



UNIVERSIDADE DE LISBOA
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA

INFLUÊNCIA DO TIPO DE AÇÃO MUSCULAR E AMPLITUDE DE MOVIMENTO

Dissertação com vista à obtenção do grau de Doutor em Motricidade Humana na especialidade de Biomecânica

Orientador: Doutor Pedro Vítor Mil-Homens Ferreira Santos

Coorientador: Doutor António Prieto Veloso

JÚRI:

PRESIDENTE

Reitor da Universidade de Lisboa

VOGAIS

Doutor João Paulo Villas Boas Soares Campos

Professor Catedrático da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto

Doutor Pedro Vítor Mil-Homens Ferreira Santos

Professor Associado da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

Doutor Ronei Silveira Pinto

Professor Adjunto da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Brasil)

Doutor Paulo Alexandre Silva Armada da Silva

Professor Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

MARIA JOÃO OLIVEIRA VALAMATOS

2014

FCT Fundação para a Ciência e a Tecnologia

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO E CIÊNCIA

A presente dissertação foi parcialmente apoiada pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (Bolsa de Doutoramento: SFRH/BD/60882/2009).

Declaração de Reprodução da Tese

Nome: Maria João de Oliveira Valamatos

Endereço eletrónico: mjvalamatos@fmh.ulisboa.pt

Telefone: 966 132 611

Número do Cartão de Cidadão: 09542112 2ZY9

Título da Tese: Arquitetura Muscular e Treino de Força.

Influência do Tipo de Ação Muscular e Amplitude de Movimento

Orientador: Doutor Pedro Vítor Mil-Homens Ferreira Santos

Coorientador: Doutor António Prieto Veloso

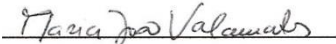
Ano de conclusão: 2014

Ramo de Conhecimento do Doutoramento: Biomecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE.

Faculdade de Motricidade Humana – Universidade de Lisboa

Cruz Quebrada, 17 de Julho de 2014

Assinatura: 

(Maria João Oliveira Valamatos)

*Àqueles que
sempre me acompanharam
e comigo sonharam
viver este dia.*

*Hoje,
o complemento da minha felicidade
seria poder abraçar-vos a todos.*

Agradecimentos

Um qualquer trabalho de investigação é sempre uma aventura partilhada, que requer um grande sentido de parceria, muito trabalho de equipa e, essencialmente, muita cumplicidade. Gostaria de expressar, neste momento, o meu reconhecido e profundo agradecimento a todos aqueles que tornaram possível esta aventura. Muito obrigada a todos os que me acompanharam e souberam tornar breves os momentos de ansiedade e dificuldade. Se hoje alcancei o sucesso, a vocês o devo.

Em primeiro lugar, agradecer à Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa e ao Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional por suportarem, apoiarem e incentivarem o desenvolvimento desta investigação. Também à Fundação para a Ciência e Tecnologia uma palavra de agradecimento pela bolsa de doutoramento concedida.

Um especial e sentido agradecimento ao meu orientador, Prof. Dr. Pedro Mil-Homens. Procuo por entre as palavras e não encontro nenhuma capaz de expressar a minha gratidão e admiração por si. Obrigada por estar sempre presente. Obrigada pela sinceridade e amizade que coloca em todos os conselhos, incentivos e reprimendas. Tem sempre a palavra certa e sabe, ao mesmo tempo, incentivar, orientar, criticar e cuidar. Há poucas pessoas assim. Muito obrigada!

Ao Prof. Dr. António Veloso, coorientador deste trabalho, quero agradecer a forma competente com que nos orientou na conceção experimental desta investigação. Obrigada por ajudar a definir o caminho e por nos expor, tantas vezes, à dúvida ao invés da certeza, permitindo-nos ir muito além das teorias. Obrigada pelo apoio e confiança sempre demonstrados.

À Rute Santos, o meu sincero agradecimento por todas as horas passadas juntas no laboratório. Foram momentos de muito trabalho, espera e ansiedade, mas também de partilha, determinação e boa disposição. Rute, sem a tua colaboração, este trabalho teria sido muito mais difícil. Muito Obrigada!

À Sílvia Cabral e à Filipa João muito obrigada pela decisiva ajuda na definição e realização das tarefas experimentais. Obrigada por estarem sempre disponíveis para um apoio técnico ou um conselho amigo, muitas vezes em horários pouco convenientes. E pelos constantes, e sempre oportunos, incentivos.

Ao meu amigo Jorge Infante, uma palavra de profundo e reconhecido agradecimento. Jorge, tu estiveste sempre lá. Foste amigo, ouvinte, e conselheiro. Criaste protótipos, soldaste cabos, e foste fotógrafo e sujeito. Por isso, e por tudo o mais, muito obrigada!

Ao Laboratório de Fisiologia e Bioquímica do Exercício, e sobretudo, ao Prof. Dr. Francisco Alves, por permitir a ocupação do espaço físico do laboratório para a realização da fase experimental do estudo. Agradeço, igualmente, a paciência e dedicação sempre demonstradas, e a forma assertiva com que pronuncia algumas palavras.

À Academia Militar pela cedência do segundo equipamento de treino. Agradeço, particularmente, ao Major-General António Coimbra, ao Coronel José Feliciano e ao Major Rui Lucena, a acessibilidade, simpatia e sentido prático na efetivação do protocolo de cooperação entre a Academia Militar e a FMH.

À Federação Portuguesa de Atletismo e à Federação Portuguesa de Ciclismo por facilitarem o acesso aos respetivos atletas. Um agradecimento especial ao Prof. João Abrantes e ao Sr. José Poeira, pelas respetivas colaborações na seleção dos mesmos. Um agradecimento especial ao Prof. Jorge Viera pela cedência de um sistema de vídeo, essencial à fase experimental deste trabalho. Aos atletas, incansáveis no esforço solicitado, Muito Obrigado!

Ao Prof. Dr. Mário Secca e à Dra. Cristina Menezes, agradeço a forma simpática com que nos receberam na Clínica Ressonância Magnética e a colaboração e ajuda demonstradas na “maratona” de exames que nos aproximou.

Aos meus amigos Sandro Freitas, Rodrigo Barroso, Didi Machado, Flávia Yazigi, pela partilha, companheirismo e apoio constantes.

Ao Francisco Tavares pela presença diária nas sessões de treino e por ajudar a manter o bom ambiente que se viveu naquele período.

Ao Basílio Gonçalves, incedível na colaboração e incansável nas tarefas de treino. Obrigada por estares sempre disponível.

A todos os colegas de laboratório, que sempre tiveram uma palavra amiga de incentivo. Joana Reis, Cristina Monteiro, João Albuquerque, Ana Lúcia, Catarina Matias, Vera Moniz-Pereira e Helô Isa André, obrigada pelo vosso apoio.

Uma palavra de agradecimento ao Prof. Dr. José Gomes Pereira pelo apoio e compreensão sempre demonstrados, particularmente, na fase final deste percurso.

Quero dirigir um agradecimento muito especial a todos os alunos que participaram no estudo, integrando os respetivos grupos de treino. Foram seis meses que passámos juntos no laboratório. Seis meses de total entrega, pelo que qualquer agradecimento ficará, sempre, muito aquém do merecido. Meus “lindos”, sem a vossa ajuda, colaboração e empenho, este “nosso estudo” não teria chegado onde chegou. Por isso, a todos vocês, deixo aqui uma palavra de total gratidão. E desejo, de coração, que encontrem o caminho que procuram e que alcancem os objetivos a que se propõem.

Finalmente, um sentido agradecimento àqueles que são a minha força e a minha segurança. Se é imensa a minha dívida de gratidão para convosco, é também enorme o meu orgulho em afirmar que vos devo tudo aquilo que sou.

Mãe, de ti recebi o bem mais precioso que alguém pode possuir – a vida. Mas não ficaste satisfeita apenas com isso, e presenteaste-a com amor, carinho e dedicação. Ajudaste a cultivar em mim todos os valores que me permitiram transformar naquilo que hoje sou. Obrigada pelo amor, carinho e paciência!

À minha avó Nim, uma palavra de enorme carinho e admiração. És um poço de energia e saber. Obrigada pelas histórias de vida que partilhas comigo e com todos em teu redor. Obrigada pela ternura e compreensão!

A ti maninha! Muito mais do que uma irmã, és um complemento de mim própria. Guardo em mim todos os momentos que vivemos, todos os desejos que formulámos, e todas as emoções que partilhámos. Não existo sem ti! Dizer mais, seria banalizar o quão preciosa é a nossa ligação. Esta minha conquista de hoje, também te pertence. Adoro-te!

Resumo

Introdução: O presente estudo teve como principal objetivo a análise da adaptabilidade da arquitetura muscular e das propriedades morfológicas e mecânicas do complexo músculo-tendinoso a estímulos de treino concêntricos e excêntricos, com e sem limitação da amplitude de movimento. **Métodos:** Foram desenhadas duas abordagens: uma análise transversal onde se avaliaram os efeitos crônicos de diferentes estímulos na adaptabilidade das propriedades arquiteturais e mecânicas do vasto externo, e uma investigação longitudinal, com o objetivo de verificar os efeitos do regime de contração muscular (concêntrico e excêntrico) e amplitude do movimento (total e parcial) nas variáveis mencionadas. O protocolo experimental envolveu a realização de contrações máximas dos extensores do joelho, em simultâneo com a aplicação das técnicas de electroestimulação e ultrassonografia. Foi ainda quantificado, por ressonância magnética, o volume muscular e o braço de momento do tendão patelar. **Resultados:** Os principais resultados mostraram que o regime de contração excêntrico constitui o melhor estímulo para o aumento do comprimento do fascículo, com implicação direta nas propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso, e no desempenho de ações musculares de velocidade e potência. O regime de contração concêntrico privilegiou o aumento do ângulo de penação concorrendo para um aumento da área de secção transversal fisiológica. A utilização da amplitude total de movimento potenciou o ganho de massa muscular e de força geral, enquanto a amplitude parcial desenvolveu, sobretudo, a força nos ângulos treinados. Contrações parciais concêntricas privilegiaram o aumento do ângulo de penação, enquanto as excêntricas induziram um discreto aumento do comprimento do fascículo. Desde que equalizado o volume, ambas as condições promoveram idêntica melhoria na capacidade de produção de força. **Conclusões:** O estímulo excêntrico é essencial para o aumento do comprimento dos fascículos, com implicações diretas nas propriedades do complexo músculo-tendinoso. A redução da amplitude de movimento tem impacto na geometria fascicular, e desde que equalizado o volume, parece não condicionar os ganhos de força.

PALAVRAS-CHAVE: Arquitetura Muscular, Treino de Força, Regime de Contração, Amplitude de Movimento, Ultrassom, Comprimento do Fascículo, Ângulo de Penação, Força-Comprimento, Força-Velocidade, Vasto Externo.

Abstract

Purpose: The purpose of this study was to investigate the muscle architecture plasticity and the muscle-tendon mechanical properties adaptations to concentric and eccentric muscle contraction modes, with either a full or partial range of motion (ROM). **Methods:** To accomplish this goal, two approaches were designed: a cross-analysis aimed to evaluate the chronic effects of different mechanical stimulus on the *vastus lateralis* (VL) architectural and mechanical plasticity, and a longitudinal study to investigate the effects of the muscle contraction mode (concentric vs. eccentric) and the range of motion (full vs. partial) on the mentioned variables. The experimental protocol involved maximal voluntary isometric knee extension contractions, together with superimposed stimuli, and B-mode ultrasonography analysis. VL volume and patellar moment arm were quantified by MRI. **Results:** The main results showed that the eccentric contraction mode is a major factor for fascicle length adaptations with direct implication on muscle-tendon properties. The eccentric stimulus was also related to speed and power performance. Instead, the concentric training induced a higher increase in pennation angle and a lower change in fascicle length than eccentric training. These adaptations lead to a greater increase in physiological cross-sectional area after concentric training. The use of the full ROM improved muscle mass and overall strength, while partial ROM mainly improved the force at the trained angles. Concentric partial ROM muscle contractions increased pennation angle while eccentric partial ROM muscle contractions were related with discrete fascicle length increases. Since the volume was equalized, both full and partial ROM training conditions showed similar strength increases. **Conclusion:** The eccentric stimulus is a critical factor for fascicle length adaptations with direct implications on the muscle-tendon properties. The partial ROM influences fascicle geometry and, the strength gains seem to be unaffected as long as the training volume is similar.

KEY WORDS: Muscle Architecture, Strength Training, Regime of Contraction, Range of Motion, Ultrasound, Fascicle Length, Pennation Angle, Force-Length, Force-Velocity, Vastus Lateralis.

Índice

| | |
|---|--------------|
| Agradecimentos | i |
| Resumo | v |
| Abstract | vii |
| Índice | ix |
| Tabelas | xiii |
| Figuras | xviii |
| Abreviaturas | xxv |
| 1 Capítulo 1: Introdução | 1 |
| 1.1 Apresentação e Definição do Problema..... | 3 |
| 1.2 Objetivos do Estudo..... | 5 |
| 1.2.1 Perguntas de Investigação | 6 |
| 1.3 Pressupostos e Limitações | 7 |
| 1.4 Estrutura e Organização da Dissertação | 8 |
| 2 Capítulo 2: Revisão da Literatura | 11 |
| 2.1 A Arquitetura Muscular <i>In Vivo</i> por Ultrassonografia..... | 13 |
| 2.1.1 Conceito e Parâmetros de Arquitetura Muscular | 13 |
| 2.1.2 A Técnica de Ultrassonografia..... | 17 |
| 2.1.3 O Músculo-Esquelético por Ultrassonografia – O Vasto Externo | 25 |
| 2.1.4 Validade e Reprodutibilidade da Ultrassonografia Aplicada à Arquitetura Muscular..... | 29 |
| 2.2 Propriedades Mecânicas do Complexo Músculo-Tendinoso..... | 30 |
| 2.2.1 A Relação Força-Comprimento | 31 |
| 2.2.2 A Relação Força-Velocidade | 33 |
| 2.2.3 Momento de Força – Conceito de Braço de Momento..... | 35 |

| | | |
|----------|---|-----------|
| 2.3 | Implicações Funcionais da Arquitetura Muscular e das Propriedades Mecânicas..... | 37 |
| 2.4 | Plasticidade da Arquitetura Muscular ao Treino de Força..... | 40 |
| 2.4.1 | A Influência do Modo de Contração – Concêntrico versus Excêntrico | 45 |
| 2.4.2 | A Influência da Amplitude do Movimento – Total versus Parcial..... | 49 |
| 3 | Capítulo 3: Metodologia | 53 |
| 3.1 | Protocolo Experimental – Conceção Experimental | 55 |
| 3.2 | Amostras de Estudo | 56 |
| 3.2.1 | Cálculo da Dimensão Amostral | 57 |
| 3.2.2 | Recrutamento..... | 59 |
| 3.2.3 | Critérios de Inclusão e Exclusão | 59 |
| 3.3 | Processo de Treino (Estudos III e IV) | 60 |
| 3.3.1 | Período de Treino..... | 60 |
| 3.3.2 | Protocolo de Treino | 60 |
| 3.3.3 | Volume de Treino | 62 |
| 3.3.4 | Velocidade de Contração | 63 |
| 3.3.5 | Amplitude de Movimento | 64 |
| 3.3.6 | Unidade de Treino..... | 65 |
| 3.4 | Antropometria e Composição Corporal (estudos III e IV) | 66 |
| 3.5 | Determinação da Arquitetura Muscular do Vasto Externo (estudos I, II, III e IV) | 67 |
| 3.6 | Determinação das Propriedades Morfológicas do Vasto Externo (estudos III e IV) | 70 |
| 3.7 | Determinação das Propriedades Mecânicas do Vasto Externo..... | 72 |
| 3.7.1 | Relação Força-Comprimento (estudos II, III, IV)..... | 74 |
| 3.7.2 | Relação Força-Velocidade (estudos III, IV) | 78 |
| 3.7.3 | Tensão Específica (estudos III, IV)..... | 79 |
| 3.8 | Avaliação da Capacidade Funcional – Teste de Salto Unipodal | 80 |
| 3.9 | Análise Estatística | 83 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.9.1 | Estudo I..... | 83 |
| 3.9.2 | Estudo II, III, e IV..... | 84 |
| 4 | Capítulo 4: Apresentação e Discussão dos Resultados..... | 87 |
| 4.1 | Reprodutibilidade dos Parâmetros Arquiteturais do Vasto Externo Estudo I . | 89 |
| 4.1.1 | Introdução..... | 89 |
| 4.1.2 | Apresentação dos Resultados..... | 90 |
| 4.1.3 | Discussão..... | 104 |
| 4.1.4 | Conclusão..... | 107 |
| 4.2 | Efeitos da carga mecânica crônica na adaptabilidade das propriedades arquiteturas e mecânicas do vasto externo. Uma comparação entre ciclistas e velocistas de alto rendimento Estudo II..... | 109 |
| 4.2.1 | Introdução..... | 109 |
| 4.2.2 | Apresentação dos Resultados..... | 110 |
| 4.2.3 | Discussão..... | 115 |
| 4.2.4 | Conclusão..... | 120 |
| 4.3 | Influência da Ação Muscular Concêntrica e Excêntrica nas Adaptações Mecânicas e Arquiteturais do Vasto Externo Estudo III..... | 123 |
| 4.3.1 | Introdução..... | 123 |
| 4.3.2 | Apresentação dos Resultados..... | 124 |
| 4.3.3 | Discussão..... | 142 |
| 4.3.4 | Conclusão..... | 150 |
| 4.4 | Influência da Amplitude de Movimento nas adaptações Mecânicas e Arquiteturais do Vasto Externo Estudo IV..... | 151 |
| 4.4.1 | Introdução..... | 151 |
| 4.4.2 | Apresentação dos Resultados..... | 152 |
| 4.4.3 | Discussão..... | 176 |
| 4.4.4 | Conclusão..... | 185 |
| 5 | Capítulo 5: Conclusões..... | 187 |
| 5.1 | Introdução..... | 189 |

| | | |
|-----|--|------------|
| 5.2 | Principais Conclusões da Investigação..... | 189 |
| 5.3 | Implicações Práticas..... | 191 |
| 5.4 | Recomendações para Futuras Investigações | 192 |
| | Referências | 195 |
| | Anexos..... | 219 |
| | Anexo I: Parecer do Conselho de Ética..... | 221 |
| | Anexo II: Consentimento Informado..... | 225 |
| | Anexo III: Tabelas de Revisão de Estudos..... | 233 |
| | Anexo IV: Ficha Resumo dos Principais Resultados Estatísticos | 243 |

Tabelas

| | |
|--|-----|
| Tabela 2-1 - Influência do modo de contração (concêntrico versus excêntrico) nas adaptações na arquitetura e morfologia muscular. O asterisco (*) representa as diferenças estatisticamente significativas entre modos de contração..... | 48 |
| Tabela 2-2 - Influência da amplitude de contração (total versus parcial) nas adaptações na arquitetura e morfologia muscular..... | 51 |
| Tabela 3-1 – Caracterização geral da amostra. São apresentados os valores de média e desvio padrão das variáveis Idade, Altura e Massa Corporal. Diferenciam-se os diferentes subgrupos quanto à sua experiência físico-desportiva, nível competitivo e modalidade praticada..... | 57 |
| Tabela 3-2 - Organização do Protocolo de Treino e respetiva periodização da carga. | 62 |
| Tabela 3-3– Parâmetros de classificação da dimensão do efeito segundo Cohen [61] | 86 |
| Tabela 4-1 - Reprodutibilidade da digitalização do ângulo de penação..... | 90 |
| Tabela 4-2- Reprodutibilidade da digitalização do comprimento do fascículo. | 92 |
| Tabela 4-3 - Reprodutibilidade da digitalização da espessura muscular. | 94 |
| Tabela 4-4- Reprodutibilidade da aquisição dos valores do ângulo de penação em dias diferentes em três pares de imagens. | 96 |
| Tabela 4-5 – Reprodutibilidade da aquisição dos valores do comprimento do fascículo em dias diferentes em três pares de imagens..... | 98 |
| Tabela 4-6- Reprodutibilidade da aquisição dos valores da espessura muscular em dias diferentes em três pares de imagens..... | 100 |
| Tabela 4-7 - Reprodutibilidade da aquisição das variáveis momento máximo de força (MMax), ângulo ótimo de produção de força (Ang.OF), co-ativação antagonista (CoAT-ANT) e nível de ativação voluntário (AT-VOL), em duas sessões diferentes. | 102 |
| Tabela 4-8 - Caracterização descritiva dos grupos experimentais que integraram o estudo. São apresentadas as principais variáveis morfológicas: Idade, altura, massa corporal, e comprimento da coxa. É ainda apresentada a experiência desportiva, manifestada na quantidade de anos sucessivos de prática de alto rendimento desportivo (ou percurso). Os dados são valores médios \pm SD..... | 111 |
| Tabela 4-9 – Análise comparativa entre os grupos controlo, ciclistas e velocistas, relativamente aos parâmetros de arquitetura muscular do Vasto Externo: comprimento | |

| | |
|---|-----|
| absoluto do fascículo, comprimento do fascículo relativo ao comprimento da coxa, ângulo de penação, espessura muscular e espessura muscular normalizada ao comprimento do fascículo. São apresentados os valores médios \pm SD. | 112 |
| Tabela 4-10 - Análise comparativa entre os três grupos experimentais – grupo de controlo, ciclistas e velocistas, nas variáveis da relação momento de força-ângulo. São apresentados os valores médios \pm o desvio padrão..... | 113 |
| Tabela 4-11 - Dados comparativos entre ciclistas e velocistas, nas principais variáveis da relação força-alongamento do vasto externo. São apresentados os valores médios \pm SD. | 114 |
| Tabela 4-12 - Caracterização descritiva dos grupos experimentais que completaram o estudo. São apresentadas as principais variáveis morfológicas: Idade, altura, massa corporal, massa livre de gordura, comprimento de coxa, área de secção transversal anatómica do vasto externo e volume muscular do vasto externo VE). São apresentados os valores médios \pm SD, obtidos no momento inicial de avaliação (<i>baseline</i>)..... | 125 |
| Tabela 4-13 - Parâmetros do processo de treino. São diferenciadas as variáveis momento de força e trabalho mecânico ao longo das 15 semanas de treino para os dois grupos de treino: concêntrico e excêntrico. São apresentados os valores médios \pm SD. | 126 |
| Tabela 4-14 - Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na espessura muscular do vasto externo, medida a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (<i>Kruskal-Wallis</i>), respetivos testes de post-hoc (<i>Mann-Whitney U</i>) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas. | 128 |
| Tabela 4-15 - Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) no ângulo de penação do vasto externo, medido a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de <i>post-hoc</i> (<i>Scheffe</i>) e indicadores da Dimensão do Efeito. | 129 |
| Tabela 4-16 - Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) no comprimento do fascículo do vasto externo, medido a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação | |

| | |
|--|-----|
| de grupos (ANOVA), respetivos testes de post-hoc (<i>Scheffe</i>) e indicadores da Dimensão do Efeito. | 129 |
| Tabela 4-17- Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na Área de Secção Transversal Anatômica (ASTA), Volume Muscular (Volume) e Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF). São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de post-hoc (<i>Scheffe</i>) e indicadores da Dimensão do Efeito..... | 131 |
| Tabela 4-18 - Alterações absolutas e relativas das características de produção de força: momento máximo de extensão, força máxima transmitida ao tendão, força dos fascículos do vasto externo e ângulo ótimo, antes e após o processo de treino. São ainda apresentadas as adaptações nas variáveis usadas para calcular a força máxima transmitida ao tendão: nível ativação voluntária, co-ativação antagonista e braço de momento do tendão patelar. São apresentados os valores médios \pm SD. Entre parêntesis é apresentado o erro padrão da média (SEM)..... | 134 |
| Tabela 4-19 -Alterações absolutas e relativas nos parâmetros cinéticos e cinemáticos obtidos no teste de desempenho funcional: Single Leg Jump (SLJ), antes e após o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm SD (SEM)..... | 138 |
| Tabela 4-20 - Parâmetros do processo de treino. São diferenciadas as variáveis momento de força e trabalho mecânico ao longo das 15 semanas de treino para os quatro grupos de treino. São apresentados os valores médios \pm SD. | 153 |
| Tabela 4-21 – Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados no ângulo de penação do vasto externo, medido a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de <i>post-hoc</i> (<i>Scheffe</i>) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas. | 156 |
| Tabela 4-22– Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados no comprimento do fascículo do vasto externo, medida a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de post-hoc (<i>Scheffe</i>) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas. | 157 |
| Tabela 4-23 - Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados na espessura muscular do vasto externo, medida a 50% do | |

comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (*Kruskall-Wallis* e *ANOVA*), respetivos testes de *post-hoc* (*Mann-Whitney U* e *Scheffe*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas..... 159

Tabela 4-24- Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados na Área de Secção Transversal Anatómica (ASTA), na Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF) e no Volume Muscular do vasto externo, para os grupos de controlo, concêntrico total e concêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (*ANOVA* e *Kruskall-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos. 160

Tabela 4-25 - Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados na Área de Secção Transversal Anatómica (ASTA), na Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF) e no Volume Muscular do vasto externo, para os grupos de controlo, excêntrico total e excêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (*ANOVA* e *Kruskall-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos. 161

Tabela 4-26- Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na Área da Secção Transversal Anatómica (ASTA), medida a 25% (Proximal), 50% (Média) e 75% (Distal) do comprimento do vasto externo, para os grupos de controlo, concêntrico total e concêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (*ANOVA* e *Kruskall-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas. 163

Tabela 4-27– Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na Área da Secção Transversal Anatómica (ASTA), medida a 25% (Proximal), 50% (Média) e 75% (Distal) do comprimento do vasto externo, para os grupos de controlo, excêntrico total e excêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (*ANOVA* e *Kruskall-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos, e para as comparações múltiplas. 164

Tabela 4-28- Alterações absolutas e relativas das características de produção de força: momento máximo de extensão, força máxima transmitida ao tendão, força dos fascículos do vasto externo e ângulo ótimo, antes e após o processo de treino. Em

tons claros, estão apresentadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico, e a escuro, as promovidas pelo estímulo excêntrico. São apresentados os valores médios \pm SD. Entre parêntesis é apresentado o erro padrão da média (SEM). 168

Tabela 4-29- Adaptações nas variáveis usadas para calcular a força máxima transmitida ao tendão: nível ativação voluntária, co-ativação antagonista e braço de momento do tendão patelar. Em tons claros, estão apresentadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico, e a escuro, as promovidas pelo estímulo excêntrico. 169

Tabela 4-30- Alterações absolutas e relativas nos parâmetros cinéticos e cinemáticos obtidos no teste de desempenho funcional: *Single Leg Jump* (SLJ), antes e após o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm SD (SEM)..... 175

Figuras

- Figura 2-1- Relação entre a força produzida pela fibra muscular (em percentagem do máximo) e o comprimento do sarcómero (em μm). Apresentação dos valores originalmente obtidos por Gordon e col 24. (adaptado de Gordon et al., 1966) [116].. 32
- Figura 3-1- Imagem elucidativa de uma unidade de treino. Foram utilizados dois dinamómetros isocinéticos, que permitiram o treino simultâneo de dois elementos da amostra: *Biodex System 2* (à esquerda) e *Biodex System 3* (à direita)..... 61
- Figura 3-2- Determinação, em repouso, da arquitetura muscular do vasto externo. Os sujeitos foram avaliados sentados, com o joelho posicionado a 10° de flexão..... 67
- Figura 3-3 - Medidas de Arquitetura Muscular. Espessura Muscular (EM), Comprimento do Fascículo (L_f) e Ângulo de Penação (θ_p). Sempre que o fascículo não era totalmente visível na área digitalizada, o comprimento total foi estimado por extrapolação linear, como anteriormente reportado [100]. 69
- Figura 3-4- Exame ressonância magnética, e respetivo sistema de imobilização dos segmentos. Este sistema permitiu a manutenção da posição dos segmentos, facilitou o relaxamento muscular e anulou a compressão dos tecidos musculares contra a estrutura do equipamento. 71
- Figura 3-5 - Níveis axiais adquiridos por ressonância magnética, entre o grande trocânter e o bordo superior da rótula (A). Imagem transversal da coxa direita obtida antes (semana 0) e depois (semana 15) do processo de intervenção (B). No corte axial da semana 15 está delineada a área de secção transversal anatómica do vasto externo..... 72
- Figura 3-6 – Determinação das propriedades mecânicas do VE. Avaliação do momento máximo de extensão (em cima) e respetiva representação gráfica em ambiente visual 3 D (em baixo)..... 73
- Figura 3-7- Avaliação da tensão específica do vasto externo, no ângulo ótimo de produção de força. Foi avaliado o momento máximo produzido e a geometria muscular em condição de contração máxima..... 79
- Figura 3-8 - Representação virtual do modelo biomecânico criado. A) Representação gráfica dos marcadores; B) Visualização da modelação óssea no Visual 3D..... 81
- Figura 4-1 - Representação gráfica da reprodutibilidade da digitalização do ângulo de penação, em três imagens diferentes. À esquerda representa-se a relação entre as

| | |
|--|----|
| médias das imagens (1-2, 2-3 e 1-3). À direita representa-se, para cada imagem, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráfico Bland-Altman. | 91 |
| Figura 4-2 - Imagem representativa da medição do comprimento do fascículo. Neste exemplo, uma parte (muito reduzida) do comprimento do fascículo foi estimada por extrapolação linear, segundo os procedimentos descritos na metodologia. | 92 |
| Figura 4-3 - Representação gráfica da reprodutibilidade da digitalização do comprimento do fascículo, em três imagens diferentes. À esquerda representa-se a relação entre as médias das imagens (1-2, 2-3 e 1-3). À direita representa-se, para cada imagem, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráfico Bland-Altman. | 93 |
| Figura 4-4 - Imagem representativa da medição da espessura muscular, segundo os procedimentos descritos na metodologia. | 94 |
| Figura 4-5 - Representação gráfica da reprodutibilidade da digitalização do ângulo de penação, em três imagens diferentes. À esquerda representa-se a relação entre as médias das imagens (1-2, 2-3 e 1-3). À direita representa-se, para cada imagem, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráfico Bland-Altman. | 95 |
| Figura 4-6 - Imagem representativa da medição do ângulo de penação, segundo os procedimentos descritos na metodologia. | 96 |
| Figura 4-7- Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões do ângulo de penação, nos três pares de imagens analisadas (topo: par 1 de imagens; centro: par 2 de imagens; baixo: par 3 de imagens). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (dia 1 e dia 2). À direita representa-se, para cada par de imagens, a diferença absoluta (Δ) entre cada par de observação – Gráficos Bland-Altman. | 97 |
| Figura 4-8- Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões do comprimento do fascículo, nos três pares de imagens analisadas (topo: par 1 de imagens; centro: par 2 de imagens; baixo: par 3 de imagens). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (dia 1 e dia 2). À direita representa-se, para cada par de imagens, a diferença absoluta (Δ) entre cada par de observação – Gráficos Bland-Altman. | 99 |
| Figura 4-9 - Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões da espessura muscular, nos três pares de imagens analisadas (topo: par 1 de imagens; centro: par 2 de imagens; baixo: par 3 de imagens). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (dia 1 e dia 2). À direita representa-se, para | |

| | |
|--|-----|
| cada par de imagens, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráficos Bland-Altman. | 101 |
| Figura 4-10 – Imagem representativa do protocolo experimental..... | 101 |
| Figura 4-11- Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões do Momento Máximo de Extensão do Joelho (A), Ângulo Ótimo (B), Nível de Co-Ativação Antagonista (C) e Nível de Ativação Voluntária (D). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (Teste e Reteste). À direita representa-se, a diferença (Δ) entre cada par de observações – Gráficos Bland-Altman. | 103 |
| Figura 4-12 - Curvas momento de força – ângulo, dos três grupos experimentais: velocistas, ciclistas, e controlo. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (<i>SEM</i>). Os asteriscos representam o nível de significado estatístico para as diferenças entre os grupos de alto rendimento e o controlo (* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$). # Significativamente diferente apenas para os velocistas ($p < 0,05$). | 113 |
| Figura 4-13 - Gráfico comparativo da relação força-comprimento do vasto externo de ciclistas e velocistas. Observa-se, para ambos os grupos, uma longa fase ascendente da curva, com idênticos níveis de força desenvolvidos. Estes são, contudo, produzidos a diferentes comprimentos fasciculares absolutos. Os dados correspondem a valores médios \pm <i>SEM</i> | 115 |
| Figura 4-14 - Carga mecânica induzida (A) e trabalho mecânico produzido (B) nos 15 microciclos (3 sessões) de treino. As barras verticais indicam a transição de mesociclo, com a respetiva alteração da velocidade isocinética de treino – 60, 90, 120, 150 e 180°s ⁻¹ , respetivamente para os mesociclos I, II, III, IV e V. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (<i>SEM</i>). É ainda indicado o nível de significância estatístico para as diferenças entre os grupos concêntrico e excêntrico nos dois parâmetros de treino: *** $p < 0,001$; n.s. não significativo. | 127 |
| Figura 4-15 - Topo: Alterações relativas do ângulo de penação (esquerda) e comprimento do fascículo (direita) observadas nos três grupos experimentais. As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (<i>SEM</i>). *Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,001$); # Significativamente diferente dos restantes grupos experimentais. Baixo: Médias e desvio padrão dos valores do ângulo de penação do grupo de treino concêntrico (esquerda) e comprimento do fascículo do grupo de treino excêntrico (direita), antes e | |

depois do processo de treino. De forma sobreposta estão representados os resultados de todos os sujeitos de ambos os grupos. 130

Figura 4-16 - Alterações relativas na área de secção transversal anatómica do vasto externo nas regiões proximal, média e distal, observadas nos três grupos experimentais. As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (*SEM*). Foram observadas diferenças entre os dois modos de contração a 25% do comprimento do músculo (região proximal), com ganhos superiores no grupo excêntrico. Os asteriscos representam as diferenças verificadas entre grupos experimentais, com diferentes níveis de significância estatística: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ 132

Figura 4-17 - Alterações relativas da capacidade de produção de força: momento máximo de extensão, força máxima do quadríceps, força dos fascículos do vasto externo e tensão específica do vasto externo, observadas nos três grupos experimentais. As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (*SEM*). * Significativamente diferente do grupo de controlo, $p < 0,001$). 133

Figura 4-18 - Relação momento de força – ângulo antes (*baseline*) e após (GExc, GConc e GControlo) o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (*SEM*), normalizados ao máximo individual registado no momento inicial de avaliação. A seta salienta o deslocamento do ângulo ótimo para a direita, nos grupos de treino concêntrico (GConc) e excêntrico (GExc). São ainda apresentadas as diferenças entre grupos: *Significativamente diferente para os grupos de treino relativamente à *baseline* e GControlo ($p < 0,001$); # Significativamente diferente apenas para o grupo de treino excêntrico ($p < 0,05$); α Significativamente diferente apenas para o grupo de treino concêntrico ($p < 0,05$). 136

Figura 4-19 - Relação momento de força – velocidade angular, antes (*baseline*) e após (GExc, GConc e GControlo) o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (*SEM*), normalizados ao máximo individual registado no momento inicial de avaliação. Estão também evidenciadas as diferenças entre grupos: *Significativamente diferente para os grupos de treino relativamente à *baseline* e GControlo ($p \leq 0,001$); # Significativamente diferente entre os grupos excêntrico e controlo ($p < 0,001$); α Significativamente diferente entre os grupos concêntrico e excêntrico ($p < 0,05$). 137

Figura 4-20 - Representação gráfica da potência articular da anca (nível 1), joelho (nível 2) e tornozelo (nível 3), antes e após o treino de força concêntrico (coluna da

esquerda) e excêntrico (coluna da direita). Os dados apresentados pertencem a um elemento representativo de cada grupo experimental e representam as adaptações médias verificadas nos dois perfis de potência articulares. 141

Figura 4-21 - Representação gráfica das relações existentes entre as adaptações observadas na variável de arquitetura muscular – comprimento do fascículo, e as alterações positivas no parâmetro de desempenho funcional: velocidade vertical de saída. É apresentado o valor da correlação (r) e o respetivo significado estatístico: $p < 0,01$ 142

Figura 4-22 - Carga mecânica (nível A) e trabalho mecânico produzido (nível B) nos 15 microciclos de treino. À esquerda são apresentados os perfis de contração concêntricos (condições de amplitude total e parcial), e a direita, os perfis excêntricos (total versus parcial). As barras verticais indicam a transição de mesociclo, com a respetiva alteração da velocidade isocinética de treino – 60, 90, 120, 150 e 180°s⁻¹, respetivamente para os mesociclos I, II, III, IV e V. São apresentados os valores médios \pm SEM. É ainda indicado o nível de significância estatístico para as diferenças entre as condições de amplitude total e parcial nas duas variáveis de treino: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$; n.s. não significativo. 155

Figura 4-23- Alterações relativas da área de secção transversal anatómica (ASTA) (em cima) e volume muscular (em baixo) do vasto externo, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm o erro padrão da média (SEM). Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao controlo (* $p < 0,05$, ** $p < 0,001$), e o cardinal as diferenças significativas entre as condições de treino ($p < 0,001$). 159

Figura 4-24 - Alterações relativas da área de secção transversal fisiológica do vasto externo, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm SEM. * Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,05$), # Significativamente diferente da condição de amplitude total ($p < 0,05$). 162

Figura 4-25 - Alterações relativas na área de secção transversal anatómica do vasto externo nas regiões proximal, média e distal, observadas nas condições experimentais

de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. Em cima estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e em baixo, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (*SEM*). * Diferenças significativas para o grupo de controlo ($p < 0,001$). # Diferenças significativas para a região proximal ($p < 0,05$). 165

Figura 4-26 - Alterações relativas do momento máximo de extensão, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm *SEM*. Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ 166

Figura 4-27- Alterações relativas da força máxima de extensão produzida pelo quadricípite femoral (em cima) e da força máxima desenvolvida pelo músculo vasto externo, tendo em consideração a orientação das respetivas fibras musculares (em baixo), observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico, e à direita, as do estímulo excêntrico. As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm *SEM*. Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$ 167

Figura 4-28- Relação momento de momento – ângulo antes (*baseline*) e após o protocolo de força concêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm *SEM*, normalizados ao máximo individual no momento inicial. A seta salienta o deslocamento do ângulo ótimo para a direita, na condição de amplitude total de movimento. São ainda apresentadas as diferenças entre grupos: *Significativamente diferente para os grupos de treino relativamente à *baseline* e controlo ($p < 0,001$); # Significativamente diferente apenas para a condição de amplitude parcial ($p < 0,05$); \boxtimes Significativamente diferente apenas para a condição de amplitude total ($p < 0,05$). 170

Figura 4-29- Relação momento de momento – ângulo antes (*baseline*) e após o protocolo de força excêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm *SEM*, normalizados ao máximo individual no momento inicial. A seta salienta o deslocamento do ângulo ótimo para a direita, na condição de amplitude

| | |
|---|-----|
| total. São ainda apresentadas as diferenças significativas entre os grupos de treino, controlo e <i>baseline</i> ($p^* < 0,001$; $** 0,01$)..... | 171 |
| Figura 4-30- Relação momento de momento – velocidade, antes (<i>baseline</i>) e após o protocolo de força concêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (<i>SEM</i>), normalizados ao máximo individual no momento inicial de avaliação. Os asteriscos representam as diferenças significativas observadas nos grupos de treino relativamente à <i>baseline</i> e controlo ($*p < 0,001$; $** p < 0,01$)..... | 172 |
| Figura 4-31- Relação momento de momento – velocidade, antes (<i>baseline</i>) e após o protocolo de força excêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (<i>SEM</i>), normalizados ao máximo individual no momento inicial de avaliação. Os asteriscos representam as diferenças significativas observadas nos grupos de treino relativamente à <i>baseline</i> e controlo ($p < 0,001$). | 173 |
| Figura 4-32- Alterações relativas observadas nos parâmetros de desempenho funcional: altura de salto e velocidade vertical de saída, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas com às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm <i>SEM</i> . Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo $* p < 0,001$, $** p < 0,01$.. | 174 |

Abreviaturas

| | |
|----------------------|--|
| AP | Ângulo de Penação |
| ASTA | Área de Secção Transversal Anatómica |
| ASTA _{mean} | Valores Médios da Área de Secção Transversal Anatómica |
| ASTF | Área de Secção Transversal Fisiológica |
| CG | Centro de Gravidade |
| CR | Crural |
| CV | Coefficiente de Variação |
| CVM | Contração Voluntária Máxima |
| DMD | Diferença Mínima Detetável |
| DXA | Densitometria Radiológica de Dupla Energia |
| EFOV | <i>Extended field-of-view</i> |
| EM | Espessura Muscular |
| EMG | Eletromiografia |
| FVE | Força produzida pelo Vasto Externo |
| GConc | Grupo de Treino Concêntrico |
| GExc | Grupo de Treino Excêntrico |
| ICC | Coefficiente de Correlação Intraclasse |
| ITT | <i>Interpolated twitch technique</i> |
| LF | Comprimento do Fascículo |
| L _o | Comprimento Ótimo |
| QF | Quadricípite Femoral |
| MMax | Momento Máximo de Força |
| P _o | Tensão Tetânica Máxima |
| RF | Reto Femoral |
| RM(s) | Repetição(ões) Máxima(s) |
| RMS | <i>Root Mean Square</i> |
| rpm 's | Rotações por minuto |
| SEM | Erro Padrão da Média |
| SLJ | <i>Single Leg Jump</i> |
| TAC | Tomografia Axial Computorizada |
| V _o | Velocidade de Contração Máxima |
| VE | Vasto Externo |
| VI | Vasto Interno |

Capítulo 1: Introdução

Este capítulo identifica e contextualiza o tema de estudo, e descreve a forma de organização da dissertação.

1.1 Apresentação e Definição do Problema

Dado que a arquitetura muscular é altamente plástica [2, 12, 22, 34, 177, 267], a carga mecânica aumentada, traduzida num programa de treino de força devidamente programado e orientado, pode contribuir para a otimização da função muscular e do desempenho desportivo. O desenvolvimento de atividades ou exercícios que melhorem a função muscular, baseia-se na análise e compreensão dos fatores que provocam tais adaptações funcionais. Por exemplo, a capacidade muscular de produzir força está, em primeira instância, relacionada com o número de sarcómeros em paralelo [2, 177], e deste modo, com a sua área de secção transversal fisiológica (ASTF). Por outro lado, o número de sarcómeros em série, condição que define o comprimento das fibras musculares, determina a capacidade de excursão muscular estando portanto, associado a maiores velocidades de contração [4, 180, 230] e potências musculares [52, 138, 307].

Em teoria, é possível manipular determinada quantidade de sarcómeros (isto é, determinada massa muscular) para produzir diferentes ASTF's e velocidades de contração, ajustando simplesmente o comprimento das fibras musculares ou o ângulo de penação. Matematicamente, mantendo a massa muscular e manipulando o comprimento das fibras musculares, é possível calcular o efeito dessa organização arquitetural no desempenho motor. Tendo por base a relação entre massa muscular, ASTF e comprimento fascicular, o aumento do comprimento das fibras implica o decréscimo da ASTF e, conseqüentemente, a diminuição dos níveis máximos de força muscular. Para uma mesma velocidade angular, esse aumento do comprimento das fibras implica também a diminuição da velocidade de encurtamento dos sarcómeros, induzindo aumento da força muscular dinâmica (força produzida numa determinada velocidade angular). Estas duas condições ilustram a interação entre a produção de força em regime isométrico (dependente da ASTF) e em regime dinâmico (dependente do número de sarcómeros em série). Sabendo que para um mesmo aumento do comprimento do fascículo, a diminuição da ASTF é maior do que o aumento da velocidade de encurtamento, é crucial estabelecer o melhor produto entre ambas as variáveis, no sentido de determinar a melhor organização arquitetural para uma função particular: a obtenção da maior força muscular numa velocidade de encurtamento específica. Em resumo, se existe um pressuposto teórico de uma organização arquitetural ótima para uma função particular, a nossa primeira pretensão consiste na

sua determinação e na identificação da carga mecânica (estímulo de treino) que melhor otimiza essa relação.

A literatura tem demonstrado que o tecido muscular, quando sujeito a sobrecarga mecânica (treino de força), desenvolve uma série de processos fisiológicos e metabólicos que conduzem a alterações morfológicas, com relativa melhoria da capacidade funcional. Tais alterações envolvem, geralmente, um aumento do volume do músculo [2] e uma reorganização das fibras musculares [32, 34, 267]. É comum observar-se um aumento do ângulo de penação [2, 115, 152, 155, 200, 220] ou do comprimento do fascículo [12, 36, 103, 224, 241, 267] em resposta a diferentes protocolos de treino de força. Isto significa que existe a real possibilidade da arquitetura muscular se adaptar funcionalmente às diferentes características da carga mecânica, promovendo adaptações específicas que estão dependentes do regime [36, 103] e velocidade de contração [12, 34], amplitude da ação muscular [41, 204], duração da intervenção [11, 35], e/ou da experiência prévia em treino de força [252].

Normalmente, velocidades elevadas de encurtamento parecem promover adaptações positivas no comprimento dos fascículos [12, 34], enquanto protocolos envolvendo cargas mecânicas pesadas e velocidades de contração baixas, parecem mais associados a aumentos pronunciados do ângulo de penação [2, 32, 115, 267]. Resultados controversos têm sido, no entanto, atribuídos ao regime de contração, sendo referido, por exemplo, que o estímulo excêntrico, quando comparado ao estímulo concêntrico, promove maiores [36] ou menores [103] aumentos no ângulo de penação. Por outro lado, apesar das evidências em estudos animais de que o estímulo excêntrico promove a adição de sarcômeros em série [53, 55, 189], o mesmo não foi ainda totalmente comprovado em humanos, embora já existam referências a aumentos do comprimento do fascículo em resposta ao treino excêntrico [22, 103, 248]. No entanto, à data do início na nossa investigação, apenas um estudo [36] tinha analisado e comparado diretamente os efeitos dos estímulos concêntrico e excêntrico nas adaptações induzidas no comprimento do fascículo. Nesse estudo, os autores concluíram que as adaptações promovidas eram independentes do regime de contração, tendo inclusive encontrado maiores aumentos em sequência do treino concêntrico (ainda que sem significado de diferenciação). Esta contradição levou os autores a especular que, mais do que o tipo de contração, seria a amplitude da ação muscular o fator promotor de adaptações no comprimento do fascículo, defendendo que amplitudes superiores às observadas nas rotinas diárias (caminhadas, corridas ou

saltos) implicariam maiores sobrecargas mecânicas e que isso conduziria a adaptações positivas no comprimento dos fascículos. Nesse sentido, apenas muito recentemente (2013 a 2014) se começaram a desenvolver estudos com o intuito de analisar a influência de diferentes amplitudes de movimento nas adaptações promovidas na arquitetura muscular em geral, e no comprimento dos fascículos em particular. Tanto quanto nos foi possível apurar, apenas dois estudos [41, 204] se propuseram a fazê-lo, e apenas um [204], considerou as adaptações promovidas no comprimento do fascículo. No entanto, na nossa opinião, nenhum dos estudos conseguiu verdadeiramente testar a real influência da amplitude de movimento nas adaptações promovidas. Na nossa perspectiva, os dois estudos apresentam a limitação de não terem equalizado o volume de treino entre as condições testadas. Sabendo-se que o volume de treino é um fator crítico para promover adaptações estruturais [262, 263], a restrição na amplitude de movimento, para um mesmo número de séries e repetições, resulta num menor tempo sob tensão, e portanto, num volume de treino mais reduzido. Em função disso, é possível que as adaptações encontradas decorram de diferentes volumes de treino, e não da manipulação da amplitude de movimento.

Deste modo, face à controvérsia de resultados quanto ao regime de contração e à carência de informação relativamente à influência da amplitude de movimento nas adaptações promovidas na arquitetura muscular, foram objetivos do nosso trabalho os que a seguir se apresentam.

1.2 Objetivos do Estudo

O presente estudo teve como principal objetivo a análise da adaptabilidade da arquitetura muscular e das propriedades morfológicas e mecânicas do complexo músculo-tendinoso em resposta a estímulos de treino específicos, tendo em consideração o regime de ação muscular (concêntrico versus excêntrico) e a amplitude do movimento (funcional versus máxima amplitude articular).

A um nível mais específico, o presente trabalho respeitou os seguintes objetivos:

1. Verificar a reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular, e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso – Estudo I;

2. Investigar a adaptabilidade da arquitetura muscular e da relação força-comprimento do músculo vasto externo em resposta a estímulos de treino específicos, tendo em consideração a modalidade praticada e o tipo de ação muscular envolvida – Estudo II;
3. Investigar a plasticidade da arquitetura muscular e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso em resposta a estímulos de treino concêntricos e excêntricos – Estudo III;
4. Investigar a plasticidade da arquitetura muscular e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso em resposta a exercícios de treino de amplitudes articulares diferenciadas – Estudo IV;
5. Estabelecer relações entre carga mecânica, alterações no sistema músculo-tendão, e desempenho funcional – Estudos III e IV.

1.2.1 Perguntas de Investigação

Como perguntas de investigação, foram coladas as seguintes:

1. Os estímulos mecânicos concêntrico e excêntrico, quando realizados à máxima intensidade, influenciam a direção das adaptações promovidas na arquitetura muscular?
2. O estímulo de contração excêntrico, caracterizado por promover tensões mecânicas elevadas e estar associado a danos estruturais nas fibras musculares, é um fator promotor de adaptações no comprimento do fascículo?
3. A amplitude dos exercícios de treino influencia a magnitude das adaptações na morfologia e na arquitetura do músculo?
4. Uma eventual reorganização arquitetural terá implicações específicas nas propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso? Nomeadamente na relação força-comprimento?
5. A manipulação de diferentes amplitudes nos exercícios de treino promove ganhos diferenciados de força muscular?
6. A restrição da amplitude dos exercícios de treino aos ângulos articulares funcionais promove um desvio da curva força-comprimento para a esquerda, na direção dos comprimentos musculares mais reduzidos?

7. As adaptações promovidas na relação força-velocidade são específicas ao modo de contração e amplitude da ação muscular?

1.3 Pressupostos e Limitações

Na realização da presente investigação foram considerados os seguintes pressupostos:

- Todos os voluntários avaliados durante a presente investigação não possuíam qualquer lesão ou patologia músculo-esquelética dos membros inferiores;
- O período de familiarização com a condição de exercício em regime isocinético foi suficiente para garantir o domínio técnico adequado aos objetivos do estudo;
- Os indivíduos constituintes das diferentes amostras de estudo envolveram-se totalmente nas tarefas solicitadas, tendo cumprido o protocolo de avaliação à máxima intensidade;
- Os atletas envolvidos no estudo II, por serem praticantes de alto rendimento e estarem envolvidos em períodos específicos de preparação, cumpriram o protocolo de avaliação, em condições isentas de fadiga;
- Os indivíduos constituintes dos estudos longitudinais, não realizaram qualquer treino de força adicional para os membros inferiores, durante todo o período do estudo.

Como acontece com a maioria dos estudos, especialmente com aqueles que incluem uma intervenção longitudinal, também no presente estudo foram identificadas algumas limitações que importa salientar:

- Ausência de avaliações intermédias (e.g. às 5 e 10 semanas) que permitissem aceder à cronologia das adaptações, sobretudo na arquitetura muscular;
- Restrição da análise ao músculo vasto externo, conhecido que é o carácter heterogéneo das adaptações hipertróficas ao treino de força, sobretudo no músculo quadríceps crural [36]. Os resultados obtidos no vasto externo podem não refletir as adaptações ocorridas em todo o músculo;

- Ausência de uma avaliação eletromiográfica que permitisse determinar a participação relativa de cada porção muscular nos momentos de força produzidos na amplitude angular avaliada [239] e ponderar uma eventual contribuição neural nas adaptações registadas.

1.4 Estrutura e Organização da Dissertação

A estrutura da dissertação assentou num modelo de investigação longitudinal, ligado à biomecânica das estruturas responsáveis pela produção e transmissão de força, e assentou na análise da plasticidade da arquitetura muscular e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso em resposta a estímulos de treino específicos, tendo em consideração o tipo de ação muscular (concêntrico versus excêntrico), e a amplitude do movimento (funcional versus máxima amplitude articular). Foram delineadas três abordagens de estudo: [1] uma análise inicial da reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso (Estudo I); [2] um segundo estudo, de cariz transversal, onde se pretendeu avaliar os efeitos crónicos de diferentes estímulos mecânicos na adaptabilidade das propriedades arquiteturais e mecânicas do vasto externo (Estudo II), e por último [3] uma investigação longitudinal, com o objetivo de verificar os efeitos da manipulação do regime de contração muscular (Estudo III) e da amplitude do movimento (Estudo IV) nas variáveis referidas.

A organização deste documento seguiu a seguinte orientação:

No Capítulo 2 incluiu-se a revisão da literatura. Nele pretende-se contextualizar a presente investigação e enquadrar-se os diferentes estudos. Apresenta uma visão geral sobre a temática de estudo, procurando salientar, sobretudo, três questões essenciais: [A] A definição das variáveis de arquitetura muscular que determinam a estrutura e função do músculo-esquelético, [B] as implicações funcionais que decorrem de diferentes organizações dessas variáveis, e [C] como elas se adaptam a diferentes estímulos de treino, tendo em consideração, sobretudo, o regime de contração muscular e a amplitude do movimento. Além disso, e porque a ultrassonografia é uma técnica de investigação relativamente recente em biomecânica e pouco desenvolvida no nosso laboratório, sentimos a necessidade de aprofundar o

conhecimento teórico e prático sobre o tema, desenvolvendo um trabalho de análise e revisão mais aprofundado, que decidimos incluir também neste capítulo.

No Capítulo 3 é apresentada uma descrição detalhada dos meios, métodos e cuidados metodológicos utilizados e assumidos ao longo do processo de investigação. São também justificadas muitas das opções tomadas durante o percurso da investigação.

No Capítulo 4, os resultados dos diferentes estudos estão organizados em quatro subcapítulos. Os resultados do estudo I: “Reprodutibilidade dos parâmetros arquiteturais do vasto externo” são apresentados no subcapítulo 4.1. O subcapítulo 4.2. será dedicado à apresentação e discussão dos resultados obtidos estudo II: Efeitos da carga mecânica crônica na adaptabilidade das propriedades arquiteturais e mecânicas do vasto externo. Uma comparação entre ciclistas e velocistas de alto rendimento. O subcapítulo 4.3. apresenta os resultados decorrentes do estudo III: Influência da ação muscular concêntrica e excêntrica nas adaptações mecânicas e arquiteturais do vasto externo. E, por último, o estudo IV: Influência da amplitude de movimento nas adaptações mecânicas e arquiteturais do vasto externo é discutido no ponto 4.4.

O Capítulo 5 corresponde às conclusões gerais da tese, onde são salientados os principais resultados da investigação, discutidas as implicações práticas desses resultados, e apresentadas sugestões para futuros trabalhos de investigação.

As Referências que fundamentam todo o trabalho de investigação e suportaram a interpretação e discussão dos resultados são apresentadas no final do documento, num formato numerado.

Nos Anexos incluímos o Parecer do Conselho de Ética que viabilizou a presente investigação (anexo I), o Consentimento Informado que esclareceu os voluntários sobre objetivos, técnicas e procedimentos do estudo (anexo II), Tabelas de Revisão de Estudos que complementam a revisão da literatura apresentada (anexo III) e fichas resumo apresentado os principais resultados estatísticos (anexo IV).

Capítulo 2: Revisão da Literatura

A revisão da literatura contextualiza a investigação e apresenta uma visão geral sobre a temática de estudo, procurando salientar, a importância da arquitetura muscular na funcionalidade do músculo-esquelético e a sua adaptabilidade ao treino de força, nomeadamente ao tipo de contração muscular e à amplitude de movimento.

2.1 A Arquitetura Muscular *In Vivo* por Ultrassonografia

Atualmente, existem métodos não invasivos de obtenção de imagens, que permitem o estudo *in vivo* dos parâmetros de arquitetura muscular inicialmente quantificados em cadáveres. A ultrassonografia é uma das técnicas mais utilizadas na investigação em Biomecânica, nomeadamente na caracterização da arquitetura muscular [10, 33], na quantificação das propriedades do tendão [105, 167, 192], na definição da mecânica da contração muscular [91, 107, 190], e na análise da interação músculo-tendão [109, 146, 176, 208]. A partir do registo do comprimento do fascículo, do ângulo de penação, da espessura muscular e da curvatura do fascículo é possível, com a utilização de modelos biomecânicos, estimar a área de secção transversal anatómica (ASTA) e fisiológica (ASTF) e o volume muscular. Em relação ao tendão, as medidas de deslocamento da junção músculo-tendinosa permitem análises das propriedades físicas desta estrutura, como a *compliance* [148], a histerese [169] e a relação tensão-deformação [192]. No que diz respeito à geometria articular, o braço de força do complexo músculo-tendinoso é utilizado em modelos que estimam a participação de um determinado músculo ou porção muscular na produção do momento de força articular resultante [108].

2.1.1 Conceito e Parâmetros de Arquitetura Muscular

O conceito de Arquitetura Muscular é utilizado para referenciar a “disposição das fibras musculares dentro de um músculo, relativamente ao eixo de aplicação da força (linha de tração)” [177, 180], e assume um importante papel na capacidade de produção de força [180, 183, 306]. Na verdade, as fibras musculares organizam-se de forma paralela dentro dos fascículos, mas a organização dos fascículos relativamente à linha de tração do músculo pode variar, alterando assim, as suas características funcionais.

Os primeiros estudos sobre arquitetura muscular foram desenvolvidos *in vitro* pelo anatomista Dr. Carl Gans (1923-2009), e reportam aos anos 60. Gans e seu colaborador [113] desenvolveram uma metodologia pioneira de definição da arquitetura muscular, baseada na microdissecação de diversos músculos de vertebrados. Esses músculos eram inicialmente tratados com substâncias químicas,

para que a integridade das suas fibras e o seu comprimento fisiológico permanecessem inalterados, e só então retirados do esqueleto e analisados. A análise arquitetural envolvia a determinação dos parâmetros de massa e comprimento muscular, comprimento dos fascículos, comprimento do sarcómero, e ângulo de penação.

Desde então, outras metodologias baseadas na dissecação de cadáveres foram sendo desenvolvidas, cujos métodos variam sobretudo, na forma de preservação da integridade do tecido muscular. Embora estas técnicas permaneçam atuais e sejam continuamente aplicadas em estudos anatómicos de caracterização arquitetural de diferentes grupos musculares [15, 24], elas são muitas vezes utilizadas para validar técnicas de investigação *in vivo* [58, 196]. O aparecimento e desenvolvimento das técnicas de imagem não-invasivas, como a ressonância magnética, a tomografia axial computadorizada (TAC) ou a ultrassonografia, veio permitir o estudo da arquitetura do tecido muscular vivo, viabilizando a análise do seu comportamento, não só em repouso, mas sobretudo durante a realização de ações musculares específicas [6, 43, 222, 277].

Estas técnicas de imagem, e particularmente a ultrassonografia, permitem uma caracterização geométrica muscular que envolve essencialmente a determinação dos parâmetros descritos de seguida, cuja validade tem sido demonstrada em estudos que utilizam simultaneamente medições diretas em cadáveres humanos [58, 144, 196, 222], ou por comparação com valores obtidos por ressonância magnética [211]. Esta metodologia tem permitido o estudo da plasticidade da arquitetura muscular (adaptação funcional), quer em função da aplicação de cargas mecânicas externas – uso aumentado (diferentes estímulos de treino) [2, 12, 22, 34, 36, 168, 248, 267, 294], quer em função da ausência e/ou diminuição de sobrecarga mecânica – desuso (imobilização, envelhecimento e microgravidade) [28, 71, 156, 158, 249].

O ângulo de penação, definido como o ângulo formado entre os fascículos musculares e a aponevrose interna, cuja orientação coincide com a linha de tração do músculo [106, 177], representa o primeiro indicador da arquitetura muscular. Dependendo do tipo de disposição das fibras musculares, o ângulo de penação pode variar de 0° nos músculos paralelos (ou fusiformes) até perto aos 30°, nalguns músculos penados [180]. Por ser bastante variável ao longo do comprimento do próprio músculo, expondo a aponevrose (ou o tendão) a diferentes direções de tração, a sua quantificação requer

a estimativa do respetivo valor médio [15, 306] ou a determinação criteriosa dos pontos anatómicos onde é efetuada a medida [12, 33]. É um parâmetro suscetível de alteração, aumentando com a hipertrofia muscular, decorrente do treino de força [2, 12, 34, 36, 87, 103, 153] ou induzida por fatores anabólicos [32], e diminuindo perante fatores promotores de atrofia muscular, como o desuso [71, 156, 158] ou o envelhecimento [27, 170]. É, normalmente, maior nos homens do que nas mulheres [170], devido à evidente desigualdade na espessura muscular, estando também por isso associado a maiores produções de força. Durante a contração muscular, o ângulo de penação tem tendência a aumentar, em virtude da rotação das fibras em torno da sua origem [217]. Esta rotação é considerada a característica funcional que melhor distingue os músculos penados dos paralelos e fusiformes, nos quais as respetivas fibras se movem, apenas, em translação.

O comprimento do músculo representa a distância desde a origem das fibras musculares proximais até à inserção das fibras musculares mais distais [177, 180]. Não deve ser confundido com comprimento das fibras, já que estas, que estão unidas em série, não se estendem ao longo de todo o comprimento do músculo e, eventualmente, nem mesmo em todo o comprimento dos fascículos [184, 233].

O comprimento dos fascículos corresponde, nos músculos penados, à distância linear entre a origem do fascículo na aponevrose interna e a respetiva inserção na aponevrose externa (epimísio). Nos músculos fusiformes, nos quais a direção dos fascículos é a mesma da linha de tração muscular, este parâmetro representa a distância entre as junções músculo-tendinosas proximal e distal, o que implica, normalmente, maior amplitude de encurtamento e velocidade de contração elevada. Isto porque, sendo o sarcómero, a estrutura responsável pela variação de comprimento das fibras, a sua maior disposição em série (fascículos longos) permite maior amplitude de excursão e, conseqüentemente, maior velocidade de encurtamento ou alongamento. Assim, o comprimento do fascículo é considerado um parâmetro importante das propriedades contrácteis do músculo, estando primariamente associado à velocidade de contração [4, 180, 230]. À semelhança do que ocorre com o ângulo de penação, o comprimento do fascículo é, também, um parâmetro que se modifica perante a imposição de estímulos de treino de força [22, 36, 103, 168, 241], imobilização ou desuso [221].

A espessura muscular é um parâmetro diretamente quantificável em imagens (transversais e/ou longitudinais) de ultrassom, normalmente descrito na literatura como indicador indireto da área de secção transversal e do volume muscular [178, 211]. Corresponde à distância perpendicular entre as aponevroses interna e externa medida, preferencialmente, no local de maior diâmetro muscular. A posterior estimativa da área de secção transversal e do volume muscular envolve a utilização de modelos matemáticos baseados na aproximação do músculo à forma cilíndrica, e na integração de dados antropométricos relevantes como o comprimento do segmento ou a medida da sua circunferência [108, 211]. A validade destes cálculos tem sido demonstrada por ressonância magnética [210, 211] e/ou através de medições diretas em peças anatómicas de cadáveres humanos [144], e a sua utilidade tem sido patente em estudos *in vivo*, que analisam a relação da arquitetura com a função muscular, e avaliam a plasticidade muscular decorrente da adaptação funcional ao treino de força. O volume muscular e a área de secção transversal (AST) são parâmetros cruciais a considerar em estudos longitudinais que investigam os efeitos do uso aumentado na plasticidade da arquitetura muscular e das características mecânicas de produção de força. A área de secção transversal fisiológica (ASTF) de um músculo é o primeiro parâmetro de arquitetura muscular diretamente relacionado com a capacidade máxima de produção de força de um músculo [106, 177]. Este parâmetro raramente coincide com a área de secção transversal anatómica (ASTA), obtida em qualquer um dos tradicionais planos anatómicos, avaliada, por exemplo, através de métodos de imagem conhecidos – ressonância magnética, TAC ou ultrassom. A ASTF depende da distribuição e alinhamento geométrico e representa o somatório dos diâmetros de todas as fibras musculares individuais. Em músculos fusiformes (arquitetura paralela), a ASTF é igual à ASTA e resulta da razão entre o volume muscular e o comprimento das fibras. Em músculos onde as fibras atuam com um determinado ângulo de penação, a ASTF resulta do produto entre a ASTA e o cosseno do respetivo ângulo de penação. O volume muscular *in vivo* é estimado a partir do princípio de Cavalieri [144] que refere que o volume de qualquer objeto pode ser estimado a partir de um conjunto de secções bidimensionais, desde que planas e paralelas, e separadas entre si por uma distância conhecida. Estas secções bidimensionais são obtidas sequencialmente através de imagens transversais produzidas por ressonância magnética [186], TAC [209] ou ultrassonografia [93, 144], sendo que a estimação do volume total do músculo resulta do somatório de todos os volumes segmentares, calculados pelo produto entre as áreas de secção transversal e a distância entre elas [144].

2.1.2 A Técnica de Ultrassonografia

2.1.2.1 Breve história da Ultrassonografia

A história do ultrassom remonta a 1794, quando o biólogo italiano Lazzaro Spallanzani (1729-1799), fascinado com a capacidade dos morcegos se movimentarem no escuro, demonstrou que eles se orientavam mais pela audição do que pela visão [86]. Depois de muitas experiências percebeu que, mesmo sem visão, os morcegos mantinham a capacidade de voar e de se alimentar sem qualquer interrupção ou hesitação. Contudo, quando privados de audição, eles perdiam completamente o sentido de orientação e a perícia para evitar obstáculos. Esta capacidade permaneceu um mistério científico até 1941, quando os naturalistas Donald R. Griffin e Robert Galambos introduziram o conceito de eco localização que consiste na emissão de sons de alta-frequência (ultrassons) que, refletidos nas superfícies do ambiente (ecos), indicam a distância e velocidade desses objetos [120].

A utilização da palavra acústica, como ciência que estuda o som, surgiu em 1701, quando o matemático e físico francês Joseph Sauveur (1653-1716) a utilizou para descrever uma ciência superior à música que envolve o estudo dos sons em geral. O desenvolvimento da hidroacústica – estudo da acústica submarina – dá-se essencialmente durante o século XIX. O primeiro grande passo aconteceu em 1826, quando o físico suíço Jean-Daniel Colladon e o matemático francês Charles-François Sturm, realizaram a primeira determinação experimental da velocidade do som na água. No lago de Genebra, utilizando um sistema em que um sinal luminoso era emitido em simultâneo com o acionar de um sino debaixo de água, provaram que o som se propaga mais rapidamente em meio fluído (1435 ms^{-1} a 8° C) do que pelo ar (338 ms^{-1} a 10° C) [205]. Contudo, o principal avanço na evolução das técnicas eco sonoras de alta-frequência ocorreu em 1880, quando os irmãos Pierre e Jacques Curie descreveram as características físicas de alguns cristais. O chamado efeito piezo-elétrico, matematicamente deduzido pelo físico Gabriel Lippman com a introdução dos princípios da termodinâmica em 1981, representa a capacidade de alguns cristais produzirem um potencial elétrico em resposta a uma pressão mecânica. Esta relação entre as estruturas cristalinas e a variação da tensão elétrica abriu caminho para a criação de dispositivos que produzem e detetam ondas sonoras de alta-frequência (megahertz), atualmente conhecidos como transdutores de ultrassom.

Entre estas duas últimas pesquisas, diversas outras haviam sido desenvolvidas sobre a velocidade do som e a produção de ecos. Logo após o naufrágio do *Titanic* em 1912, a detecção de objetos submersos tornou-se objeto de pesquisa e resultou na produção do primeiro instrumento SONAR (*Sound Navigation and Ranging* – navegação e determinação da distância pelo som), que permitia a detecção de icebergs até 2 milhas de distância. A ameaça dos submarinos alemães durante a Primeira Guerra Mundial precipitou o desenvolvimento da tecnologia de ultrassom. Paul Langevin e Constantin Chilowsky desenvolveram um sistema subaquático – o hidrofone, considerado o protótipo dos atuais sistemas de ultrassom [132] – que, com recurso a cristais de quartzo e duas placas de aço, produzia sons de baixa-frequência (150 Hz) e permitia a detecção de objetos submersos. O primeiro registo de detecção e consequente afundamento de um submarino alemão (UC-3) aconteceu a 23 de Abril de 1916 [310], com uma técnica que se tornou mais refinada na proteção dos comboios navais na batalha do Atlântico durante a Segunda Guerra Mundial.

Entre as duas grandes guerras, foi desenvolvido o RADAR (*Radio Detection and Ranging*, ou detecção de distâncias através de ondas de rádio), que utilizava o eco de ondas eletromagnéticas para a determinação de distâncias e localização de objetos aéreos. A tecnologia do RADAR foi produzida também com fins militares, e foi um elemento importante para o desenvolvimento da tecnologia que deu origem ao ultrassom aplicado à medicina. Outras tecnologias também desempenharam um papel relevante nesse processo, destacando-se a utilização de técnicas de ultrassom na detecção de fissuras em metal [101] – sobretudo em navios e aviões, e na produção de computadores digitais e de transístores [310].

Entretanto, em 1801, o físico Thomas Young descobriu o carácter ondulatório da luz, numa pesquisa que ficou conhecida como a experiência da dupla fenda. Young observou que os raios luminosos se espalhavam ou difratavam quando passavam através de uma fenda, e que existia uma interação entre essas ondas quando elas provinham de duas fendas distintas. Este fenómeno, conhecido como interferência, resulta da sobreposição de duas ou mais ondas num mesmo ponto. Esta sobreposição pode assumir um carácter de aniquilação, quando as fases não são as mesmas (interferência destrutiva) ou um carácter de reforço quando as fases se complementam (interferência construtiva). Esta técnica é hoje utilizada para produzir as imagens de ultrassom 3D. Para além disso, Young ficou também conhecido pela definição do módulo de Young, que representa um parâmetro mecânico que proporciona uma

medida de rigidez (elasticidade) de um material sólido. É uma propriedade intrínseca dos materiais que descreve a relação entre tensão aplicada e deformação sofrida, e representa um parâmetro interessante na definição das propriedades mecânicas do tecido muscular. Em 1842, Christian Johann Doppler (1803-1853), enuncia o princípio da alteração da altura do som em função do movimento relativo da fonte e do recetor. Tal princípio ficou conhecido por efeito Doppler e é atualmente utilizado para estudar as características do fluxo sanguíneo.

A utilização do ultrassom em medicina aconteceu durante a década de 1930, tendo sido aplicado inicialmente no âmbito terapêutico. A principal finalidade consistia no aproveitamento da energia proporcionada pelas ondas de alta frequência no aquecimento e destruição dos tecidos afetados, tendo sido aplicado empiricamente em várias áreas, desde o tratamento de artrite reumatoide até a tentativas de remissão da Doença de Parkinson em neurocirurgia [310]. Contudo, como a sua utilização não se fundamentava em comprovações científicas, o método foi sendo progressivamente abandonado devido à falta de resultados satisfatórios.

A primeira utilização do ultrassom como ferramenta de diagnóstico aconteceu em 1937, quando o neurologista da Universidade de Viena (Áustria), Karl Dussik, assistido pelo seu irmão, o físico Friedrich Dussik, iniciaram uma pesquisa em que utilizavam a velocidade de transmissão de ultrassons através do crânio para localizar tumores cerebrais [80]. Esta técnica, identificada pelos autores como *hiperfonografia*, tinha como objetivo a representação bidimensional dos ventrículos cerebrais, considerando que um crescimento anormal do tecido cerebral produziria alteração do seu formato [311]. Mais do que registrar o tumor como uma zona de tecido opaco, consistia na identificação de alterações no fluido cerebral, considerando que a velocidade de propagação da onda de ultrassom diminuía na presença de tumor devido à redução do fluido cerebral. Os resultados preliminares destas experiências foram publicados num artigo em 1942 [80], e as conclusões adicionais, após o fim da Segunda Guerra Mundial, em 1947 [81]. Mais tarde, em 1952, outro pesquisador W. Güttner demonstrou que as imagens obtidas por Dussik continham artefactos de transmissão devido à interferência dos ossos cranianos, originados pela discrepância de espessuras que ofereciam diferente condutividade à respetiva propagação [310]. Devido à inadequação do método de transmissão, a pesquisa e utilização do ultrassom voltou ao princípio da reflexão, com pulsos unidireccionais, à semelhança da tecnologia dos SONAR. John Julian Wild, cirurgião inglês e Donald Neal, engenheiro

no *Massachusetts Institute of Technology*, nos Estados Unidos, desenvolveram o “ultrassom modo A unidirecional” (*A-mode – Amplitude mode*) para diagnosticar neoplasias intestinais e mamárias. O procedimento exigia a imersão numa câmara de água e as ondas refletoras eram registadas por um osciloscópio cuja amplitude vertical representava a intensidade do eco e a componente horizontal – intervalo temporal entre pulsos – representava a densidade dos tecidos. O estudo analisou fundamentalmente a capacidade de produção do eco dos tecidos e demonstrou que os tumores, para além de mais densos, apresentavam um comportamento ecoico superior ao tecido saudável e aos tumores benignos [268]. Esta mudança de conceção, que se mostrou melhor sucedida do que a anterior, implicou também um novo conjunto de convenções gráficas para a exibição das imagens. Neste sentido, e com a colaboração do engenheiro John Reid e do radiologista Douglass Howry, Wild desenvolveu os equipamentos de ultrassom modo B portátil (*B-mode – Brightness mode*) em 1952 [310], e a endoscopia transretal e transvaginal em 1955 [151], conseguindo obter melhor qualidade de imagem e proporcionando maior versatilidade ao equipamento de ultrassom.

Um outro cientista que se destacou no desenvolvimento da ultrassonografia em prática clínica foi o Professor e obstetra escocês Ian Donald da Universidade de Glasgow. Tendo adquirido experiência com as tecnologias radar e sonar durante a Segunda Guerra Mundial, enquanto membro da *Royal Air Force*, interessou-se pela sua aplicação à medicina quando conheceu John Wild em Londres no início dos anos 1950. Quando se tornou Professor na Universidade de Glasgow em 1954, e com a ajuda da firma de engenharia *Kelvin Hughes Lda.*, Donald utilizou um detetor de falhas em metal para diferenciar massas abdominais sólidas e císticas, alternando o diagnóstico clínico entre carcinoma terminal e quisto benigno, tendo conseguido alguma visibilidade e, fundamentalmente credibilidade, quando diagnosticou um enorme quisto do ovário, facilmente removível por cirurgia, a uma paciente inicialmente referenciada como portadora de carcinoma estomacal inoperável. Estes resultados terminaram na publicação do primeiro artigo em 1958, no *The Lancet*, uma das mais prestigiadas revistas científicas na área da medicina oncológica [77]. Os seus trabalhos seguintes permitiram o desenvolvimento de métodos de informação gestacional, como a primeira medição do diâmetro biparietal do feto em 1962, e a deteção precoce da gravidez (6-7 semanas de gestação) em 1963 [173]. Donald é ainda considerado o pioneiro na utilização do método utilizado atualmente, em que a

banheira de água foi substituída por uma pequena quantidade de gel que aumenta a condutividade e melhora a relação pele-transdutor.

Embora a ultrassonografia músculo-esquelética seja uma das mais recentes técnicas da aplicabilidade do ultrassom, ela foi originalmente referenciada em 1958, por Karl Dussik, primeiro autor a utilizar o ultrassom como método de imagem de diagnóstico clínico [80, 151]. Karl Dussik e colaboradores foram os primeiros a reportar a capacidade de atenuação acústica dos tecidos articulares e periarticulares, incluindo pele, tecido adiposo, tecido muscular, tendão, cartilagem, cápsula articular e osso [82]. Este trabalho estabeleceu a velocidade de propagação do som na cartilagem em 1665 ms^{-1} e nos tendões em 1750 ms^{-1} e apresentou a primeira descrição da anisotropia dos tecidos, um artefacto resultante da relação entre a direção da emissão do ultrassom e a captação da respetiva resposta ecoica, subvalorizando a respetiva ecogenicidade. Em 1972 surge a primeira imagem de uma articulação humana em modo-B, utilizada na diferenciação de cistos de Baker e tromboflebitas e publicada por Daniel McDonald e George Leopold num artigo do *British Journal of Radiology* [203]. Graf, em 1980, publicou um artigo de referência sobre a utilização do ultra-som no diagnóstico da luxação congénita da bacia [117], e em 1988, L. DeFlaviis descreveu as características das sinovites e tenossinovites de pequenas articulações com recurso à ultrassonografia [72], 10 anos depois de Cooperberg o ter feito para a articulação do joelho em pacientes reumáticos [62].

Desde essa altura, e particularmente na última década, tem-se assistido não apenas ao rápido desenvolvimento da tecnologia de ultrassom, mas também à sua difusão para diversas áreas, tais como a investigação em reumatologia (diagnóstico de patologias músculo-esqueléticas) e em biomecânica do movimento (caracterização da arquitetura muscular e das propriedades músculo-tendinosas).

2.1.2.2 Princípios e Fundamentos Básicos da Ultrassonografia

Músculo-Esquelética

A ultrassonografia músculo-esquelética envolve a utilização de ondas sonoras de alta-frequência¹ – 3 a 17 megahertz (MHz) [275] – e tem como objetivo a formação de imagem de tecidos moles e estruturas ósseas para efeitos de diagnóstico de patologias e/ou estudos biomecânicos em tempo real (associados à contração muscular). O equipamento atualmente disponível permite a obtenção de imagens de alta-resolução fornecendo detalhada informação sobre músculos, tendões, ligamentos, cápsulas articulares, nervos e outras estruturas anatómicas de relevância.

O fundamento básico da ultrassonografia músculo-esquelética assenta no princípio da reflexão parcial do som quando este interage com superfícies de diferentes propriedades acústicas. Sempre que uma corrente elétrica alternada é aplicada aos cristais piezo-elétricos do transdutor, estes vibram nas suas frequências de ressonância, gerando uma onda de som sinusoidal (ou pulso) que representa uma forma de energia mecânica². Por definição, a onda sonora precisa de um meio para se propagar, sendo por isso necessário a aplicação do gel de acoplamento acústico entre o transdutor e a pele, reduzindo significativamente a reflexão proporcionada pela interface ar/tecidos moles (diferentes impedâncias). Quando a onda de som penetra na pele e encontra uma interface, o que acontece sempre que existe uma alteração da impedância acústica ou densidade dos tecidos adjacentes, uma porção da energia mecânica é refletida, enquanto a restante passa através dos tecidos atingido estruturas mais profundas. A energia refletida é detetada pelo transdutor que agora funciona como recetor, desencadeando o efeito piezo-elétrico inverso, transformando a energia mecânica em energia elétrica para processamento e formação de imagem.

No sistema convencional pulso-eco, os sinais são processados de acordo com a profundidade do tecido, calculada em função do tempo gasto entre a emissão do pulso e a receção do eco, convertendo-o em distância percorrida. Considerando que a velocidade de propagação do som em tecidos humanos é relativamente constante (estabelecida em 1540 ms^{-1} para tecidos moles) [65, 275, 283], a profundidade dos

¹ A escala de frequências perceptível ao ser humano situa-se entre os 20 e os 20.000 hertz (Hz) e denomina-se Som. Frequências abaixo de 20 Hz são consideradas Infrassons e acima de 20 quilohertz (KHz) Ultrassons [51].

² Esta transformação de energia eléctrica para energia mecânica é conhecida como piezo-eletricidade (piezo-elétrico = pressão eléctrica)

tecidos é calculada através da seguinte equação: $\text{Distância} = \text{Velocidade} \times \text{Tempo}$ [275].

O modo de operação mais simples – identificado como Modo-A (Amplitude) – apenas apresenta a dimensão espacial dos tecidos e a intensidade (amplitude) dos respectivos ecos, representados graficamente como uma deflexão. É o modo de visualização mais antigo, revelando apenas as interfaces de diferentes impedâncias acústicas, cuja utilidade se aplica à detecção de tumores e corpos estranhos, não sendo, por isso, frequentemente utilizado em investigação biomecânica.

Sistemas mais sofisticados permitem a utilização de um transdutor multifrequencial, possibilitando a formação de uma imagem bidimensional em que os tecidos são representados em tons de cinza em função da sua ecogenicidade – Modo-B (*Brightness*). Este modo de processar os sinais, modula o brilho da imagem (ou escala de cinza) à amplitude do eco recebido, produzindo uma imagem clara das interfaces que refletem grande quantidade de energia e uma imagem mais escura das menos refletivas. Simultaneamente, dispõe os tecidos em função da sua profundidade, que é medida tal como no modo-A, a partir da duração do intervalo de tempo entre a emissão do pulso e a receção do eco.

Uma terceira forma de monitorização dos ecos dispõe as interfaces em função da sua profundidade, permitindo a respetiva monitorização ao longo do tempo. O brilho é também proporcional à amplitude do eco e a imagem resultante representa o movimento de uma estrutura ao longo do tempo – Modo-M (*Movement*). É especialmente útil em ecocardiografia para a avaliação do movimento das válvulas cardíacas [65].

A ultrassonografia aplicada à investigação em biomecânica opera em Modo-B, e as imagens são descritas de acordo com o seu plano de obtenção, usualmente longitudinal ou transversal. No plano longitudinal, a imagem é obtida colocando o transdutor paralelamente ao eixo longitudinal da estrutura analisada, enquanto a vista transversa exige a colocação do transdutor transversalmente ao mesmo eixo [175]. Outro aspeto crítico na ultrassonografia músculo-esquelética é a escolha correta das características do transdutor, que dependem do tamanho e da localização da estrutura a analisar. Geralmente, a opção recai sobre transdutores lineares e multifrequenciais, compostos por múltiplos cristais piezo-elétricos dispostos em linha e com capacidade para emitir pulsos de ultrassom de diferentes frequências de comprimento de onda. A

seleção da respetiva frequência depende da profundidade do tecido a digitalizar e relaciona-se com o conceito de atenuação. As ondas de ultrassom e os respetivos ecos são atenuados à medida que atravessam os tecidos, fazendo com que os pulsos refletidos em interfaces mais distantes possuam intensidades de sinal diminuídas. Este facto é compensado por amplificador específico mediante um circuito de controlo automático de ganho, de forma a manter a amplitude do sinal dentro da faixa definida. Deste modo, a análise de pequenas e superficiais estruturas aconselha a utilização transdutores lineares de alta-frequência (7.5 – 20 MHz) que produzem imagens de alta resolução, embora apresentem fraca capacidade de penetração tecidular. Por outro lado, em estruturas profundas e de grande dimensão são necessários transdutores de baixa-frequência (< 7.5 MHz) que, embora de fraca resolução, possuem excelente capacidade de penetração tecidular [175]. Para a obtenção de imagens do vasto externo (*vastus lateralis*) são, normalmente, recomendados transdutores de alta-frequência (7,5 – 10 MHz), com um campo de visualização entre os 4 e os 10 cm [66]. Geralmente, este campo alargado de visualização permite a integral medição dos fascículos diretamente na imagem de ultrassom. Contudo, nos casos em que o comprimento dos fascículos ultrapassa o campo de visão dos transdutores, o comprimento total do fascículo é calculado através de colagem em série de imagens sequenciais do fascículo [154], por extrapolação trigonométrica (extrapolação linear) [33, 100, 162, 245], ou através da aplicação da tecnologia de imagem panorâmica em tempo real (*extended field-of-view* – EFOV) [230]. No entanto, estas abordagens comportam em si, um fator de erro que deve ser considerado nas interpretações efetuadas. Finni et al [100] referindo-se ao método de extrapolação trigonométrica, relata um erro na ordem dos 2-7%, devido à incapacidade de integrar nos cálculos a dimensão das curvaturas do fascículo e da própria aponevrose. Além disso, a pequena, mas possível, angulação da aponevrose superficial relativamente à horizontal (1-10°), também introduz um pequeno erro que não ultrapassa, porém, os 0,5% [100]. A diferença entre este método e o de EFOV, foi reportado por Noorkoiv et al [230] como sendo de $12,6 \pm 8,1\%$. A validade do método EFOV foi garantida pelos autores através da comparação com medidas obtidas diretamente em músculos de suínos, tendo reportado diferenças de $0,84\% \pm 2,6\%$, com um ICC médio de 0,99 (IC = 0,94-1,00).

A frequência de amostragem (isto é, o número de imagens que o equipamento pode por adquirir por segundo) também é influenciada por vários parâmetros, incluindo a

largura e profundidade da aquisição. De um modo geral, têm sido apresentadas frequências de amostragem entre os 30 e os 50 Hz para a análise de parâmetros musculares e tendinosos. Esta amostragem é considerada suficiente, na análise de movimentos lentos, como ações passivas e/ou marcha, onde a utilização de diferentes frequências de amostragem (entre os 30 e os 170 Hz), produziram dados qualitativamente semelhantes em vários grupos de investigação [9, 109, 146]. Por outro lado, movimentos mais rápidos, como a corrida ou ações musculares particulares, requerem frequências de amostragem mais elevadas. Foram já reportadas, em condições dinâmicas, frequências de amostragem de 150-170 Hz, sem perda significativa na qualidade de imagem [67, 68, 145]. No entanto, dever salientar-se que este aumento da frequência de amostragem, prolonga consideravelmente o tempo de processamento, sobretudo se este for concretizado manualmente, pelo que se deve estabelecer uma relação de compromisso entre os diversos fatores.

2.1.3 O Músculo-Esquelético por Ultrassonografia – O Vasto Externo

A investigação em Biomecânica tem estudado a arquitetura do músculo-esquelético *in vivo* com o intuito de caracterizar a dinâmica da contração muscular e identificar as relações mecânicas estabelecidas entre comprimento e tensão musculares. Para uma adequada compreensão dos fenómenos associados ao movimento humano, esta investigação envolve, frequentemente, a análise da interação músculo-tendão, formando uma unidade indivisível que requer dos investigadores o seu estudo conjunto (complexo músculo-tendinoso). Basicamente, o complexo músculo-tendinoso é dividido em dois componentes mecânicos: o componente elástico e o componente contráctil. O componente elástico compreende todo o tecido conjuntivo que o compõe (epimísio, perimísio, endomísio, sarcolema e estruturas sarcoméricas) e o contráctil é composto pelo tecido muscular propriamente dito.

Com origem no latim *textus connectivus* que significa conectar, o tecido conjuntivo apresenta-se como uma estrutura hiperecoíca [126, 237], podendo ser bem identificado em imagens de ultrassonografia. As principais estruturas conjuntivas são os mísios e o tendão, cuja principal função é a transmissão da força muscular às peças ósseas onde se insere. O epimísio (membrana mais superficial que reveste exteriormente todo o ventre muscular e está unido ao tendão nas suas extremidades),

o perímio (membrana que delimita os fascículos musculares) e o tendão, são as estruturas conjuntivas músculo-tendinosas melhor visualizadas em imagens de ultrassom. Assim, os fascículos podem ser identificados no plano longitudinal, como estruturas hipocóicas paralelas e independentes [197], separados por linhas hiperecóicas de tecido conjuntivo (perímio), permitindo a diferenciação dos respectivos padrões de organização muscular. Por seu lado, as fibras individuais e o endomímio não são discerníveis em imagens de ultrassonografia.

Provavelmente devido à sua relevância para a locomoção, os músculos extensores do joelho apresentam-se com uns dos mais investigados em biomecânica. O quadricípite crural ou femoral (*quadriceps femoris*) é um vasto e potente grupo muscular que ocupa grande parte do compartimento anterior da coxa. É composto por quatro porções musculares: o reto femoral (*rectus femoris*), vasto interno (*vastus medialis*), vasto externo (*vastus lateralis*) e crural (*vastus intermedius*). As quatro porções têm origens diferentes no fémur e no osso coxal, mas partilham uma inserção comum na tuberosidade anterior tibia, através do tendão rotuliano.

O vasto externo, considerado o maior componente do quadricípite femoral, tem origem numa ampla aponevrose que se insere na borda ântero-inferior do grande trocânter, na parte superior da linha intertrocantérica, na crista externa da tuberosidade glútea e na metade superior e externa da linha áspera. Algumas fibras nascem no tendão do grande glúteo e no septo intermuscular externo, junto à porção curta do bicípite femoral. Ao longo do próprio músculo, são, usualmente, discriminadas duas porções distintas [123]: as fibras proximais com origem na crista externa da linha áspera do fémur e inserção no terço médio do tendão do músculo quadricípite, formando a porção longitudinal do vasto externo, e as fibras posterolaterais, mais oblíquas e com inserção na borda superior externa da rótula, representando o músculo vasto externo oblíquo [297].

Na literatura existem alguns estudos de caracterização anatómica do Vasto Externo que envolvem, sobretudo, medidas de comprimento do músculo, comprimento dos fascículos, ângulo de penação e área de secção transversal fisiológica. Estes estudos são, na sua maioria, considerados anatómicos e representam medições diretas em peças de cadáveres humanos [15, 104, 123, 250, 301, 306]. Existem, no entanto, algumas descrições baseadas em técnicas de imagem, seja por ressonância magnética [89], tomografia computadorizada [89], ou ultrassonografia [33, 106]. Os

resultados podem ser difíceis de comparar e discutir, uma vez que os autores nem sempre descrevem claramente a metodologia utilizada. Por exemplo, relativamente à determinação do ângulo de penação, algumas investigações não clarificam qual a zona do músculo ou que fascículos foram alvo de avaliação [15, 104, 123, 250, 301, 306].

No entanto, o ângulo de penação não sendo homogéneo ao longo do músculo, é normalmente reportado como um valor médio representativo dessa variabilidade [15, 123, 250, 301, 306]. Reider et al. [250] afirmam que os fascículos do vasto externo se inserem na rótula com um ângulo médio de 31° (22° - 45°), resultado similar ao relatado por Andrikoula et al. [15] (20° - 38°). Nestes dois estudos, consumados em cadáveres, o ângulo de penação foi determinado tendo em consideração a orientação dos fascículos relativamente ao eixo longitudinal do tendão do reto femoral.

Complementarmente, nos estudos de Hallisey et al. [123], e Weinstabl et al. [301] é descrita uma evidente orientação fascicular mais oblíqua na porção distal do músculo vasto externo. Hallisey et al [123] reportam um valor médio de 48,5° e 38,6 para o ângulo de penação do vasto lateral oblíquo em espécimes masculinos e femininos, respetivamente. Em contraste, e embora se desconheça o género e a idade dos espécimes, Weinstabl et al [301] reportam ângulos de penação do vasto lateral oblíquo bastante inferiores, quantificados num valor médio de 32,4°.

Relativamente à porção longitudinal do vasto externo foram encontrados resultados semelhantes em dois estudos – 12,5° [104], e 13° [301]). Num deles [301], os autores utilizaram o eixo longitudinal do fémur para determinar o ângulo de penação, mas no outro [104] não existe descrição relativamente à referência utilizada. De qualquer modo, estes resultados diferem significativamente dos reportados para a porção distal do vasto externo, confirmando a presença de duas orientações fasciculares distintas.

Mais recentemente, os estudos imagiológicos permitiram a medição *in vivo* da arquitetura muscular, e acrescentaram alguma informação aos ângulos de penação do vasto externo [33, 106, 158]. Blazeovich et al [33] foram os primeiros autores a determinar valores para o ângulo de penação em diferentes partes do músculo com recurso à ultrassonografia, tendo reportado valores médios para as porções proximal, média e distal de 9,7°, 13,2° e 11,7°, respetivamente. No entanto, resultados prévios a este estudo, igualmente obtidos com a técnica de ultrassom e determinando o ângulo de penação de igual forma (ângulo entre a aponevrose interna e o espaço entre

fascículos) apresentam valores médios de 17° [106] e 18,8° [158]. Estes trabalhos determinaram o ângulo de penação na região média da coxa (ponto médio entre o grande trocânter e a fossa poplíteia), e são ligeiramente superiores aos valores encontrados por Blazeovich et al. [33] na região média do músculo (13,2°). A diferença pode ser explicada pela posição angular do joelho no momento da avaliação. Fukunaga et al. [106] e Kawakami et al. [158] realizaram as suas medições com os joelhos fletidos a 20°, enquanto Blazeovich et al. [33] determinaram uma flexão do joelho de 45°, fazendo prever que um maior alongamento das fibras musculares promove a diminuição da curvatura do fascículo e do ângulo de penação.

Relativamente ao comprimento dos fascículos, as várias referências disponíveis apresentam procedimentos de medição algo diferenciados. Nalguns estudos, o músculo é considerado como um todo homogêneo, sendo reportado apenas o valor médio do comprimento dos fascículos [104, 306], podem reportar comprimentos médios de compartimentos representativos do músculo [33], ou apresentar um trabalho exaustivo de medição de todos os fascículos do músculo [24].

Medidas de comprimento fascicular de todo o Vasto Externo foram apresentados por Friederich e Brand [104] e Wickiewicz et al [306] que reportaram valores médios de 8,0 cm e 6,6 cm, respetivamente. Estes estudos, de cariz anatómico, envolveram uma seleção aleatória de fascículos não sendo claro quais as regiões musculares que representam. Do mesmo modo, Ward et al [299] analisaram fascículos de três regiões representativas do vasto externo (terço proximal, médio e distal) mas apenas reportaram um valor médio de $9,9 \pm 1,8$ cm. Estes autores ressaltam, no entanto, a existência de uma grande variabilidade arquitetural regional, sugerindo a necessidade de um mapeamento do músculo de forma a garantir uma representação muscular fidedigna. Neste sentido, os escassos estudos *in vivo*, têm procurado definir com precisão a localização dos fascículos analisados [37, 230] e até descrito o comprimento dos fascículos em função da sua localização. No seu estudo pioneiro, Blazeovich et al [37] estimaram, com recurso a imagens de ultrassom, o comprimento dos fascículos na porção média do vasto externo, considerando esta medida como representativa da totalidade do músculo. Os valores reportados, apesar de estimados por extrapolação linear e determinados numa amostra de 9 homens e 10 senhoras, foram de $7,5 \pm 1,1$ cm. Também Noorkoiv et al. [230] utilizando uma metodologia idêntica, aplicada a uma amostra de 10 homens ativos, reportaram um comprimento ligeiramente superior — $8,0 \pm 0,9$ cm. Esta diferença de resultados pode ser atribuída

ao facto da amostra de Blazeovich e al. [37] ser constituída maioritariamente por senhoras, que geralmente possuem fascículos mais reduzidos [170].

2.1.4 Validade e Reprodutibilidade da Ultrassonografia Aplicada à Arquitetura Muscular

A validade da ultrassonografia aplicada ao estudo de parâmetros arquiteturais e mecânicos do músculo-esquelético tem sido demonstrada por comparação com medições diretas em peças anatómicas de cadáveres humanos, evidenciando boa concordância entre dados [26, 58, 144, 153, 196, 222]. Narici et al. [222], por exemplo, não encontraram diferenças em nenhum parâmetro de arquitetura muscular (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular) medidos diretamente no espécime ou determinados por ultrassonografia. Também Kawakami et al. [153] não reportaram diferenças significativas entre as medidas de espessura muscular (0-1 mm) e ângulo de penação (0-1°) obtidas com o ultrassom e determinadas diretamente em músculos de três cadáveres humanos. Os resultados destes estudos contribuíram, portanto, para que a ultrassonografia músculo-esquelética seja, atualmente, considerada uma técnica válida na determinação de parâmetros de arquitetura muscular. Tem, no entanto, uma série de questões metodológicas associadas, que podem resultar em fatores geradores de erro, se não forem devidamente controladas e minimizadas. A posição e orientação do transdutor [26], a correta definição do local de medida [164], a compressão do transdutor sobre a pele [25], ou a experiência do operador [25, 226], são condições críticas a considerar para uma boa reprodutibilidade das medidas. Bénard et al [26] referem que uma inclinação do transdutor pode introduzir erros de $\approx 14\%$ no comprimento do fascículo e de $\approx 23\%$ no ângulo de penação. Já König et al [164], analisando o erro associado ao livre posicionamento do transdutor, referem que a utilização de um molde de fixação reduz o erro padrão da medida (*SEM*), sobretudo das medidas de comprimento (espessura muscular e comprimento do fascículo). O nível de relaxamento muscular e o tempo decorrido desde a última sessão de treino ou atividade física são aspetos, igualmente, referidos como fatores geradores de ruído. Ainda assim, e de uma forma geral, têm sido reportados coeficientes de reprodutibilidade relativamente elevados para os principais parâmetros de arquitetura muscular [35, 36, 110, 153, 155]. Reeves et al [247], por

exemplo, avaliaram a reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular do vasto externo entre duas sessões realizadas em dias distintos, tendo apresentado um erro padrão (*SEM*) de 0,1 cm para o comprimento do fascículo, e um coeficiente de correlação intraclasse (ICC) de 0,99. Relativamente ao ângulo de penação, os autores reportaram um *SEM* médio de 0,5° e ICC's de 0,97-0,99 [247]. Maganaris et al. [193] testaram a reprodutibilidade das medições de arquitetura muscular do gêmeo interno, em imagens adquiridas num mesmo indivíduo, durante dez dias consecutivos. Os autores encontraram valores de coeficiente de variação de 2,9, 4,9 e 4,3% respetivamente para a espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo. Além disso, os autores testaram também a reprodutibilidade das medições, numa mesma imagem, tendo encontrado coeficientes de variação (CV) de 1,6% para o ângulo de penação e 2,1% para o comprimento do fascículo. Kawakami et al. [154] reportaram CV's de idêntica dimensão nas medidas obtidas nos músculos flexores plantares (2%, quer para o comprimento do fascículo, quer para o ângulo de penação). Blazeovich et al. [35] determinaram reprodutibilidade da espessura muscular e do ângulo de penação dos músculos do quadrícipite femoral, nas regiões a 22, 39 e 56% do comprimento da coxa (distância entre a espinha íliaca ântero-superior e o bordo superior da rótula), tendo reportado para a espessura muscular do vasto externo, um ICC de 0,88 a 0,97 e um *SEM* de 0,74 a 0,97 mm. Para o ângulo de penação foram reportados ICC's de 0,89-0,99 e *SEM*s de 0,24-1,22°. Também de Boer et al. [71], analisando o mesmo músculo, em dez homens saudáveis, reportaram um ICC de 0,99 e um *SEM* de 0,2 mm para o comprimento do fascículo, e um ICC de 0,97 e um *SEM* de 0,15° para o ângulo de penação.

2.2 Propriedades Mecânicas do Complexo Músculo-Tendinoso

Ainda que a capacidade de produção de força máxima de um músculo seja diretamente proporcional à sua área de secção transversal fisiologia, ela é também determinada pelas relações mecânicas estabelecidas dentro do sarcómero. As principais propriedades mecânicas do músculo são as relações entre a força por ele produzida e o seu comprimento fisiológico (força-comprimento), e entre a força por ele produzida e a velocidade de variação do seu comprimento (força-velocidade).

2.2.1 A Relação Força-Comprimento

A influência da variação do comprimento do músculo (ΔL) na sua capacidade de gerar tensão é investigada há mais de um século, sendo que as primeiras experiências, realizadas por Blix [40], datam de 1894. Nessas investigações foi demonstrado que a força produzida por um músculo varia em função do seu comprimento, e que existe um comprimento ótimo no qual o músculo consegue desenvolver a sua máxima tensão. Esta relação, tipicamente conhecida como força-comprimento, descreve a variação da quantidade de força (ΔF) que é produzida por um músculo ou fibra muscular isolada, em função do seu estado de comprimento. Esta relação compreende duas componentes distintas: a componente ativa, que representa o contributo do elemento contráctil dentro do sarcómero, e a componente passiva, que descreve a variação da tensão desenvolvida pelos elementos elásticos. Apesar de ter sido originalmente descrita ainda no século XIX, os seus mecanismos estruturais não foram totalmente explicados até finais dos anos 50, princípio dos anos 60 [84, 116].

O Dr. Andrew Huxley (1957) [141] foi quem primeiro mencionou que a força produzida pelo músculo dependia do estado de interação entre os miofilamentos de actina e miosina dentro do sarcómero. Esta teoria, que é hoje conhecida como a teoria dos miofilamentos deslizantes ou teoria das pontes cruzadas, assume que a força produzida por um dado músculo resulta do número de pontes cruzadas que é possível estabelecer em função da sobreposição dos miofilamentos contrácteis, à medida que se vai alterando o comprimento dos sarcómeros. Uns anos mais tarde, o Dr. Albert Gordon e seus colaboradores [116], em Inglaterra, e o Dr. Paul Edman [84], na Suécia, comprovaram experimentalmente esta teoria, determinando, provavelmente, aquele que é hoje o mais explícito exemplo biológico da relação entre forma e função. No estudo original de Gordon et al. [116] a relação força-comprimento foi estabelecida em segmentos isolados de fibras musculares individuais de rã, e a curva obtida era composta por quatro segmentos lineares (Figura 2-1). Mais tarde, foi demonstrado que a curva assumia uma forma um pouco diferenciada [85], que se mantinha similar se obtida no sarcómero, na fibra muscular, ou no complexo músculo-tendinoso [57].

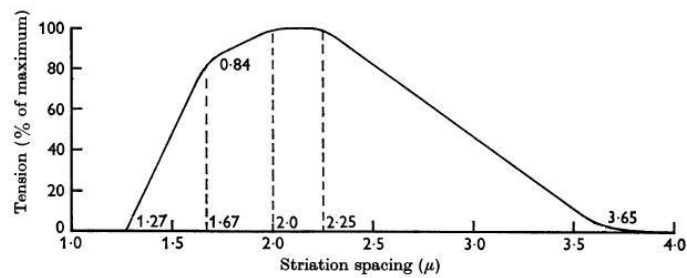


Figura 2-1- Relação entre a força produzida pela fibra muscular (em percentagem do máximo) e o comprimento do sarcômero (em μm). Apresentação dos valores originalmente obtidos por Gordon e col 24. (adaptado de Gordon et al., 1966) [116]

A relação força-comprimento é caracterizada por uma fase ascendente, uma zona platô e uma fase descendente. A zona platô corresponde a um comprimento ótimo do sarcômero, onde é conseguida a melhor sobreposição de miofilamentos, permitindo gerar maiores níveis de tensão. O comprimento no qual é produzida a força máxima é designado como comprimento ótimo (L_0). Na fase ascendente da curva, quando o sarcômero sofre um encurtamento progressivo, e os discos-Z entram em contacto com as extremidades da banda-A, o sarcômero torna-se incapaz de gerar tensão, provocando a diminuição da força produzida. Quando a fibra é alongada para comprimentos superiores, a tensão produzida decresce progressivamente vindo a anular-se quando deixa de ser possível a sobreposição entre os filamentos [177].

Generalizando ao músculo completo, a relação força-comprimento apresenta diferenças importantes em relação à clássica curva força-comprimento do sarcômero. A curva representativa desta relação no músculo completo resulta da combinação da curva ativa associada ao grau de sobreposição dos filamentos proteicos que constituem os sarcômeros, com a curva passiva que depende da tensão acumulada nas estruturas elásticas durante o alongamento. Nestas condições, é possível observar maior produção de força em comprimentos musculares mais pronunciados. Este padrão resulta do acréscimo da energia potencial elástica acumulada nas estruturas elásticas alongadas que atuam em paralelo com o elemento contráctil. No comprimento muscular ótimo, a tensão passiva é praticamente nula, registando um aumento exponencial à medida que as estruturas são alongadas. Estudos recentes identificaram como principal origem dessa tensão passiva, uma proteína endosarcomérica, que designaram de titina (também reconhecida como conetina, por

se encontrar conectada à miosina) [112, 177, 195]. A titina é uma enorme proteína muscular que abrange cerca de metade do sarcômero, estendendo-se desde o disco-z à linha-M [289]. É composta por dois segmentos: um extensível (junto à banda-I), e um inextensível (junto à banda-A) [219, 289], que se apresenta ligada ao miofilamento espesso – a miosina. Quando o sarcômero é inicialmente alongado, o segmento extensível da titina é complacente a esse alongamento [90] não oferecendo resistência significativa. Contudo, a partir de elevados níveis de extensibilidade, quando é atingido o máximo alongamento fisiológico da banda-I, a região de ligação titina-miosina tende a aumentar a respetiva extensibilidade, oferecendo tensão e resistência [298] e promovendo o surgimento da componente passiva.

Esta componente passiva, desde logo identificada nos estudos de Blix [40], apenas foi reconhecidamente atribuída às estruturas elásticas dentro do sarcômero na década de 80, quando Magid e Law, no seu estudo de 1985 [195], demonstraram perentoriamente que a origem da maior parte da tensão muscular passiva no músculo da rã, provinha das próprias miofibrilhas. Até então, assumia-se que o tecido conjuntivo extracelular e da própria membrana muscular era o principal responsável pelas propriedades passivas do músculo completo [177].

Vários estudos têm evidenciado que o músculo ativo *in vivo*, em consequência da respetiva organização arquitetural, apenas opera numa secção da relação força-comprimento caracteristicamente demonstrada no músculo isolado [139, 190]. Para os músculos extensores do punho, por exemplo, tem sido referido que operam em comprimentos reduzidos [182], e que os sarcômeros do vasto externo operam na fase ascendente e na zona platô [69]. Adicionalmente, têm sido demonstradas, igualmente, pequenas variações interindividuais nas características da curva força-comprimento [129], sugerindo que esta possui características adaptativas a cargas mecânicas específicas [129, 168].

2.2.2 A Relação Força-Velocidade

A capacidade de um músculo produzir força, para além de influenciada pelo seu estado de comprimento, está também dependente da velocidade de encurtamento máximo das suas fibras musculares. Esta relação, tipicamente conhecida como força-

velocidade, descreve a variação da quantidade de força produzida (ΔF) em função da taxa instantânea de alteração de comprimento muscular (ΔL). Historicamente, a primeira descrição matemática desta relação foi apresentada por Fenn e Marsh, em 1935 [98], num estudo que evidenciava uma diminuição exponencial da força muscular em função do aumento da velocidade de encurtamento do músculo. Contudo, foi o fisiologista britânico Professor Archibald Vivian Hill quem, no seu clássico estudo de 1938 [131], descreveu a mesma relação através de uma função hiperbólica, transformando-a numa expressão matemática que é atualmente conhecida como a equação de Hill [131].

Basicamente, esta relação refere que a capacidade de produzir força é mais elevada em situação isométrica e que a mesma vai diminuindo à medida que aumenta a velocidade de contração concêntrica. Este facto está, por um lado, associado a um comportamento de viscosidade que aumenta a resistência tensiva proporcionalmente ao aumento da velocidade e, por outro, à taxa de interação cíclica entre as proteínas contrácteis [141, 177]. O aumento da velocidade de encurtamento é conseguido através do incremento da frequência do ciclo das pontes cruzadas (formação, deslizamento e rutura). Uma vez que a força gerada depende do número de pontes cruzadas estabelecidas, o aumento da frequência do respetivo ciclo diminui o tempo para a formação e manutenção das ligações actina-miosina, diminuindo assim, a capacidade do músculo produzir força [141, 177].

O modelo atrás descrito foi desenvolvido com base em contrações concêntricas, ou seja, em ações musculares que permitem a diminuição do comprimento do músculo (encurtamento muscular). Exigem a superação de resistências inferiores à máxima capacidade muscular de produzir força (força tetânica máxima). Quanto maior for a resistência a vencer, mais baixa será a velocidade manifestada (no extremo, a velocidade será igual a zero, conduzindo a uma ação muscular isométrica – P_0). À medida que a resistência a vencer vai diminuindo, a velocidade de contração vai aumentando, até atingir o seu valor máximo (V_0), normalmente atingido com carga igual a zero. Esta V_0 é considerada um parâmetro importante na caracterização mecânica do músculo, em conjunto com o tipo de fibras musculares e a respetiva organização arquitetural.

Embora Hill tenha descrito a relação força-velocidade com base em contrações concêntricas, verificou-se, mais tarde, que em ações excêntricas, a força muscular

umenta em função do aumento da velocidade de alongamento do músculo. Quando a resistência externa excede a força máxima gerada pelo músculo, este é forçado a alongar-se, ainda que permaneça totalmente ativo. Deste modo, a velocidade do alongamento é muito reduzida quando a resistência excede ligeiramente P_0 , mas aumenta significativamente com cargas superiores. Este aumento da velocidade de alongamento obriga o músculo a gerar uma força de travagem, que é tanto maior quanto maior for a velocidade de alongamento. Existe, no entanto, um limite de velocidade a partir do qual não se registam aumentos na força produzida [304]. Os mecanismos básicos explicativos do comportamento da relação força-velocidade em contrações excêntricas são ainda alvo de debate, uma vez que a teoria das pontes cruzadas, que tão bem define as contrações concêntricas, não se adapta a contrações excêntricas [125, 213].

2.2.3 Momento de Força – Conceito de Braço de Momento

No sistema músculo-esquelético, os músculos geram movimento porque produzem momentos de força em torno das articulações. Estes momentos de força dependem, não só da força gerada pelo músculo, mas também da sua direção e do seu ponto de aplicação – braço de momento da força. Pode ser representado pela seguinte equação:

$$Mf = F * r * \text{sen}\theta$$

onde F representa a força produzida pelo músculo, r a distância entre a inserção muscular e o eixo articular, e θ o ângulo entre a linha de atuação do músculo e o segmento mobilizado.

A componente responsável pela transformação da ação linear do músculo em movimento de rotação do segmento em torno da articulação é designada na literatura como braço de momento muscular e resulta da expressão $r * \text{sen}\theta$, Corresponde à distância perpendicular entre a linha de atuação da força e o eixo de rotação da articulação [178], e a sua determinação exige o exato conhecimento do eixo de rotação da respetiva articulação.

Nalgumas articulações, os segmentos que lhes estão adjacentes movem-se em torno de um ponto fixo, formando um eixo de rotação articular, que permanece relativamente constante ao longo de todo o movimento articular (e.g. o cotovelo). Neste tipo de articulações, o braço de momento máximo é obtido num ângulo de 90°, sendo esta posição articular a melhor condição mecânica para produzir o máximo momento de força. Contudo, noutras articulações (e.g. o joelho), devido à configuração anatómica das suas superfícies articulares, esse eixo de rotação tende a alterar-se com a variação angular. Nestes casos, não é correto descrevê-lo como um eixo de rotação único, mas sim como um eixo de rotação particular a cada ângulo articular, identificado na nomenclatura cinemática, como eixo de rotação instantâneo. A modificação deste eixo de rotação instantâneo em função da posição angular relativa dos segmentos condiciona, por conseguinte, o braço de momento respetivo, introduzindo, de modo equivalente, o conceito de braço de momento instantâneo.

A determinação do braço de momento instantâneo *in vivo* é uma tarefa complexa, mas é essencial para a estimativa da participação relativa dos grupos musculares na produção do momento de força resultante. Pode ser determinado, *in vivo*, através de técnicas imagiológicas, como ressonância magnética [269], TAC [225] ou Raio-X [288], mas apenas em posição estática ou em movimentos muito lentos [278]. Para além disso, estas técnicas apresentam como inconveniências adicionais, a dificuldade de identificação da linha de ação do músculo [147], e o desprezo da influência da carga mecânica aplicada ao tendão na alteração do respetivo braço de momento [279].

Para que este parâmetro possa ser estimado em condições funcionais reais *in vivo* são, normalmente, consideradas duas abordagens [287]: (a) a estimação do braço de momento a partir de modelos geométricos [75, 206, 269], ou (b) através do método de excursão do tendão (cálculo do deslocamento linear do tendão) [13, 278, 293].

O modelo geométrico compreende a caracterização da geometria das peças anatómicas e da cinemática articular, e envolve a localização da linha de ação do músculo e do eixo articular num sistema de coordenadas bidimensional [75] ou tridimensional [206], obtido a partir de imagens de ressonância magnética [191, 308], raio-X [274] ou vídeo-fluoroscópio [161, 288]. A determinação do braço de momento pode ser inferida a partir de diferentes eixos de rotação articular: o eixo de rotação instantâneo [274, 288], o ponto de contacto articular [288, 308] ou o ponto de interceção ligamentar [143].

Em alternativa ao modelo anterior, o braço de momento pode ser derivado de expressões relacionadas com a excursão do tendão [13, 278] ou o comprimento muscular [293], sem necessidade de conhecer a localização do centro articular ou da linha de ação muscular. O modelo de excursão do tendão está baseado no conceito de trabalho virtual, que permite a determinação do braço de força a partir da derivada do deslocamento linear do tendão em ordem ao deslocamento angular da articulação, considerando que o trabalho mecânico produzido pela força muscular ao longo de um deslocamento infinitesimal do tendão é igual ao trabalho mecânico produzido pelo momento de força ao longo de um deslocamento angular igualmente infinitesimal [291]. Deste modo, o braço efetivo do momento é determinado a partir de equações preditivas da variação de comprimento muscular (desenvolvidas em estudos experimentais com cadáveres), sendo apenas necessário o conhecimento das posições articulares instantâneas e a consequente normalização relativamente ao comprimento dos segmentos.

Estudos mais recentes adaptaram este método à técnica de ultrassonografia, viabilizando a estimação do braço de momento muscular *in vivo* em movimentos passivos da articulação ou durante a realização de contrações musculares [147]. Esta técnica envolve a medição do deslocamento linear da junção músculo-tendinosa durante uma condição passiva ou ativa, sendo que a determinação do braço de momento resulta da razão entre a variação da posição da junção músculo-tendinosa (ΔL) e a respetiva variação angular da articulação ($\Delta\phi$). Segundo alguns autores, esta técnica tem em consideração as reais características funcionais musculares e, portanto, pode produzir braços de momento de maior significado funcional do que qualquer outra técnica, seja aplicada *in vivo* ou derivada *in vitro* [147].

2.3 Implicações Funcionais da Arquitetura Muscular e das Propriedades Mecânicas

Após rever as propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso importa analisar de que forma elas podem ser influenciadas pela organização arquitetural das fibras musculares. Ainda que se conheça, em detalhe, a variação do comprimento das fibras e, conseqüentemente, dos seus sarcómeros, é impossível discutir a capacidade

muscular de produzir força, sem perceber de que forma essas fibras se organizam dentro do músculo. Embora se possam diferenciar tantas disposições arquiteturais quanto o número de músculos existentes, podem distinguir-se essencialmente dois padrões de organização distintos: (a) Músculos compostos por feixes de fibras que se estendem paralelamente à linha de tração do músculo são descritos como tendo uma arquitetura paralela ou fusiforme. Alguns estudos experimentais sugerem que as fibras musculares não se estendem desde a origem até à inserção do músculo, podendo mesmo não se estenderem em todo o comprimento dos fascículos [184, 233], estando, portanto, unidas em série. Ainda assim, quando as fibras se contraem, o músculo encurta-se na mesma dimensão; e (b) Músculos cujos fascículos se orientam obliquamente à sua linha de tração apresentam uma arquitetura penada. As respetivas fibras são mais curtas que o comprimento do músculo, e a alteração do seu comprimento individual, não é igual à alteração do comprimento muscular.

Associadas a cada uma destas morfologias existem aspetos funcionais particulares. Normalmente, um músculo penado possui fibras de comprimento mais reduzido, o que se traduz numa menor quantidade de sarcómeros em série e, conseqüentemente, numa menor condição para produzir força [153, 180, 181]. Do mesmo modo, para o mesmo valor absoluto de redução do comprimento da fibra, o encurtamento relativo por sarcómero será maior numa fibra curta. Conseqüentemente, e de acordo com a curva de força-comprimento, uma pequena alteração no comprimento de um músculo penado pode significar que os seus sarcómeros se deslocaram o suficiente para encontrarem uma posição desvantajosa para produzir força [177, 190]. Acresce ainda que, em músculos onde as fibras atuam com um determinado ângulo de penação, a tensão por elas produzida não é totalmente transmitida ao tendão [114, 155, 181, 220, 255]. De facto, se a tensão produzida pela fibra muscular for exercida obliquamente à linha de tração do músculo, apenas uma parte (força da fibra $\times \cos\theta$) será efetivamente transmitida ao tendão [177, 181, 220]. Assim, este arranjo arquitetural das fibras resulta numa perda de força muscular relativamente a um músculo com a mesma massa, com o mesmo comprimento de fibras, mas sem ângulo de penação. Contudo, apesar desta evidente desvantagem, uma organização arquitetural deste género parece constituir-se como uma estratégia para economizar de espaço, mesmo que, à primeira vista, possa acarretar uma ligeira perda na capacidade de produção de força. Na verdade, a organização penada permite a disposição de maior número de fibras em paralelo, aumentando largamente o número de sarcómeros, e possibilitando

uma superior área de secção transversal fisiológica [149, 153, 181, 255]. Este facto permite uma maior produção de força normalizada para a massa muscular, introduzindo um conceito referido na literatura como Tensão Específica [91, 194] ou Qualidade Muscular [187]. A tensão específica refere-se à produção de força por unidade muscular [187], e a sua utilização pode fornecer uma mais precisa representação da variância interindividual da capacidade de produção de força muscular [187], e ser determinante, por exemplo, na observação de adaptações morfológicas induzidas pela aplicação de estímulos de treino força [92, 247], ou decorrentes de processos de crescimento [232] ou envelhecimento [70].

Assim, os músculos penados, por possuírem maiores áreas de secção transversal fisiológica, apresentam como principais características mecânicas, a maior capacidade de produção de força e a reduzida amplitude de excursão muscular [31, 149, 181]. Deste modo, o principal efeito do aumento da ASTF na relação força-comprimento é sobretudo a ampliação dos valores da curva relativamente à força desenvolvida, mantendo a mesma forma estrutural [177]. Similarmente, a curva de força-velocidade mantém a sua estrutura base, incrementando apenas os níveis absolutos de força máxima. Contudo, se ambas as escalas fossem normalizadas para valores relativos à tensão tetânica máxima, as duas condições (maior ou menor ASTF) sobrepor-se-iam, sugerindo que diferentes arquiteturas apresentariam, aparentemente, semelhantes propriedades mecânicas [177].

Vários estudos têm demonstrado grande variabilidade intermuscular na amplitude da componente ativa da curva força-comprimento *in vivo*, em consequência de diferentes organizações arquiteturais [309]. Na verdade, o músculo ativo *in vivo* apenas opera numa secção da relação força-comprimento caracteristicamente demonstrada no músculo isolado [139, 179, 190], sendo que a dimensão dessa secção é, em parte, determinada pelo comprimento das fibras musculares [177]. Fibras musculares mais compridas possuem maior amplitude funcional, facto que se reflete numa superior amplitude da componente ativa da relação força-comprimento [309]. Consequentemente, o número aumentado de sarcómeros em série provocará, sobretudo, o aumento da taxa de alteração de comprimento do músculo para uma dada velocidade de encurtamento do sarcómero, sem alteração evidente dos valores de tensão máxima manifestados (P_0). Este facto, permitirá maior velocidade de alongamento das estruturas elásticas distais do complexo músculo-tendinoso e, consequentemente, maior velocidade de contração muscular [39]. Esta circunstância

torna evidente a importância crucial do comprimento das fibras musculares na relação força-velocidade, embora seja também reconhecida alguma relevância à tipologia das fibras musculares [52]. Contudo, o comprimento das fibras (ou fascículos) é considerado, atualmente, o fator mais determinante desta relação [31, 52, 172, 220].

O facto das fibras mais compridas possuírem maior amplitude de variação absoluta do seu comprimento, não implica, necessariamente, estarem associadas a articulações de maior amplitude articular [202]. A dimensão da variação de comprimento do músculo que ocorre com a variação da amplitude articular depende significativamente do braço de momento muscular relativamente à articulação que cruza. Músculos que se inserem mais afastados do eixo articular produzem braços de momento superiores e, conseqüentemente, necessitarão de produzir um maior encurtamento para o mesmo deslocamento angular [180]. Como consequência final, a amplitude articular ativa destas articulações será sempre mais reduzida comparativamente a outras de propriedades idênticas, mas com menor distância entre o eixo articular e a inserção músculo-tendinosa. Músculos que, por exemplo, devido ao maior comprimento das suas fibras sejam concebidos para desenvolver elevadas velocidades de contração, podem, efetivamente, não conseguir atingi-las se a respetiva inserção promover um significativo braço de momento. Similarmente, um músculo aparentemente vocacionado para desenvolver elevados níveis de força (grande ASTF) pode ser induzido a promover elevadas velocidades angulares, se inserido numa posição promotora de reduzidos braços de momento [177, 180].

2.4 Plasticidade da Arquitetura Muscular ao Treino de Força

A literatura tem demonstrado que o músculo-esquelético apresenta uma importante capacidade adaptativa a estímulos mecânicos externos de diferentes características [2, 12, 34, 103, 155, 241, 247, 267]. Em função disso, têm sido desenvolvidos vários estudos que procuram analisar as adaptações na morfologia e arquitetura muscular decorrentes da modalidade praticada [4, 47, 159, 172, 228], ou promovidas por diferentes tipo de treino [35, 228] e/ou ações musculares específicas [2, 12, 22, 36, 204]. Estas adaptações resultam, geralmente, numa alteração do volume muscular [2] e/ou da forma de organização das fibras musculares [32, 34, 267].

Um aumento do volume muscular pode resultar do número aumentado de fibras [102, 177] e/ou do respetivo tamanho [44, 97, 102, 177], mas também de um aumento no comprimento das fibras / fascículo [22, 247] e/ou do ângulo de penação [2, 36]. Durante a adaptação muscular ocorre um aumento das taxas de síntese e degradação proteica simultaneamente com uma proliferação e diferenciação aumentada das células satélite [97, 102, 177, 258]. Estas células exercem um papel de extrema importância no processo de regeneração e hipertrofia muscular, pois com a sua grande atividade mitogénica, contribuem para a reparação dos danos estruturais induzidos pela sobrecarga, diferenciando-se e fundindo-se com as fibras musculares [8, 14, 270].

O estudo da hipertrofia muscular promovida pelo treino de força tem sido realizado através de técnicas imagiológicas, como a tomografia axial computadorizada, a ressonância magnética e a ultrassonografia. As primeiras permitem determinar a ASTA e o volume muscular, e a última, para além de fornecer uma medida de espessura muscular, permite ainda estimar a ASTF, a partir da medição do ângulo de penação e do comprimento do fascículo. Nesses estudos tem sido possível observar incrementos de todos estes parâmetros, após períodos de treino de força de duração variável, mas normalmente, situados entre as 8 e as 12 semanas. Neles, podem ser encontradas referências a aumentos da espessura muscular [155, 200, 280], da ASTA [2, 155, 255], da ASTF [2, 155], do volume muscular [2, 155], ou até mesmo da área fisiológica das fibras [2, 296]. No entanto, existem também, referências à não existência de qualquer adaptação hipertrófica em resposta ao treino de força [11, 35], estando esta, normalmente associada à curta duração das intervenções [11, 35], ou a diferentes características dos protocolos de treino aplicados [36, 267, 285]. A ausência de adaptações morfológicas nas primeiras semanas de treino foi reportada por Blazeovich et al. [35], após cinco semanas de treino isocinético concêntrico-excêntrico de extensão do joelho (60°s^{-1}). No entanto, o mesmo grupo de investigação, num estudo posterior, reportou aumentos significativos na espessura muscular do músculo vasto externo, após um período de treino de duração igual (cinco semanas), mas realizado com uma velocidade isocinética inferior (30 s^{-1}) [36]. Uma vez que o volume a intensidade do treino são fatores determinantes para o aumento do volume muscular [262, 263], a maior tensão e o superior tempo sob tensão associados à baixa velocidade isocinética do segundo estudo [36] podem justificar os diferentes resultados obtidos. Conclusões idênticas foram obtidas no estudo de Cormie et al. [63] que, ao compararem efeitos de treino de força (75-90% RM) e de potência (0-30% RM),

reportaram aumentos significativos da espessura muscular apenas no primeiro caso, onde a carga mecânica e o tempo sob tensão foram significativamente superiores.

Contrariamente ao estudo Blazevich et al. [35], que não encontrou aumentos significativos da espessura após cinco semanas de treino isocinético concêntrico-excêntrico a 60°s^{-1} , Baroni et al. [22] reportaram aumentos significativos do mesmo parâmetro em sequência de quatro semanas de treino isocinético excêntrico à mesma velocidade 60°s^{-1} . A diferente organização do protocolo de treino (4x6 RM versus 3x10 RM) e a particularidade do estímulo de contração (concêntrico-excêntrico versus excêntrico) podem ter sido os fatores responsáveis pelas diferenças reportadas nos dois estudos. A característica do estímulo parece ser, de facto, um fator a considerar na promoção de maiores níveis de hipertrofia muscular [95, 251], já que a sobrecarga excêntrica proporcionada por certo tipo de equipamento (conhecido como “*flywheel ergometer*”) foi também referida como razão explicativa para as significativas alterações do tamanho do músculo observadas após intervenções de curto prazo [267, 285].

Estas alterações do volume muscular são, normalmente, acompanhadas por adaptações específicas do ângulo de penação e do comprimento dos fascículos. Enquanto alguns autores atribuem a hipertrofia muscular, ao aumento do comprimento do fascículo [22, 247], outros atribuem-no ao aumento do ângulo de penação [2], ou a ambos [36].

O ângulo de penação é o parâmetro de arquitetura muscular mais frequentemente associado à hipertrofia muscular, decorrente do treino de força [2, 12, 34, 36, 87, 103, 153] ou induzida por fatores anabólicos [32]. A magnitude da adaptação é, no entanto, bastante variável, e pode estar relacionada com as características específicas dos protocolos de treino (intensidade, volume ou duração da intervenção), ou do próprio estímulo de treino (concêntrico, excêntrico, concêntrico-excêntrico), ou ainda com o tipo de equipamento utilizado (por exemplo isocinético, isoinercial, etc.). Podem até não ser observadas quaisquer alterações do ângulo de penação em sequência de treino de força [12, 34, 36, 241, 252, 255]. Esta inadaptação do ângulo de penação parece estar relacionada com a experiência prévia em treino de força [32, 34, 252, 255], uma vez que não foram encontradas alterações significativas deste parâmetro após doze semanas de treino de força em indivíduos bem treinados [32, 252, 255]. No entanto, também em indivíduos menos experientes, não foi verificada qualquer

alteração no ângulo de penação em resposta a diferentes estímulos de treino de força [12, 22, 35, 36]. Blazeovich, Cannavan, et al. [36], comparando os efeitos do treino isocinético excêntrico e concêntrico na arquitetura muscular de jovens inexperientes, não encontraram quaisquer alterações no ângulo de penação do vasto interno, embora tenham reportado adaptações positivas no ângulo de penação do vasto externo em resposta ao treino excêntrico. Os autores argumentaram que as adaptações no ângulo de penação podem ser dependentes da característica do estímulo e/ou do nível de participação muscular no exercício em causa. No entanto, resultados contraditórios foram obtidos em estudos mais recentes, onde não foi observada qualquer adaptação do ângulo de penação, após 8 [241] ou 12 [22] semanas de treino excêntrico. Para além destes resultados controversos, também a dimensão das adaptações induzidas no ângulo de penação são igualmente discutíveis. Num estudo com indivíduos totalmente inexperientes em treino de força, foram reportados aumentos de 35,5% do ângulo de penação do vasto externo após catorze semanas treino de força de intensidade progressiva. Menores aumentos (14%) foram reportados após oito semanas de electroestimulação [115], 14 semanas de treino isoinercial (13%) [247], e cinco semanas de treino em equipamento específico independente da gravidade [267]. No entanto, o maior aumento verificado para o ângulo de penação, decorreu devido a administração de testosterona, indicando que o uso de testosterona pode atuar como fator promotor de adaptações positivas neste parâmetro [32]. Contudo, deve salientar-se, que um aumento exagerado do ângulo de penação pode conduzir a uma desigual resposta da capacidade de produção de força [106, 153, 155]. Em termos mecânicos, um aumento da inclinação das fibras musculares relativamente ao eixo do músculo, resulta numa diminuição da força aplicada no sentido do eixo de tração muscular [177]. Esta será, porventura, a principal razão para que a força específica de halterofilistas e indivíduos não treinados seja superior à de praticantes de culturismo [111, 155], uma vez que, os níveis exagerados de hipertrofia muscular observados nos culturistas, conduzem a uma desvantagem mecânica na capacidade de produção de força.

O comprimento do fascículo é, igualmente, um parâmetro de arquitetura sensível a estímulos de treino específicos. As adaptações verificadas no comprimento do fascículo, tanto em humanos [12, 220, 241, 247, 267], como em animais [55, 189], parecem estar dependentes do tipo de contração [55, 103, 189] velocidade de contração [12, 34] e amplitude de contração [51, 163, 204]. A velocidade de encurtamento muscular parece influenciar positivamente as adaptações no

comprimento do fascículo, verificando-se um aumento do comprimento após treino de potência muscular [12] e treino explosivo de saltos e *sprints* [34]. A influência do estímulo excêntrico na adição de sarcômeros em série é, ainda, algo controversa, com alguns estudos a evidenciarem aumentos no comprimento do fascículo, decorrentes de treino de força excêntrico, mas outros não. Estudos *in vivo*, com seres humanos, mostraram um aumento de 34% do comprimento dos fascículos do bicípite femoral após treino de força excêntrico [241], apresentando especulações sobre a capacidade de alguns músculos responderem de forma específica ao estímulo excêntrico. Resposta idêntica, ainda que de dimensão inferior, foi observada nos músculos reto femoral [22] e vasto externo [22, 103], após 10-12 semanas de treino isocinético excêntrico. No entanto, não foram observadas diferenças entre o estímulo excêntrico e concêntrico após dez semanas de treino isocinético, com ambos os estímulos a promoverem o aumento do comprimento do fascículo [36]. Estes resultados levaram os autores a especular que, mais do que o estímulo excêntrico, a amplitude de ação muscular seria o fator promotor de adaptações no comprimento do fascículo, defendendo que amplitudes superiores às observadas nas rotinas diárias (caminhadas, corridas ou saltos) implicariam maiores sobrecargas mecânicas e que isso conduziria a adaptações positivas no comprimento dos fascículos. Esta especulação foi suportada na observação do aumento do número de sarcômeros em série em resultado do aumento da excursão muscular após transecção do retináculo de músculos de modelos animais [51, 163]. No entanto, esta adaptação não foi ainda totalmente confirmada em estudos *in vivo*, com humanos. Numa tentativa de analisar a influência da amplitude de ação muscular nas adaptações do comprimento do fascículo, Blazeovich et al [34] analisaram os efeitos de diferentes padrões de movimento nas adaptações do comprimento do fascículo do vasto externo, tendo concluído que estas estão mais relacionadas com as características da carga mecânica e da velocidade dos exercícios do que propriamente com o padrão do movimento. Resultados contrários foram, no entanto, observados por McMahon et al. [204], que após oito semanas de treino isoinercial realizado em diferentes angulações do joelho (0-50° e 0-90° de flexão do joelho) reportaram maiores aumentos do comprimento do fascículo no vasto externo dos indivíduos que treinaram com deslocamentos de maior amplitude, concluindo que, para além da influência sobre o aumento do comprimento do fascículo, a amplitude do movimento é responsável, também, por diferentes adaptações ao longo do próprio músculo.

Parece existir igual controvérsia quanto ao tempo necessário para promover adaptações no comprimento do fascículo. Seynnes et al. [267] verificaram um rápido aumento do comprimento do fascículo logo após 10 dias de treino, embora tenham continuado a registrar aumentos após 20 e 35 dias de treino. Blazeovich et al. [36], no entanto, registaram um aumento do comprimento do fascículo apenas nas primeiras cinco semanas de treino, não tendo observado nenhuma outra alteração nas cinco semanas de treino subsequentes. Contudo, este grupo de investigação não encontrou, noutra ocasião [35], qualquer adaptação no comprimento do fascículo, após o mesmo período de treino (cinco semanas). Os autores concluíram, então, que a velocidade de contração poderá ser um estímulo importante nas rápidas adaptações do comprimento do fascículo. Por outro lado, e em virtude das adaptações não serem constantes ao longo do período de intervenção [36, 267], é possível que os fascículos se adaptem rapidamente ao estímulo de treino, atingindo um platô e mantendo-se nele durante o período de duração da carga. Esta especulação pode ser suportada pelas conclusões de Rønnestad et al. [252] que atribuíram a ausência de alterações no comprimento dos fascículos após catorze semanas de treino de força explosiva com atletas nórdicos bem treinados, à possibilidade destes já terem atingido o seu potencial adaptativo, em função dos muitos anos de experiência e prática de treino explosivo.

Em resumo, os vários estudos disponíveis na literatura e revistos neste capítulo (para uma breve revisão, consultar anexo I) apresentam vários resultados contraditórios, evidenciando, ainda, alguma incerteza quanto à direção, dimensão e duração das adaptações da arquitetura muscular a estímulos mecânicos diferenciados, que envolvam diferentes regimes [22, 36, 189], velocidades [12, 34], e amplitudes de contração [41, 51, 204]. Estas questões parecem não estar ainda totalmente esclarecidas ou demonstradas *in vivo*, pelo que se justificam novas e mais abrangentes investigações sobre o tema.

2.4.1 A Influência do Modo de Contração – Concêntrico versus Excêntrico

Um considerável número de estudos comparou a influência de exercícios de treino concêntricos versus excêntricos nas adaptações induzidas nos músculos extensores do joelho [22, 36, 38, 103, 130, 136, 265]. De um modo geral, os resultados apontam

para uma clara melhoria dos níveis máximos de produção de força, em regime isométrico, sem que se consiga identificar uma evidente vantagem de algum dos modos sobre o outro [36, 103, 266]. Esta conclusão é confirmada pelo estudo de meta-análise de Roig et al. [251] que também não encontrou diferenças entre os modos de contração nos ganhos de força isométrica máxima. No entanto, refere que existe um claro efeito de especificidade nos ganhos obtidos, com estes a manifestarem-se, essencialmente, nas ações musculares específicas ao modo treinado, isto é, os maiores ganhos concêntricos decorrem do treino concêntrico e os maiores ganhos excêntricos, do treino excêntrico. O estudo supracitado acrescenta, ainda, que o incremento na força total, avaliada através do somatório entre os momentos de força produzidos em regime excêntrico, isométrico e concêntrico, é superior nos indivíduos treinados excentricamente [251].

Do ponto de vista morfológico, o estudo de revisão realizado por Wernbom et al. [303] sugere que o regime de contração não constitui um fator diferenciador da resposta hipertrófica ao treino, embora salvaguardem que as características particulares dos protocolos comparados, podem não representar verdadeiramente os modos de contração associados, sobretudo porque a intensidade do treino excêntrico terá sido, maioritariamente, equalizada à intensidade das contrações concêntricas, condição que concorre para uma subestimação da intensidade do treino excêntrico. Contudo, num estudo onde a intensidade das contrações foi máxima para ambos os grupos [36], as adaptações morfológicas apontaram no mesmo sentido. Os autores reportaram semelhantes ganhos hipertróficos entre grupos, em todos os parâmetros morfológicos determinados. No entanto, as evidências apontadas por outros estudos [130, 135, 266] e confirmadas pelos resultados da meta-análise de Roig et al. [251], sugerem que o treino excêntrico é capaz de promover ganhos no volume muscular superiores aos obtidos com o treino concêntrico. Tais adaptações são, normalmente, atribuídas à maior sobrecarga mecânica imposta pelas contrações excêntricas [21, 262] e aos elevados danos estruturais [262] promovidos por este modo de contração.

Do mesmo modo, existe, também, alguma controvérsia quanto à resposta adaptativa da arquitetura muscular a ambos os modos de contração. Apesar do estímulo de treino concêntrico aparecer mais frequentemente associado a maiores aumentos do ângulo de penação [2, 22, 34, 103, 246, 248], e de existirem evidências de que o comprimento do fascículo aumenta em resposta ao treino excêntrico [22, 103, 248], a verdade é que os resultados obtidos nos diferentes estudos, não são consensualmente conclusivos.

Da pesquisa efetuada, foi possível encontrar apenas dois estudos [36, 103] que analisaram diretamente a influência do modo de contração na resposta adaptativa da arquitetura muscular, dos músculos extensores do joelho (Tabela 2-1). Ambos condicionaram cargas mecânicas concêntricas (grupo de treino concêntrico) e puramente excêntricas (grupo excêntrico), com intensidades distintas entre grupos (maior intensidade no treino excêntrico). Contudo, os resultados obtidos evidenciaram adaptações algo antagônicas. No estudo de Blazeovich e al. [36] não foi observada qualquer adaptação no ângulo de penetração, tendo o comprimento do fascículo aumentado em resposta a ambos os protocolos de treino, mas de forma mais acentuada ao treino concêntrico. Contrariamente, Franchi et al. [103] reportaram aumentos do ângulo de penetração e do comprimento em ambos os grupos, estando o treino concêntrico associado a um maior aumento do ângulo de penetração (30% contra 5% do excêntrico), e o treino excêntrico ao aumento do comprimento do fascículo (12% contra 5% do concêntrico). De todos os aspectos salientados, este parece ser o mais controverso e o menos investigado, pelo que se justifica mais trabalho desenvolvido na área.

Tabela 2-1 - Influência do modo de contração (concêntrico versus excêntrico) nas adaptações na arquitetura e morfologia muscular. O asterisco (*) representa as diferenças estatisticamente significativas entre modos de contração.

| Estudo | Amostra | Características do Treino | Músculos | Adaptações Arquiteturais |
|----------------------------|--|---|--|---|
| Blazevich et al. 2007 [36] | 30 Sujeitos 10 Concêntricos 11 Excêntricos 9 Controlos Jovens Activos | 10 Semanas – 3 x Semana Treino Isocinético Máximo a 30°/s Modo Concêntrico (Conc) – "as fast and hard as possible" Modo Excêntrico (Exc) – "Stop the dynamometer" Semanas 1–3: 4 x 6 RM's Semanas 4–7: 5 x 6 RM's Semanas 8–10: 6 x 6 RM's Nas três primeiras sessões, a intensidade das contrações foi de 50, 70 e 90% do máximo, respectivamente para as sessões 1, 2 e 3. | Vasto Externo (VE) Vasto Interno (VI) Arquitetura Muscular obtida a 50% do Comprimento do Músculo | Aumento do volume total do quadríceps (10,2%); Vasto Externo: Aumento da ASTF (7,9%), Volume (11,1%), ASTAproximal (10,9%), ASTAdistal (13,6%); Vasto Interno: Volume (14,8%), ASTAproximal (17,9%), ASTAdistal (12,3%); Treino Concêntrico: Aumento do FL do VE (6,3%)*, Sem alteração do AP do VE e VI; Treino Excêntrico: Aumento do FL do VE (3,1%), Aumento do AP do VE (21,4%)* Sem alteração do AP e FL do VI |
| | | | 10 Semanas – 3 x Semana Treino concêntrico ou excêntrico num leg press adaptado (permitindo realizar apenas concêntricas ou excêntricas) 80% do 1RM Concêntrico (Conc) 80% de 1RM Excêntrico (Exc) 4 Séries de 8 a 10 Repts 1 Minuto de pausa Tempo de contração: 2 Seg no Conc 3 Seg no Exc | Vasto Externo (VE) |
| Franchi et al. 2014 [103] | 12 Jovens adultos (homens) Não experientes 6 Concêntricos 6 Excêntricos | 10 Semanas – 3 x Semana Treino concêntrico ou excêntrico num leg press adaptado (permitindo realizar apenas concêntricas ou excêntricas) 80% do 1RM Concêntrico (Conc) 80% de 1RM Excêntrico (Exc) 4 Séries de 8 a 10 Repts 1 Minuto de pausa Tempo de contração: 2 Seg no Conc 3 Seg no Exc | Vasto Externo (VE) | Aumento do volume muscular em ambos os grupos (6% no Exc e 8% no Conc, sem diferenças entre ambos) FL: maior aumento no Exc * – 12% contra 5% no Conc PA: Aumentou mais no Conc (30%)* do que no Exc (5%) ASTAproximal: Efeitos idênticos (-1% no Exc e -0.5% Conc) ASTamedial – Maiores ganhos do Conc (11% contra os 7% do Exc); ASTAdistal – Maiores ganhos do Exc (8% contra 2% do Conc) |

2.4.2 A Influência da Amplitude do Movimento – Total versus Parcial

Embora a amplitude dos exercícios de treino (amplitude de movimento ou amplitude de contração) não seja uma das variáveis críticas consideradas no processo de treino de força [7, 17, 166], ela pode, igualmente, ser manipulada no sentido de potenciar os ganhos de força [118, 199, 273] e o desempenho desportivo [59]. A discussão sobre a possibilidade da amplitude de movimento ser entendida como uma variável tão importante como, por exemplo, a seleção e ordem dos exercícios, e com impacto direto sobre o volume e intensidade, assenta, sobretudo, em dois pontos de vista. Por um lado, a importância da especificidade do treino, que defende a possibilidade dos exercícios de treino serem desenvolvidos numa amplitude articular próxima da exigida funcionalmente, baseando-se no pressuposto de que as propriedades mecânicas do músculo-esquelético apresentam significativa adaptabilidade às exigências funcionais da atividade desportiva [129, 259]. Por outro, a incerteza quanto à eficiência dos exercícios de amplitude parcial nas adaptações promovidas, sobretudo na melhoria da força máxima. A possibilidade dos exercícios de treino poderem ser realizados na amplitude articular de maior vantagem mecânica [198, 199], permitiria a utilização de cargas mais elevadas [199], e com isso a obtenção de maiores ganhos na capacidade de produção de força. A maior vantagem mecânica de umas amplitudes angulares face a outras, resulta tanto das relações mecânicas estabelecidas dentro do sarcómero, como da variação do braço de momento ao longo do movimento. Deste modo, se a amplitude dos exercícios de treino se limitar à amplitude articular ótima, é possível utilizarem-se cargas mais elevadas, promovendo o aumento da intensidade do exercício [199] e, com isso, a melhoria dos níveis de força. Do mesmo modo, a limitação da amplitude de movimento aos ângulos de menor vantagem mecânica, resultaria numa redução da carga utilizada, com implicações diretas no número de repetições realizadas (volume do exercício).

A maioria dos estudos que investigou os efeitos crónicos de diferentes amplitudes angulares (total versus parcial) dos exercícios de treino de força [59, 119, 199] centrou a sua análise nos ganhos de força promovidos por ambas as condições. Graves et al. [118], por exemplo, compararam o efeito de exercícios de extensão do joelho, realizados numa amplitude total (dos 120° aos 0° de flexão do joelho) e em duas amplitudes parciais (dos 120° aos 60° e dos 60° aos 0°). Os autores reportaram ganhos de força apenas na amplitude angular treinada, sugerindo a existência de um

efeito de especificidade nos ganhos obtidos. Esta premissa foi confirmada por outros estudos [41, 59, 171, 198, 204, 240], levando a que muitos autores, e mesmo treinadores, sugerissem a utilização da amplitude total nos exercícios de treino de força [118]. O maior ganho de força promovido pela maior amplitude dos exercícios de treino, tem sido atribuído, em parte, a um maior aumento da massa muscular [41, 204], que decorre da superior carga mecânica e do maior grau de alongamento induzido nos sarcômeros [171, 204]. No entanto, existem estudos que reportam ganhos de força idênticos e transversais a todos os ângulos articulares, independentemente da amplitude de movimento utilizada no treino (total ou parcial) [119, 199].

Tanto quanto nos foi possível apurar, apenas dois estudos analisaram as adaptações na arquitetura muscular promovidas por diferentes amplitudes de movimento dos exercícios de treino [41, 204]. Esses estudos e respectivas adaptações estão apresentados na Tabela 2-2. De uma forma geral, ambos os estudos apontam para um aumento da hipertrofia muscular, que é independentemente da amplitude articular treinada. Este aumento da massa muscular foi, nos estudos observados, acompanhado por um aumento significativo do ângulo de penetração, cuja adaptação parece ser, também, independente da amplitude articular dos exercícios de treino. Contudo, apenas num dos estudos [204], são consideradas as adaptações promovidas no comprimento do fascículo, apontando para alterações distintas em função da amplitude do movimento. Tais resultados sugerem que o maior grau de variação de comprimento do músculo, associado aos exercícios de maior amplitude angular, pode ser um estímulo promotor de adaptações positivas no comprimento dos fascículos. De qualquer forma, um único estudo não fornece a informação suficiente ao completo conhecimento do tema, pelo que se justificam novas investigações sobre o assunto. Além disso, nenhum dos estudos supracitados procurou equalizar o volume de treino entre os diferentes grupos experimentais. Sabendo-se que o volume de treino, traduzido no tempo sob tensão, é um fator crítico para o aumento da hipertrofia muscular [262, 263], a restrição na amplitude de movimento, para um mesmo número de séries e repetições, resulta num menor tempo sob tensão. Mesmo que a intensidade da carga possa ser superior nos exercícios parciais, a menor amplitude de movimento inviabiliza que o trabalho mecânico produzido seja idêntico em ambos os grupos [59]. Em função disso, é possível que as adaptações anteriormente mencionadas decorram de diferentes volumes de treino, e não da manipulação da amplitude de movimento.

Tabela 2-2 - Influência da amplitude de contração (total versus parcial) nas adaptações na arquitetura e morfologia muscular.

| Estudo | Amostra | Características do Treino | Músculos | Adaptações Arquiteturais |
|-----------------------------|--|---|----------------------|---|
| Pinto et al. 2012 [240] | 40 Sujeitos | 10 Semanas – 2 x Semana Flexão bilateral do cotovelo | Flexores do Cotovelo | Aumento Significativo da Espessura Muscular Amplitude Total – 9,52% Amplitude Parcial – 7,37% |
| | 15 Amplitude Total 15 Amplitude Parcial 10 Controlos | 2-4 Séries de 20 a 8 RM/s Amplitude Total – 0-130° de flexão do cotovelo | | |
| | Jovens activos sem experiência em treino de força. | Amplitude Parcial – 50-100° | | Sem diferenças entre grupos |
| Bloomquist et al. 2013 [41] | 17 Sujeitos | | | |
| | 9 Meio-Agachamento – 0-60° de flexão do joelho) | 12 Semanas – 3 x Semana 3-5 Séries de 3-10RM/s | | Agachamento Profundo: Aumento Significativo da ASTA da região anterior da coxa nos 6 locais avaliados (4-7%); |
| | 8 Agachamento Profundo – 0-120° de flexão do joelho) | Maior Amplitude – Agachamento Profundo 0-120° de flexão do joelho | Vasto Externo | Meio-Agachamento: Aumento Significativo da ASTA da região anterior da coxa nos 2 locais mais proximais (aprox 2-4%). |
| | Jovens activos, não envolvidos em treino de força ou potência | Amplitude Reduzida – Meio-Agachamento 0-60° | | Aumento significativo do AP nos dois grupos: Agachamento Profundo – 22% Meio-Agachamento – 23% Sem diferenças entre grupos |
| McMahon et al. 2014 [204] | 26 Sujeitos | 8 Semanas – 3 x Semana | | Larga Amplitude: Aumento Significativo da ASTA a 25 (25%), 50 (15%), e 75% (29%) do comprimento do fémur |
| | 8 Amplitude Reduzida | 4 Exercícios de Pernas 3 Séries de 10 (2 dias) e 30 (1 dia) reps | | Reduzida Amplitude: Aumento Significativo da ASTA a 25 (16%), 50 (18%), e 75% (7%) do comprimento do fémur |
| | 8 Larga Amplitude | Larga Amplitude – 0-90° de flexão do joelho | Vasto Externo | AP: Larga Amplitude: Aumento Significativo a 25 (9%), 50 (7%), e 75% (11%) do comprimento da coxa AP: Amplitude Reduzida: Aumento Significativo a 25 (2%), 50 (4%), e 75% (11%) do comprimento da coxa |
| | 10 Controlos | Amplitude Reduzida – 0-50° de flexão do joelho | | FL: Aumento Significativo em ambos os grupos (a 25, 50, e 75%) Maior incremento a 50 e 75% no grupo de larga amplitude. |
| | Jovens activos, não envolvidos em treino de força nos 12 meses prévios à intervenção | | | |

Capítulo 3: Metodologia

Este capítulo inclui a descrição dos meios e métodos utilizados na fase experimental do estudo e os respetivos procedimentos de análise.

3.1 Protocolo Experimental – Conceção Experimental

Para a obtenção dos objetivos apresentados, foram delineadas três abordagens: [1] uma análise inicial da reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso (Estudo I); [2] um segundo estudo, de cariz transversal, onde se pretendeu avaliar os efeitos crónicos de diferentes estímulos mecânicos na adaptabilidade das propriedades arquiteturais e mecânicas do vasto externo (Estudo II), e por último [3] uma investigação longitudinal, com o objetivo de verificar os efeitos da manipulação do modo de contração muscular (Estudo III) e amplitude do movimento (Estudo IV) nas variáveis referidas. Estas três abordagens assentam num modelo de investigação ligado à mecânica e à neurofisiologia das estruturas orgânicas responsáveis pela produção e transmissão de força, e envolveram técnicas de ativação muscular, dinamometria, eletromiografia, imagiologia (ultrassonografia e ressonância magnética) e modelação biomecânica (cinética e cinemática).

O protocolo experimental comum às três abordagens envolveu a realização de contrações musculares máximas dos extensores dos joelhos no dinamómetro isocinético *Biodex System 3*, em simultâneo com a aplicação das técnicas de electroestimulação e eletromiografia para determinação da capacidade de ativação voluntária e ultrassonografia para avaliação da arquitetura muscular e da capacidade intrínseca de produção de força do músculo Vasto Externo.

As particularidades do estudo longitudinal exigiram ainda a determinação, por ressonância magnética, do volume muscular e do braço de momento do tendão patelar, e a concretização de uma avaliação funcional, que envolveu a execução de diversos saltos verticais máximos sobre plataformas de força, permitindo calcular, por dinâmica inversa, os momentos articulares do membro inferior.

Todas as abordagens foram projetadas e elaboradas de acordo com os requisitos exigidos pela Declaração de Helsínquia para pesquisa com seres humanos, tendo recebido parecer positivo do Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana (parecer CEFMH 13-2013 – Anexo I).

3.2 Amostras de Estudo

Um total de 45 indivíduos do género masculino voluntariou-se para participar neste trabalho, ainda que distribuídos pelas diferentes investigações. Os participantes apresentavam uma experiência físico-desportiva heterogénea, sendo a maioria estudantes de ciências do desporto da Faculdade de Motricidade Humana e, embora ativos, não possuíam qualquer experiência prévia em treino de força (N = 28). Estes estudantes constituíram a amostra dos estudos III e IV, e parte deles (N = 10) integraram também a amostra experimental do estudo I.

Os restantes dezassete voluntários eram atletas de alto rendimento (N = 17) pertencentes a duas modalidades desportivas que condicionam estímulos mecânicos antagónicos – Atletismo (Velocidade, atletas de 100 m com marcas inferiores a 11 segundos) e Ciclismo (Estrada, atletas com presenças em campeonatos do mundo). Estes atletas foram considerados de alto rendimento porque apresentavam uma prática regular e sistematizada da modalidade há pelo menos 5 anos, tinham diversas participações em competições internacionais de elevado nível competitivo (campeonatos do mundo, campeonatos da europa e/ou Jogos Olímpicos) e, à data da recolha de dados, integravam o lote dos melhores atletas nacionais das respetivas especialidades. Os ciclistas estavam envolvidos em competições profissionais de estrada e treinavam, no mínimo, 6 dias por semana, cumprindo uma distância total superior a 800 km. Os velocistas realizavam, em média, 10 sessões de treino por semana, e estavam classificados entre os 10 primeiros do ranking anual dos 100 metros, com um tempo médio de $10,80 \pm 0,41s$ (melhor resultado: 10,19 s).

A Tabela 3-1 resume as características gerais – idade, altura, massa corporal, e experiência físico-desportiva – de cada grupo de participantes.

Tabela 3-1 – Caracterização geral da amostra. São apresentados os valores de média e desvio padrão das variáveis Idade, Altura e Massa Corporal. Diferenciam-se os diferentes subgrupos quanto à sua experiência físico-desportiva, nível competitivo e modalidade praticada.

| | Idade (anos) | Altura (cm) | Massa Corporal (kg) | Experiência Físico-Desportiva (anos de prática) |
|---|-----------------|----------------|------------------------|---|
| Estudo I | | | | |
| Estudantes Ativos de Ciências do Desporto | | | | |
| 10 Sujeitos | 21,9 ± 3,7 | 175,1 ± 5,1 | 71,4 ± 6,3 | |
| Estudo II | | | | |
| Atletas de Alto Rendimento (N = 27) | | | | |
| 9 Ciclistas | 23,7 ± 4,4 | 180,7 ± 7,8 | 70,1 ± 8,5 | 11,7 ± 5,5 |
| 8 Velocistas | 23,0 ± 2,4 | 184,9 ± 6,9 | 80,9 ± 8,8 | 9,2 ± 3,6 |
| 10 Controlos | 21,9 ± 3,7 | 175,1 ± 5,1 | 71,4 ± 6,3 | * N.A. |
| Estudos III e IV | | | | |
| Estudantes Ativos de Ciências do Desporto (N = 28) | | | | |
| 28 Sujeitos | 22,2 ± 4,7 | 175,8 ± 4,8 | 71,1 ± 8,3 | |
| Subgrupos | | | | |
| 11 GConc | 21,6 ± 3,5 | 174,5 ± 4,5 | 71,0 ± 6,9 | |
| 9 GExc | 19,0 ± 1,2 | 175,6 ± 4,1 | 67,0 ± 4,8 | |
| 8 Controlo | 26,6 ± 5,2 | 177,8 ± 5,3 | 75,7 ± 10,6 | |

* N.A. Não Aplicável.

3.2.1 Cálculo da Dimensão Amostral

A dimensão das amostras apresentadas na Tabela 3-1 foi calculada a partir da equação proposta por Eng, [88], que considera a dimensão da amostra de acordo com o nível de significância, poder estatístico, diferença esperada entre grupos e desvio padrão de estudos anteriores com características similares. Desta forma, tivemos em consideração a seguinte fórmula de cálculo:

$$N = \frac{4\sigma^2 (Z_{crit} + Z_{pwr})^2}{D^2}$$

(Equação 3-1)

Onde:

- N é o número de sujeitos a incluir (amostra);
- σ , o desvio-padrão da variável, obtido num estudo de características similares;
- Z_{crit} , o nível de significância: 1,960 para um nível de significância de 95%;
- Z_{pwr} , o poder estatístico: 1,282 para um poder de 90%, e
- D , a diferença mínima esperada entre grupos.

No estudo transversal, utilizámos como referência os estudos de Abe *et al* [4] e Brughelli *et al* [47] que integraram amostras representativas de *sprinters* e ciclistas, respetivamente. Integrámos os valores médios reportados nas variáveis comprimento de fascículo e ângulo de penação e considerámos os respetivos desvios-padrão. O cálculo amostral devolveu a necessidade de inclusão de 6,3 sujeitos por grupo, para um nível de significância de 95% e poder estatístico de 90%.

De igual modo, para o estudo longitudinal, utilizámos os dados reportados por Blazeovich *et al.* [36], nas variáveis comprimento de fascículo e ângulo de penação, e o respetivo aumento relativo após um programa de treino de força. Foram ainda incluídos os resultados obtidos no volume muscular, por se considerar uma variável estrutural determinante da tensão específica do Vasto Externo. Assim, no cômputo geral, somando as amostras indicadas, e considerando uma possibilidade de abandono na ordem dos 20%, o cálculo amostral determinou a necessidade de inclusão de 20 indivíduos. Para além disso, foi nossa preocupação manter a amostra com N igual ou superior aos estudos revistos na literatura que abordam a mesma temática e utilizam métodos similares. Desta forma, na amostra de treino incluímos os 20 sujeitos determinados no cálculo descrito, aos quais acrescentámos uma amostra de controlo de 8 indivíduos ($N = 28$).

As referidas dimensões amostrais foram confirmadas com recurso ao *software G*Power®* [96] (versão 3.1.7), considerando os valores médios e respetivos desvios padrão do comprimento do fascículo e ângulo de penação dos estudos referidos [4, 36, 47]. Este procedimento confirmou os resultados anteriormente descritos, e determinou um poder estatístico superior a 0.90 para todas as variáveis.

3.2.2 Recrutamento

O recrutamento da amostra foi efetuado através de contacto pessoal com os eventuais interessados. Foi organizada uma sessão aberta a toda a comunidade escolar, onde foi apresentada a informação pertinente relativa a objetivos, metodologias, e procedimentos de treino. Posteriormente, a aderência ao estudo foi concretizada através do preenchimento e devolução da ficha de inscrição fornecida no final da sessão. O contacto com os atletas representativos das duas modalidades de alto-rendimento (Atletismo e Ciclismo) foi efetuado através das respetivas federações. Elaborámos e enviámos uma carta formal aos respetivos Presidentes e Diretores Técnicos com um pedido oficial de colaboração. Nesse primeiro contacto foi solicitada uma reunião presencial para apresentação de objetivos e procedimentos de estudo, bem como de eventuais parcerias a desenvolver no futuro com a Faculdade de Motricidade Humana. Depois de recebida a anuência institucional, os processos de recrutamento dos atletas foram agilizados com o Diretor Técnico (no caso do ciclismo) e com os treinadores pessoais dos atletas (no caso dos velocistas).

3.2.3 Critérios de Inclusão e Exclusão

Foram convidados a integrar o estudo, voluntários do género masculino, de idade compreendida entre os 18 e os 32 anos (idade ativa de competição), que não apresentassem patologias musculares e ortopédicas dos membros inferiores, e que alegassem ausência de prática anterior e sistematizada de treino da força. A necessidade de investigar a adaptabilidade da arquitetura muscular e das propriedades mecânicas a estímulos de treino crónicos, exigiu a inclusão de sujeitos que manifestassem experiência em treino de alto rendimento, com uma prática de elevado nível competitivo há pelo menos 5 anos.

A permanência dos participantes até ao final do período de intervenção obrigava a um cumprimento mínimo das sessões prescritas. Foram definidos como critérios de exclusão, o surgimento de lesões músculo-esqueléticas que comprometessem o padrão motor exigido, a ausência a duas sessões de treino consecutivas, e o incumprimento mínimo de 90% das sessões de treino prescritas (41 das 45 sessões).

3.3 Processo de Treino (Estudos III e IV)

O processo de treino (intervenção longitudinal – estudos III e IV) decorreu durante 15 semanas, com 3 sessões semanais (no mínimo um, e no máximo dois dias de intervalo entre sessões), realizadas num dinamómetro isocinético (*Biodex Medical Systems*), e direcionadas para os extensores e flexores dos joelhos. Os elementos da amostra foram aleatoriamente distribuídos pelos grupos de treino: Grupo de Treino Concêntrico (GConc) e Grupo de Treino Excêntrico (GExc), tendo sido efetuada também, uma randomização quanto ao membro que cumpriria a amplitude total de movimento (*Total*) e ao qual seria restringida essa amplitude (*Parcial*). Todas as sessões de treino, num total de 45, foram conduzidas e supervisionadas por um ou dois investigadores com experiência em treino de força e manuseamento de equipamento isocinético.

3.3.1 Período de Treino

A opção pelas 15 semanas foi baseada no pressuposto de que as alterações morfológicas não são observáveis até à oitava semana [11], ainda que existam estudos que reportem o contrário [35, 238]. Para além disso, foram analisadas as durações dos períodos de treino reportados em estudos de características idênticas, tendo-se optado por uma duração próxima do limite superior dos períodos apresentados [2, 12, 36, 248].

3.3.2 Protocolo de Treino

O protocolo de treino consistiu na execução de contrações máximas concêntricas (GConc) e excêntricas (GExc), de extensão do joelho, no dinamómetro isocinético (Figura 3-1). Um dos membros foi trabalhado na amplitude articular máxima permitida pelo sistema (dos 100 aos 0° de flexão do joelho), e o membro contra lateral na amplitude articular funcional (dos 60 aos 0°).

O volume de treino, traduzido no tempo sob tensão, foi equalizado para ambos os membros e grupos de treino.

O protocolo combinou estímulos mecânicos pesados (baixa velocidade) e leves (velocidades elevadas), com aumento progressivo da velocidade de contração (30°s^{-1} a cada 3 semanas) e do número de repetições (mantendo o tempo sob tensão). Inicialmente (3 primeiras semanas – 9 sessões) foram realizadas 5 séries de 6 e 10 repetições (total e parcial, respetivamente) a 60°s^{-1} , com 1 minuto de intervalo entre séries. Nas restantes semanas (4 – 15) mantiveram-se duas séries a 60°s^{-1} , sendo as restantes, realizadas a 90°s^{-1} (semanas 4 – 6), 120°s^{-1} (semanas 7 – 9), 150°s^{-1} (semanas 10 – 12) e 180°s^{-1} (semanas 13 – 15). Este aumento da velocidade de contração foi acompanhado pelo conseqüente aumento do número de séries e repetições de forma a manter tempo sob tensão (mesmo volume de treino). A periodização da carga respeitou a organização apresentada na Tabela 3-2.



Figura 3-1- Imagem elucidativa de uma unidade de treino. Foram utilizados dois dinamómetros isocinéticos, que permitiram o treino simultâneo de dois elementos da amostra: *Biodex System 2* (à esquerda) e *Biodex System 3* (à direita).

Tabela 3-2 - Organização do Protocolo de Treino e respetiva periodização da carga.

| | | Membro | Velocidade Angular | Séries | Repetições | Tempo sob Tensão (s) |
|---------------|-------------------------------------|---------|---------------------|--------|------------|----------------------|
| Mesociclo I | Microciclos 1 a 3 GConc e GExc | Total | 60°s ⁻¹ | 5 | 6 | 50 |
| | | Parcial | 60°s ⁻¹ | 5 | 10 | 50 |
| Mesociclo II | Microciclos 4 a 6 GConc e GExc | Total | 60°s ⁻¹ | 2 | 6 | 53.3 |
| | | | 90°s ⁻¹ | 5 | 6 | |
| | | Parcial | 60°s ⁻¹ | 2 | 10 | 53.3 |
| | | | 90°s ⁻¹ | 5 | 10 | |
| Mesociclo III | Microciclos 7 a 9 GConc e GExc | Total | 60°s ⁻¹ | 2 | 6 | 53.3 |
| | | | 120°s ⁻¹ | 5 | 8 | |
| | | Parcial | 60°s ⁻¹ | 2 | 10 | 53.0 |
| | | | 120°s ⁻¹ | 6 | 11 | |
| Mesociclo IV | Microciclos 10 a 12 GConc e GExc | Total | 60°s ⁻¹ | 2 | 6 | 52.0 |
| | | | 150°s ⁻¹ | 6 | 8 | |
| | | Parcial | 60°s ⁻¹ | 2 | 10 | 53.6 |
| | | | 150°s ⁻¹ | 7 | 12 | |
| Mesociclo V | Microciclos 13 a 15 GConc e GExc | Total | 60°s ⁻¹ | 2 | 6 | 53.3 |
| | | | 180°s ⁻¹ | 6 | 10 | |
| | | Parcial | 60°s ⁻¹ | 2 | 10 | 55.0 |
| | | | 180°s ⁻¹ | 7 | 15 | |

3.3.3 Volume de Treino

O volume de treino é uma das variáveis mais importantes a considerar num processo de desenvolvimento da capacidade de produção de força, sendo considerado um dos fatores mais determinantes no aumento do volume muscular (hipertrofia) [29] e dos níveis de produção de força [216, 261]. Para que os seus efeitos não constituíssem um fator perturbador dos resultados finais, o volume de treino foi prescrito tendo como preocupação a respetiva equalização entre os quatro grupos experimentais. Esta equalização foi efetivada, tendo por base a duração das contrações, ou seja, o tempo (em segundos) em que o músculo esteve sob tensão. A opção por este método deveu-se a uma série de limitações que outros métodos de cálculo do volume colocam aos exercícios de treino realizados em equipamento isocinético. O método mais comum consiste em determinar o número total de repetições efetuadas com determinada carga, através da Equação 3-2: Volume de Treino = Carga (Kg) x Reps x Séries [248,

303], e igualá-lo entre grupos. Contudo, a modificação do modo de contração muscular (contrações concêntricas vs. contrações excêntricas máximas) obriga, necessariamente, à imposição de cargas bastante diferenciadas (cargas máximas e cargas supra máximas, respetivamente). Esta diferença exigiria um aumento significativo no número de séries e repetições no grupo concêntrico, condição que se revelou impraticável. Do mesmo modo, a descrição do volume de treino em função do trabalho mecânico produzido, impunha idênticas dificuldades. O cálculo do trabalho mecânico resulta do produto entre o momento de força e a distância percorrida pela carga, pelo que a diminuição da distância percorrida (restrição da amplitude de movimento) implicaria uma redução significativa (e respetiva compensação) do trabalho mecânico produzido pelo membro sujeito a treino de amplitude parcial (Parcial). Para além disso, a execução de contrações máximas concêntricas (GConc) e excêntricas (GExc) teriam, também, consequências distintas no momento de força criado, condicionando, igualmente, o trabalho mecânico produzido.

Desta forma, o modo de contornar estas discrepâncias passou por quantificar e equalizar o volume de treino através do controlo do tempo em que o músculo esteve sujeito a sobrecarga. O tempo sob tensão foi definido como o somatório da duração de todas as repetições, nas quais os músculos extensores do joelho estiveram voluntariamente ativos. Nas condições de amplitude reduzida e velocidade aumentada, a equalização do volume foi realizada através do aumento do número de séries (aumento da velocidade de contração) e do número de repetições (membro inferior de amplitude reduzida) (ver Tabela 3-2).

3.3.4 Velocidade de Contração

Adaptações específicas nos parâmetros de arquitetura muscular parecem estar associadas a diferentes velocidades de contração muscular. Programas tradicionais de treino de força, realizados com cargas elevadas e velocidades baixas têm demonstrado adaptações positivas na espessura muscular, ASTA, e ângulo de penação [2, 35, 155], enquanto exercícios de treino realizados com velocidades de contração elevadas estão associados a aumentos do comprimento dos fascículos e da espessura muscular [12, 34, 229]. Também o treino isocinético, realizado com velocidades elevadas, parece induzir ganhos superiores na hipertrofia muscular

quando comparado com contrações de baixa velocidade [95, 229]. Assim, no presente estudo, a prescrição das velocidades angulares assentou no pressuposto de que a carga mecânica aumentada, traduzida num programa de treino de força programado e orientado, deve contribuir para a otimização da função muscular e do desempenho desportivo (aqui avaliado através do desempenho em ações explosivas máximas do membro inferior). Isso significa que, para potenciar o desempenho em tarefas motoras onde a potência muscular é essencial e a velocidade angular das articulações do membro inferior ultrapassa, largamente, os 200°s^{-1} , exercícios de treino realizados com velocidades elevadas seriam, provavelmente, mais adequados. Contudo, sendo a potência muscular o produto entre a força e a velocidade, exercícios de treino que promovam adaptações positivas na ASTA seriam, igualmente, apropriados. Desta forma, combinámos no protocolo de treino estímulos mecânicos pesados (baixa velocidade) e leves (velocidades elevadas), respeitando um modelo de periodização linear, com aumento progressivo da velocidade de execução e do número de repetições. A variação da velocidade de contração, entendida como um princípio metodológico do treino de força, contribui para ganhos mais elevados de força, uma vez que impõe elevadas tensões nas estruturas musculares (velocidades baixas) e estimula os mecanismos nervosos de produção de força (velocidades altas). Comparada com outros estudos idênticos, a progressão de carga aqui definida foi entendida como sendo mais funcional, já que respeita o princípio metodológico de progressão da carga, replica a organização da carga utilizada na periodização do treino de força em âmbito desportivo [78, 83, 272], e está de acordo com as recomendações do *American College of Sports Medicine* [7, 166] para a prescrição de programas de treino de força direcionados para jovens adultos.

3.3.5 Amplitude de Movimento

Nos grupos de treino concêntrico e excêntrico, um dos membros foi treinado no deslocamento angular máximo permitido pelo sistema (desde a máxima flexão até à máxima extensão possíveis ($\approx 100^{\circ} - 0^{\circ}$) [36], enquanto ao membro contra lateral, foi restringida a amplitude de movimento aos últimos graus de extensão (dos 60° até aos $0-10^{\circ}$ de flexão do joelho). Esta redução da amplitude, à qual designámos amplitude parcial, foi entendida como a amplitude articular funcional e a sua definição assentou

no princípio da especificidade do movimento, respeitando o “princípio da acentuação” [313] que propõe a realização dos exercícios de treino numa amplitude próxima das exigidas funcionalmente e baseou-se no pressuposto de que as propriedades mecânicas do músculo-esquelético apresentam significativa adaptabilidade às exigências funcionais da atividade [129, 259]. A maioria dos gestos desportivos, incluindo os movimentos explosivos máximos do membro inferior, requer ações motoras de amplitude inferior à máxima permitida pela respetiva articulação. Deste modo, aproximar a amplitude do exercício de treino à amplitude angular da tarefa funcional, pareceu-nos uma opção acertada na definição da amplitude parcial de treino e na análise da sua influência na morfologia e reorganização fascicular.

3.3.6 Unidade de Treino

Cada sessão de treino iniciou-se com um período de aquecimento, de duração aproximada de 10 minutos, sendo composto pelas seguintes atividades:

- a. Aquecimento geral em cicloergómetro (*Monark Ergomedic 894E*), com intensidade variável de 70 a 80 rpm 's e carga de 75-80 W, ou em passadeira rolante (h/p/Cosmos - Pulsar 3p 4.0) com intensidade auto selecionada (8 a 12 Km.h⁻¹);
- b. Exercícios de ativação e mobilidade geral;
- c. 3 a 5 repetições submáximas no dinamómetro isocinético, à velocidade de treino.

A parte principal da unidade de treino respeitou as condições descritas em “Protocolo de Treino”, tendo os elementos de cada grupo cumprido a especificidade do seu estímulo. As sessões de treino integraram dois equipamentos isocinéticos – *Biodex System 2* e *Biodex System 3* (Figura 3-1), sendo as sessões de treino maioritariamente cumpridas na versão mais recente do equipamento – *System 3*.

O treino concêntrico foi realizado no modo isocinético (*System 3*) e *Isokinetic Rehab (System 2)*, através da seleção programada de um protocolo isocinético de extensão/flexão do joelho (conc/conc). Neste protocolo foram previamente definidas as séries de treino, e as respetivas velocidades angulares, número de repetições e período de pausa entre séries. Aos participantes foi solicitado que realizassem

contrações concêntricas máximas durante todo o deslocamento angular (o mais forte e mais rápido possível).

O treino excêntrico foi cumprido em modo passivo, realizado integralmente no equipamento *System 3*. No respetivo *software* foi gravado um protocolo passivo onde foram definidas todas as variáveis de treino (número de séries, velocidade angular, número de repetições e períodos de pausa). Foi solicitado aos participantes que “parassem o dinamómetro” através de produção máxima de força durante o movimento de flexão do joelho (produção de força no sentido da extensão). Foi-lhes também solicitado que realizassem contrações excêntricas dos músculos flexores do joelho durante o movimento de extensão dessa articulação. Dessa forma, foram evitadas quaisquer contrações concêntricas da musculatura extensora, garantindo um treino puramente excêntrico.

3.4 Antropometria e Composição Corporal (estudos III e IV)

As medidas de antropometria incluíram o peso, altura e comprimento da coxa. Estas medidas foram obtidas de acordo com as recomendações do ISAK – *International Society for the Advancement of Kinanthropometry*, entendendo-se o comprimento da coxa como a distância entre o grande trocânter e o côndilo femoral externo. A composição corporal foi determinada através do método de Densitometria Radiológica de Dupla Energia (DXA) (*Hologic, Waltham, AM, Modelo QDR-1500* e respetivo *software* – Versão 12.4:3), e incluiu os parâmetros de massa gorda e massa isenta de gordura total e regional. Foi ainda incluída uma análise adicional ao nível dos segmentos corporais das coxas direita e esquerda, onde se estimaram as respetivas massas musculares de acordo com a fórmula (massa muscular = $0.735 \times$ massa isenta de gordura + 0.38), proposta por Shih et al. [271]. Os sujeitos foram instruídos a não realizar exercício físico intenso nas 48 horas prévias à avaliação, e aconselhados a evitar a ingestão de líquidos e alimentos nas 3 horas anteriores ao exame.

3.5 Determinação da Arquitetura Muscular do Vasto Externo (estudos I, II, III e IV)

A arquitetura muscular do vasto externo foi determinada em repouso, através de ultrassonografia em Modo-B (modelo EUB-7500, *Hitachi Medical Corporation, Tokyo, Japan*), utilizando um transdutor linear de alta-frequência (10MHz) com uma área de visualização de 9 cm. Foram obtidas imagens longitudinais do Vasto Externo, a 39% de distância entre o bordo proximal da rótula e a espinha ilíaca ântero-superior, paralelamente ao eixo longitudinal das fibras musculares. Esta distância relativa foi anteriormente reportada como correspondendo a 50% do comprimento do vasto externo e equivalente ao seu ventre muscular [33]. Os sujeitos foram avaliados sentados, com a articulação coxofemoral posicionada a 85° (posição de supinação = 0°) e o joelho a 10° de flexão (0° = extensão completa)(Figura 3-2). Estas posições angulares correspondem às normalmente referidas como padrão para avaliação dos parâmetros de arquitetura muscular [36, 247, 248]. A ligeira flexão do joelho permitiu anular um excessivo alongamento dos músculos posteriores da coxa [248], reduziu a curvatura do fascículo [33] e possibilitou, na maioria dos casos, a completa visualização dos fascículos no campo de captação do transdutor. Os sujeitos foram instruídos a permanecer relaxados durante a avaliação, e foi respeitado um período de 10 minutos de repouso antes do início da recolha, com o intuito de restabelecer o fluxo normal dos fluidos corporais.



Figura 3-2- Determinação, em repouso, da arquitetura muscular do vasto externo. Os sujeitos foram avaliados sentados, com o joelho posicionado a 10° de flexão.

A superfície do transdutor foi coberta com um gel transmissor solúvel em água promovendo o acoplamento acústico entre o transdutor e a pele, reduzindo significativamente a reflexão proporcionada pela interface ar/tecidos moles e evitando a deformação dos tecidos biológicos em função de uma eventual pressão sobre a sonda. Foram adquiridas imagens da coxa direita (estudo I) e ambas as coxas (estudos II, III, e IV). Porque o posicionamento e orientação do transdutor relativamente às fibras musculares influenciam a qualidade das medidas efetuadas

[26], especial cuidado foi atribuído a este aspeto. No estudo longitudinal, foi também, atribuída especial atenção ao mapeamento dos locais de medição, de forma a garantir a reprodução de imagens no mesmo local, antes, durante e após o processo de treino. Numa folha de acetato maleável e transparente, foram registados o local de colocação do transdutor, pontos anatómicos de referência (borda superior da rótula e espinha ilíaca ântero-superior), e marcas específicas na pele (sinais, cicatrizes, manchas, etc.) Adicionalmente, foram traçadas linhas orientadoras entre os vários pontos definidos. Todas as imagens foram adquiridas por uma técnica profissional de radiologia, com vasta experiência em ultrassonografia e respetivos procedimentos de recolha.

As imagens foram gravadas em formato BMP e analisadas com recurso ao *software* Image-J 1.44p (*National Institute of Health*, EUA). Para a determinação da arquitetura muscular do vasto externo foram considerados os parâmetros; ângulo de penação (θ_p), comprimento do fascículo (L_f) e espessura muscular (EM). O ângulo de penação foi determinado no ponto de intersecção entre os fascículos musculares e a aponevrose interna, através do ângulo formado entre ambas as estruturas. O comprimento do fascículo foi definido como a distância entre a origem do fascículo na aponevrose interna e a respetiva inserção na aponevrose superficial. Nos casos em que não era possível a visualização integral do fascículo na área de captação do transdutor, o seu comprimento foi estimado por extrapolação trigonométrica (extrapolação linear), segundo a seguinte expressão:

$$L_f = L_{VF} + (h / \text{sen } \beta) \text{ (Equação 3-3)}$$

onde L_{VF} é a porção visível do fascículo (medida diretamente na imagem), h a distância vertical entre o último ponto visível do fascículo e a aponevrose superficial, e β o ângulo entre o fascículo e a aponevrose interna [100, 230].

Sempre que as aponevroses não apresentaram um comportamento paralelo, foi subtraído ao θ_p , o ângulo formado entre ambas as aponevroses [100] (Figura 3-3). Esta aproximação tem sido frequentemente aplicada em estudos similares, comportando erros de 2-7% [100, 247] e coeficientes de reprodutibilidade de 0,99 [247]. A espessura muscular foi definida como a distância linear entre as duas aponevroses, determinada a partir do valor médio de cinco medidas repetidas ao longo das imagens.

Cada variável de arquitetura muscular (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular) foi medida cinco vezes em três imagens distintas, considerando-se para análise o valor médio de todas as observações efetuadas. Para além dos valores absolutos, foram também determinados os valores relativos do comprimento do fascículo e da espessura muscular em função do comprimento da coxa e a espessura muscular relativa ao comprimento do fascículo.

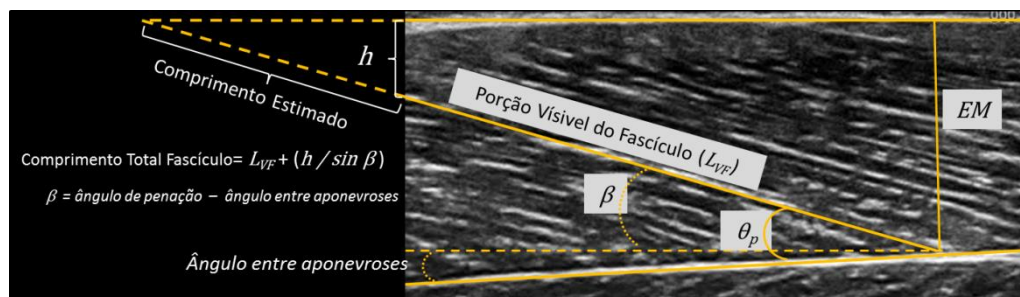


Figura 3-3 - Medidas de Arquitetura Muscular. Espessura Muscular (EM), Comprimento do Fascículo (L_f) e Ângulo de Penação (θ_p). Sempre que o fascículo não era totalmente visível na área digitalizada, o comprimento total foi estimado por extrapolação linear, como anteriormente reportado [100].

Para o estudo de reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular (estudo I), a aquisição de imagens da região central do vasto externo foi realizada por um único avaliador, com experiência profissional na área da radiologia, e especialista em ultrassonografia. Os sujeitos realizaram duas visitas ao laboratório, separadas entre si, cerca de 48 a 72 horas, tendo sido adquiridas três imagens por sessão, de forma sequencial, mas com remoção e reposicionamento da sonda sobre o local de medição. Este local foi previamente marcado na pele, a 50% de comprimento do músculo, segundo os métodos já descritos. Todos os registos cutâneos foram apagados no final da sessão. Para determinar a reprodutibilidade da digitalização, foram processadas, para cada imagem e de forma não sequencial, cinco medidas de cada parâmetro de arquitetura muscular: ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular, totalizando 15 medidas por parâmetro. Do mesmo modo, para verificação da confiabilidade da aquisição (teste-reteste) foram consideradas as mesmas medidas, em duas sessões distintas (dia 1 e dia 2), tendo sido contabilizadas 30 medidas por parâmetro, totalizando 90 registos. Os procedimentos de determinação dos respetivos níveis de reprodutibilidade serão detalhados no item de análise estatística.

3.6 Determinação das Propriedades Morfológicas do Vasto Externo (estudos III e IV)

A determinação das propriedades morfológicas do Vasto Externo (estudos III e IV) foi realizada através de ressonância magnética num equipamento *Signa HDxT 1,5T, GE Healthcare, USA*. As sequências foram processadas em DP (Densidade Protónica) com aquisição de imagens axiais sequenciais de 4mm de espessura, tempo de eco (TE) de 7,5 ms, e tempo de repetição (TR) de 4140ms, numa matriz de 512 x 512 pixéis, desde a crista ilíaca aos cêndilos femorais. Devido à dimensão das bobines, o volume das coxas foi adquirido em duas sequências distintas, ainda que sequencialmente realizadas e sem que ocorresse alteração de posição dos sujeitos.

Durante o período de aquisição, os sujeitos permaneceram em decúbito dorsal com os joelhos em extensão e foram instruídos a permanecerem imóveis e relaxados. A imobilização dos membros inferiores foi garantida através da utilização de uma estrutura composta por material não magnético e ajustável ao comprimento da coxa dos sujeitos. Esta estrutura permitiu a manutenção das posições segmentares relativas, facilitou o relaxamento muscular e anulou a compressão dos tecidos musculares contra a estrutura do equipamento (Figura 3-4).

A área de secção transversal do vasto externo (VE-ASTA) foi determinada em cada corte axial, desde o primeiro em que o músculo era visível junto ao grande trocânter, até à sua inserção distal, junto ao bordo superior da rótula (Figura 3-5). Este procedimento foi efetuado através da circunscrição manual do perímetro do músculo em ambiente *OsiriX* (v.5.8.5 32-bit) [254], que converte automaticamente os dados de pixéis em cm². Em média, foram processados cerca de 84 cortes axiais por coxa, número que se manteve constante nos dois momentos de avaliação (pré e pós intervenção). Todas as análises foram realizadas pelo mesmo investigador, que dedicou especial cuidado na exclusão das incursões de tecido adiposo e tecido conjuntivo nas áreas delimitadas.

A área de secção transversal anatómica máxima (ASTAmax) do vasto externo foi definida como a maior área transversal delimitada ao longo do comprimento total do músculo, tomando como representativo o valor médio de três medidas repetidas.

O volume muscular (VE-Volume) foi calculado como o somatório de todas as áreas de secção transversal (ASTA) multiplicado pela espessura do corte (4mm) (equação III-4), e a área de secção transversal fisiológica (ASTF) obtida através da equação III-5:

$$VE - Volume (cm^3) = \sum ASTA \times Espessura \text{ do corte} \quad (\text{Equação 3-4})$$

$$ASTF (cm^2) = \frac{VE - Volume}{L_f \times \cos\theta} \quad (\text{Equação 3-5}) [36]$$

onde *VE-Volume* é o volume muscular do vasto externo, L_f é o comprimento do fascículo, e θ o ângulo de penetração [36].

Adicionalmente foi realizada uma análise inter-regional do vasto externo e das respetivas adaptações à carga de treino, comparando as alterações na área de secção transversal anatómica nas regiões proximal, medial e distal. Para o efeito, foram considerados os valores médios da área de secção transversal anatómica ($ASTA_{mean}$) medida em 5 cortes a 25, 50 e 75% do comprimento do músculo, respetivamente para as regiões proximal, medial e distal. O comprimento total músculo foi definido como a distância entre os cortes anatómicos a partir dos quais se tornava visível junto ao grande trocânter e distalmente junto à rótula. A partir da $ASTA_{mean}$, obtida antes e após o processo de intervenção, foram calculados os ganhos relativos (%) nas diferentes regiões do músculo.



Figura 3-4- Exame ressonância magnética, e respetivo sistema de imobilização dos segmentos. Este sistema permitiu a manutenção da posição dos segmentos, facilitou o relaxamento muscular e anulou a compressão dos tecidos musculares contra a estrutura do equipamento.

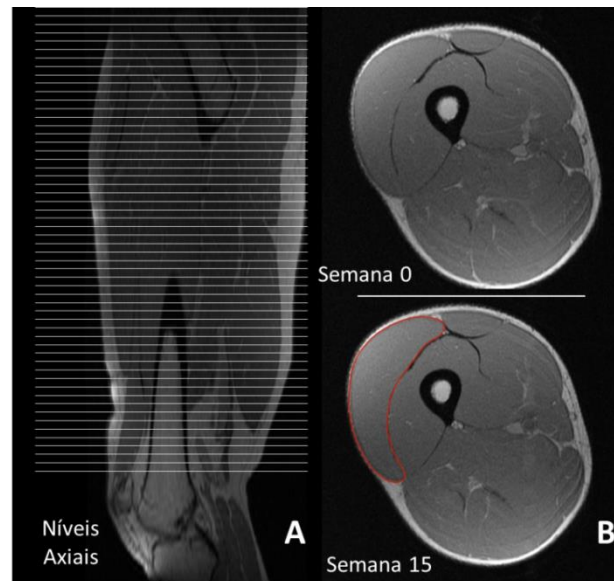


Figura 3-5 - Níveis axiais adquiridos por ressonância magnética, entre o grande trocânter e o bordo superior da rótula (A). Imagem transversal da coxa direita obtida antes (semana 0) e depois (semana 15) do processo de intervenção (B). No corte axial da semana 15 está delineada a área de secção transversal anatômica do vasto externo.

3.7 Determinação das Propriedades Mecânicas do Vasto Externo

As propriedades mecânicas do vasto externo foram determinadas através das técnicas de dinamometria para determinação dos momentos de força, eletromiografia para avaliação do nível de co-ativação dos músculos antagonistas, electroestimulação para determinação da capacidade de ativação voluntária e ultrassonografia para avaliação da arquitetura muscular e da capacidade intrínseca de produção de força.

Os sujeitos foram posicionados num dinamómetro isocinético (*Biodex System 3 research, Shirley, NY, USA*), segundo as recomendações do fabricante, e devidamente estabilizados com cintos de fixação no tórax, pélvis e coxa do membro contralateral (Figura 3-6). O encosto da cadeira foi reclinado de forma a garantir uma angulação da coxofemoral de 85° (posição de supinação = 0°) e ajustado de maneira a permitir a sustentação integral da coxa sobre o assento. O eixo de rotação do dinamómetro foi visualmente alinhado com o centro articular do joelho, e o braço da

alavanca fixo 4 cm acima do maléolo externo, por intermédio de uma faixa de velcro ajustável. Os membros superiores foram mantidos cruzados e relaxados junto ao peito, com as mãos apoiadas nos cintos de fixação do tórax.

Antes do início das avaliações, o momento produzido pelo membro inferior no ângulo de 30°, em situação isométrica e de total relaxamento muscular, foi registado e integrado no *software* de aquisição de dados (*Acqknowledge 3.9.1, Biopac™ Systems*), para cálculo do momento máximo de extensão do joelho, tendo em consideração o efeito da ação da gravidade e de eventuais forças passivas no membro testado. Este procedimento foi efetuado através da equação III-6 e possibilitou a correção do momento produzido em todos os restantes ângulos articulares [286, 304]:

$$\text{Efeito Gravitacional } \theta = (30^\circ MG \times \cos \theta) \div \cos 30^\circ \text{ (Equação 3-6) [286, 304]}$$

onde: θ é um ângulo específico e $30^\circ MG$ é o momento gravitacional produzido no ângulo de 30°.

Os dados analógicos de momento de força, posição e velocidade angulares provenientes do dinamómetro foram convertidos por uma placa A/D BIOPAC MP100, de 16 bits (Santa Barbara, USA), a uma frequência de amostragem de 1 kHz, e filtrados através da aplicação de um filtro passa baixo com uma frequência de corte de 16 Hz.

Todos os participantes completaram, ainda, um período de aquecimento e de familiarização com o equipamento e respetivos procedimentos de avaliação. Esta fase envolveu a execução de várias contrações musculares máximas, realizadas em regime isométrico em diferentes ângulos articulares, e em regime isocinético a diferentes velocidades angulares e abrangendo os dois modos de contração (concêntrico e excêntrico).

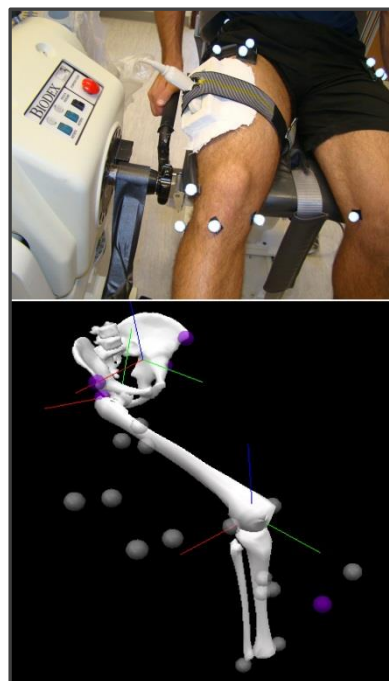


Figura 3-6 – Determinação das propriedades mecânicas do VE. Avaliação do momento máximo de extensão (em cima) e respetiva representação gráfica em ambiente visual 3 D (em baixo).

3.7.1 Relação Força-Comprimento (estudos II, III, IV)

As medidas de força a considerar na relação força-comprimento do vasto externo foram obtidas a partir do momento máximo produzido na extensão do joelho a cada 5° próximo do ângulo ótimo (dos 90 aos 60° flexão do joelho – 0° = extensão completa) e a cada 10°, nas extremidades da curva momento-posição (dos 100 aos 90° e dos 60 aos 30°). Após uma breve explicação dos objetivos da avaliação, foi solicitada aos sujeitos a realização de contrações voluntárias máximas, em regime isométrico (CVMs), ao longo da amplitude angular definida. Foi-lhes instruído que produzissem a máxima força o mais rápido possível e que mantivessem o esforço por um período aproximado de 2 segundos. Herzog & ter Keurs [128] propõem este procedimento como garantia de estabilização do comprimento das fibras musculares durante a contração. De forma a evitar o excessivo prolongamento do protocolo de avaliação e impedir uma eventual instalação de fadiga muscular, foi definida apenas uma contração máxima por posição angular. Contudo, foi realizada uma nova repetição sempre que uma das seguintes condições foi verificada: (1) percepção pelo avaliador ou pelo próprio sujeito da inexistência de uma contração máxima, e (2) manutenção, por tempo insuficiente, da contração muscular. A definição sequencial das posições angulares foi realizada de forma aleatória (ordem randomizada), tendo sido respeitado um período de repouso de ≈ 2 minutos entre repetições. Para construção da curva força-comprimento, foram considerados os momentos máximos produzidos em cada ângulo articular, pelo que esta relação, mais adequadamente designada curva momento-ângulo, representa uma aproximação à tradicional curva de força-comprimento, e pretende descrever a variação da quantidade de força produzida pelos extensores do joelho, em função do respetivo estado de comprimento (posição angular). Para a construção da curva foram considerados a média e o erro padrão da média do momento de força absoluto dos sujeitos de cada grupo, sendo depois normalizados relativamente ao valor máximo individual registado no momento inicial de avaliação (estudos III e IV). Esta última normalização foi concretizada no sentido de analisar o comportamento da relação momento-ângulo após a intervenção, discriminar os ganhos existentes em cada posição angular e verificar a existência de eventuais deslocamentos da curva em direção a maiores ou menores comprimentos musculares.

Para determinar a relação força-comprimento do vasto externo (estudo II), os momentos máximos de extensão produzidos em cada posição angular do joelho foram

corrigidos para a co-ativação antagonista [190, 247] e para o nível de ativação voluntária [190]. O momento produzido pela co-ativação dos músculos flexores do joelho durante as CVMs foi estimado a partir da relação momento-EMG para os músculos flexores do joelho, partindo do pressuposto que existe uma relação linear entre o momento produzido e a atividade elétrica registada [160, 247]. Na posição angular do máximo momento de extensão, os sujeitos realizaram também uma contração voluntária máxima dos flexores da coxa, durante a qual foi monitorizada a atividade elétrica da longa porção do bicípite femoral – porção representativa dos flexores do joelho [160]. Foram utilizados elétrodos ativos bipolares de superfície (*Plux* – Portugal, Ganho: 1000; Taxa de Rejeição do Modo Comum – CMRR: 110 dB, Impedância de entrada >100 MOhm; Banda passante: 25Hz-500Hz), distanciados entre si 20mm [74], colocados no terço distal do ventre muscular paralelamente orientados às fibras musculares, de acordo com as recomendações de *SENIAM Project* [127, 207] e De Luca [73]. Como parâmetro de ativação foi considerada a *Root Mean Square* (RMS), calculada num intervalo de tempo de 500 ms [127] em torno do momento máximo de força [91]. A participação do bicípite femoral como antagonista nas ações de extensão do joelho foi depois calculada através da relação momento de flexão-EMG, sendo o respetivo momento de força adicionado ao momento máximo de extensão [160, 247].

O nível de ativação voluntária foi determinado pela técnica de *Interpolated twitch technique* (ITT), através da imposição de estímulos elétricos durante a contração voluntária máxima (*superimposed twitch*) e em estado de repouso (*potentiated twitch*) [91, 256]. A estimulação eléctrica foi realizada através da utilização de dois elétrodos adesivos de 7.5 x 12.5 cm (*Versastim, Conmed New York, USA*), situados sobre o VE na zona proximal (Cátodo) e distal da coxa (Ânodo). A estimulação foi inicialmente concretizada em estado de repouso (relaxamento) com duplo pulso eléctrico de 100mA com 200µs de duração e 50ms entre estímulos (electroestimulador modelo *DS7AH da Digitimer, Herthfordshire England*), sendo progressivamente aumentada em 50 ou 100 mA até não ter sido observado qualquer incremento na resposta mecânica – momento potenciado. Esta corrente foi então utilizada para evocar uma contração muscular em repouso e, 5 segundos depois, uma segunda contração durante a CVM. A percentagem de ativação voluntária foi calculada através da seguinte expressão (Equação III-7) [91]

$$100*(1 - (m / M)) \quad (\text{Equação 3-7})$$

onde m é a amplitude do momento evocado em CVM (*superimposed torque*) e M a amplitude do momento evocado em repouso (*potentiated torque*).

Este nível de ativação foi, posteriormente, aplicado sobre o momento máximo produzido que, depois de corrigido para a co-ativação antagonista, originou o momento máximo total produzido pelos músculos extensores do joelho.

O momento máximo total produzido foi, depois, dividido pelo braço de momento instantâneo do tendão patelar, permitindo o cálculo da força máxima transmitida ao tendão. No primeiro método (estudo II) o braço de momento do tendão patelar foi calculado a partir da derivada do deslocamento linear do tendão em ordem ao deslocamento angular do joelho. Este método é baseado no conceito de trabalho virtual [278, 293] e determina o braço efetivo do momento a partir de equações preditivas da variação de comprimento muscular, sendo apenas necessário o conhecimento das posições articulares instantâneas e a consequente normalização relativamente ao comprimento dos segmentos. O braço de momento do músculo vasto externo foi calculado a partir da equação proposta por Bobert et al. [42] (equação III-8), tendo em consideração os coeficientes determinados por Visser et al. [293]:

$$d = (A_1 + 2A_2 \theta_j) * 180/\pi, \quad (\text{Equação 3-8})$$

onde d é o braço de momento do músculo vasto externo (expresso em percentagem do comprimento de coxa) e θ_j o ângulo do joelho (em graus); A_1 e A_2 são os coeficientes de regressão apresentados por Visser et al. [293].

Para o efeito, o deslocamento angular do joelho foi obtido através de um sistema integrado de nove câmaras de infravermelhos (*Qualysis Oqus 300 e Qualisys Track Manager, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden, a 200 Hz*) que, a partir da captação de marcas refletoras posicionadas em proeminências ósseas específicas, permitiu a construção de um modelo biomecânico composto por 4 segmentos rígidos – pélvis, coxa, perna e pé. Este modelo foi otimizado por cinemática inversa em ambiente Visual 3D (*Version 4.94.0, C-Motion, Inc, Rockville, USA*), permitindo aceder às coordenadas 3D das articulações do membro inferior e, conseqüentemente, aos respetivos deslocamentos angulares. Os sujeitos foram instrumentados com 12 marcas refletoras (19mm) na pélvis e membro inferior direito, colocadas ao nível das espinhas ilíacas ântero-superiores e póstero-superiores, cristas ilíacas, côndilos femorais, maléolos, e nos centros articulares do 1º e 5º metatarso.

No segundo método (estudos III e IV), o braço de momento do tendão patelar foi obtido por ressonância magnética, num equipamento Signa 1,5 Tesla da *General Electric (GE Healthcare, USA)*. Foram adquiridas imagens sagitais e coronais dos joelhos direito e esquerdo, utilizando uma sequência DP (Densidade Protónica) com os seguintes parâmetros de aquisição: tempo de eco (TE) de 7.5 ms, e tempo de repetição (TR) de 4140ms, numa matriz de 512 x 512 pixéis, 4mm de espessura de corte. As sequências foram adquiridas em repouso, com os sujeitos em decúbito dorsal e os joelhos em extensão completa. As imagens foram, depois, importadas pelo *software* de digitalização OsiriX (v.5.8.5 32-bit, *Osirix Foundation, Geneva, Switzerland*) [254] em formato DICOM, tendo sido utilizado o plano coronal para identificação do corte axial apropriado para identificar o ponto de contacto tibiofemoral (ponto médio da distância mais curta entre os côndilos femorais e pratos tibiais). O braço de momento do tendão patelar foi então definido como a distância perpendicular entre o ponto médio do tendão patelar e o ponto de contacto tibiofemoral [18, 161]. Posteriormente, foram efetuadas as correções necessárias entre a extensão completa e o ângulo ótimo [18] e entre as situações de repouso e de CVM [287]. Para determinação dos rácios necessários à correção do braço de momento no ângulo ótimo foi aplicada uma regressão polinomial de 2º grau [91] sobre os valores reportados por Baltzopoulos [18] em completa extensão e nos ângulos de 44.9° e 90° de flexão do joelho. Os rácios assim determinados foram aplicados sobre o valor do braço de momento em completa extensão, permitindo a respetiva correção em função da posição articular específica. Finalmente, o valor obtido foi multiplicado por 1.14, garantindo a correção para o aumento de 14% verificado entre a situação de repouso e a condição de CVM [287].

A força produzida pelo vasto externo (FVE) foi deduzida a partir da força transmitida ao tendão (FTP) de acordo com Ichinose et al. [142]: $FVE = FTP \times 34\%(\cos A_p)^{-1}$ (*Equação 3-9*), onde A_p é o ângulo de penação, medido por ultrassonografia em contração isométrica, e 34% a ASTF do vasto externo relativa à ASTF total do quadricípite [10]. O comprimento contráctil das fibras musculares foi, igualmente, determinado por ultrassonografia, permitindo a determinação da ASTF em condição de contração. As imagens foram adquiridas em modo de vídeo, durante toda a contração muscular e sincronizadas com os dados de força (momento máximo) e posição angular. A imagem correspondente ao Momento Máximo foi identificada e considerada para análise. O comprimento contráctil dos fascículos e o respetivo ângulo de penação

foram quantificados diretamente, respeitando os procedimentos descritos anteriormente para os parâmetros de arquitetura muscular em repouso.

Os dados analógicos do momento de força e posição angular provenientes do dinamômetro foram convertidos pela placa analógico-digital *BIOPAC MP100* (*Santa Barbara, USA*) em simultâneo com os sinais EMG e estimulação elétrica, a uma frequência de amostragem de 1 kHz. A sincronização destes com os registos ecográficos (ultrassom) foi garantida através de um *trigger* manual, acionado pelo ecógrafo de ultrassom, aquando do início dos respetivos registos.

3.7.2 Relação Força-Velocidade (estudos III, IV)

Adicionalmente às CVMs, os sujeitos realizaram também contrações isocinéticas máximas concêntricas e excêntricas dos músculos extensores do joelho. Foram realizadas duas contrações voluntárias máximas concêntricas e excêntricas às velocidades angulares de 30, 60, 120 e 180°s⁻¹, na amplitude articular dos 100 aos 0° de flexão joelho (ROM = 100°; extensão completa = 0°). Os sujeitos foram instruídos a produzir força o mais rapidamente possível e a manter o esforço até a perna atingir o limite máximo da amplitude articular definida: extensão máxima nas contrações concêntricas, e flexão máxima nas excêntricas. À semelhança do que ocorreu para a obtenção da relação força-comprimento, a definição sequencial das velocidades angulares foi realizada de forma aleatória (ordem randomizada), tendo sido respeitado um período de repouso de, aproximadamente, 2 minutos entre repetições. O momento máximo obtido no período isocinético de cada execução foi considerado como representativo da respetiva velocidade angular. Esta opção assentou no pressuposto de que o momento máximo ocorre em comprimentos fasciculares idênticos, mais do que em posições angulares constantes (momento iso-angular) [142, 248]. Os momentos passivos articulares associados às diferentes velocidades de movimento foram compensados através da subtração do momento produzido em condição passiva aos obtidos nas condições ativas de movimento [100]. O momento isométrico máximo obtido na relação força-comprimento foi selecionado para cada sujeito como o valor representativo da velocidade de 0°s⁻¹ na relação momento-velocidade.

No presente estudo, os dados apresentados constituirão, na verdade, a relação momento de força-velocidade angular, embora a designemos como curva força-velocidade. Deste modo, a relação força-velocidade foi determinada para cada sujeito através de um polinómio de 2º grau ajustado sobre os dados de momento de força e velocidade angular, sendo a respetiva equação utilizada para caracterizar a referida relação. Os valores absolutos de momento foram normalizados para a contração voluntária máxima, realizada no ângulo ótimo (posição angular de maior momento de força). Esta normalização foi utilizada na comparação de comportamentos da relação força-velocidade nos momentos pré e pós intervenção e entre grupos experimentais.

3.7.3 Tensão Específica (estudos III, IV)

A tensão específica refere-se a capacidade de produção de força por unidade muscular. É um parâmetro representativo da qualidade muscular, podendo constituir-se como um melhor indicador da função muscular. A tensão específica do vasto externo foi calculada, para cada sujeito, no comprimento muscular ótimo (Figura 3-7), através da função:

$$TE = \frac{FVE}{ASTF-VE} \quad (\text{Equação 3-10})$$

onde TE é a tensão específica, FVE a força desenvolvida pelo vasto externo, e $ASTF-VE$ a área de secção transversal fisiológica do vasto externo (calculada a partir do volume muscular, comprimento do fascículo e ângulo de penação).



Figura 3-7- Avaliação da tensão específica do vasto externo, no ângulo ótimo de produção de força. Foi avaliado o momento máximo produzido e a geometria muscular em condição de contração máxima.

3.8 Avaliação da Capacidade Funcional – Teste de Salto Unipodal

A capacidade funcional foi avaliada através do salto vertical unipodal – *Single Leg Jump*. O objetivo desta avaliação centrou-se no pressuposto de que um qualquer programa de treino de força deve conduzir a uma melhor capacidade funcional e contribuir para a otimização do desempenho em diferentes tarefas motoras. Desta forma, foi incluído nesta avaliação, uma tarefa funcional que permitisse o estudo dos mecanismos neuromusculares que regulam o comportamento dos músculos extensores dos membros inferiores. Além disso, e porque um dos objetivos deste trabalho pretendia analisar o impacto que exercícios de treino, realizados em amplitudes articulares funcionais, teriam sobre o desempenho motor funcional, foi definida uma tarefa de características unipodais, realizada bilateralmente (membro total e membro parcial).

Após um período de aquecimento e de familiarização com as características técnicas do salto, os sujeitos cumpriram a seguinte tarefa funcional:

Single Leg Jump (SLJ) – Realizado a partir da posição vertical, em apoio unipodal, com o joelho do membro de apoio em extensão completa (180°). É um salto de execução simples, caracterizado pela realização de uma ação excêntrica prévia à ação concêntrica de extensão dos membros inferiores. Os sujeitos foram instruídos a permanecer em apoio unipodal sobre a plataforma, com o membro contra lateral suspenso e em flexão (anca em posição neutra e joelho fletido a 90°). Foi-lhes solicitado que realizassem um salto explosivo com o membro de apoio, procurando a máxima projeção vertical do seu corpo, e efetuando a receção sobre o mesmo apoio. As mãos permaneceram fixas na cintura e o tronco o mais próximo possível da vertical. A posição inicial impunha a completa extensão do membro inferior testado, pelo que o salto incluiu também uma fase muscular excêntrica. A inclusão desta fase excêntrica procurou reproduzir as características funcionais da maioria das atividades físicas quotidianas e desportivas.

Cada sujeito cumpriu, para cada membro, um mínimo de três repetições de salto, com aproximadamente, dois minutos de pausa entre eles. Durante este período era verificada a validade da execução e efetuado o armazenamento dos dados. A execução era considerada válida sempre que o sujeito se mantinha em equilíbrio nos cinco segundos após a finalização da tarefa. Todas as situações de salto foram

realizadas com o calçado habitualmente utilizado nas atividades físicas normais, sobre uma plataforma de forças *Kistler* (modelo 9865B – *Kistler Instruments Ltd, Winterthur, Switzerland*), e filmados por um sistema integrado de nove câmaras de infravermelhos de alta velocidade, a uma taxa de aquisição de 200Hz (*Qualisys Oqus-300 and Qualisys Track Manager, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden*®).

Os sujeitos foram instrumentados com 24 marcas refletoras, colocadas sobre proeminências ósseas previamente definidas (acrômios, esterno, cristas ilíacas, espinhas ilíacas ântero-superiores e póstero-superiores, côndilos femorais, maléolos, 1º e 5º metatarsos, e um marcador *cluster* nas coxas, pernas e pés), que permitiram a construção, em ambiente Visual 3D (*Basic RT – Version 4.94.0, C-Motion, Inc* ®), de um modelo biomecânico composto por oito segmentos corporais: tronco, pélvis, coxas, pernas e pés (Figura 3-8). As forças de reação do apoio foram registadas pela plataforma de força integrada, com uma amostragem de 1000Hz. A captura e sincronização dos dados foram garantidas pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager* (QTM) versão 2.7 (*built 783*). O erro associado ao sistema foi calculado para cada sessão de avaliação, no momento da respetiva calibração, tendo atingindo uma dimensão média de $0,64 \pm 0,12$ mm.

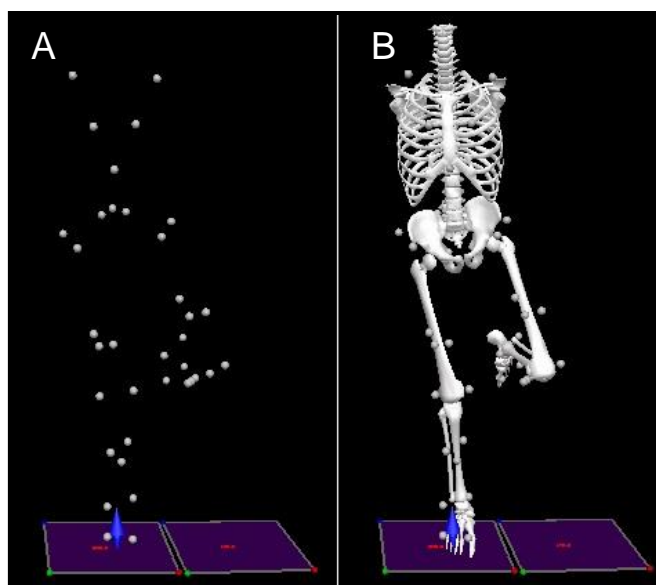


Figura 3-8 - Representação virtual do modelo biomecânico criado. A) Representação gráfica dos marcadores; B) Visualização da modelação óssea no Visual 3D.

As repetições dinâmicas foram, depois, processadas em ambiente Visual 3D (Version 4.94.0, C-Motion, Inc, Rockville, USA), e após a aplicação de um filtro passa-baixo do tipo *Butterworth* com uma frequência de corte de 6 Hz, otimizadas por cinemática inversa, de forma a minimizar os erros de medida.

O desempenho de salto foi determinado pelas variáveis velocidade vertical de saída (V_Y) e altura de salto (H_J), determinadas através das seguintes equações:

$$V_Y = (Y - Y_0 + \frac{1}{2} \cdot g \cdot t^2) / t \quad [99] \quad (\text{Equação 3-11})$$

$$H_J = V_0^2 \cdot 2g^{-1} \quad [16] \quad (\text{Equação 3-12})$$

O cálculo do centro de gravidade (CG) do modelo foi efetuado através do método de segmentação, cuja solução matemática parte do seguinte pressuposto: a soma dos momentos de força de cada segmento relativamente a um eixo específico deve ser igual ao momento de força total do corpo relativamente a esse mesmo eixo. A massa de cada segmento foi determinada a partir da massa total do sujeito e das equações de regressão de Dempster [76]. A geometria de cada segmento é conhecida (cilíndrica ou tronco de cone), sendo a localização do CG de cada segmento estimada a partir dos dados de Hanavan [124].

Adicionalmente foram determinados, por dinâmica inversa, os momentos de força articulares do membro inferior (anca, joelho e tornozelo), e conseqüentemente, as potências articulares respetivas, a partir do produto entre o momento articular e a velocidade angular instantâneos. O *stiffness* vertical do membro inferior foi calculado a partir da divisão do pico da componente vertical das forças de reação do apoio pelo deslocamento vertical do centro de massa. O *stiffness* articular foi determinado, pela divisão do momento máximo articular pelo respetivo deslocamento angular durante a fase de contacto. Para efeitos de análise estatística, foi selecionada a execução na qual os sujeitos evidenciaram maior elevação vertical do centro de gravidade.

3.9 Análise Estatística

3.9.1 Estudo I

Procedimentos similares aos usados por Noorkovic et al. [230] foram utilizados para a análise estatística deste estudo. A reprodutibilidade da digitalização em imagens recolhidas numa mesma sessão foi estudada para os três parâmetros de arquitetura muscular (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular). Foram recolhidas três imagens e calculadas as médias, os desvios padrão e os erros padrão da medida de cada parâmetro de arquitetura, os quais foram digitalizados cinco vezes em cada uma das imagens. Este procedimento de digitalização foi realizado de forma aleatória. A sua reprodutibilidade foi expressa pelo cálculo do coeficiente de variação, o qual foi determinado para cada imagem e para o conjunto das três imagens (5 digitalizações x 3 imagens). Adicionalmente, a reprodutibilidade da digitalização numa mesma sessão, mas em imagens diferentes, foi estudada pela determinação do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) e respetivo intervalo a 95% de confiança, os quais foram determinados para a média das digitalizações entre as três imagens (1-2, 3-2 e 1-3). Para complementar a interpretação dos ICC's, foram efetuadas representações gráficas dos valores médios de cada imagem, em ordem às suas variações, e reportado o valor de r^2 .

A reprodutibilidade da aquisição, em dias diferentes, das imagens de ultrassom para a determinação dos mesmos parâmetros de arquitetura muscular, foi estudada com a realização de teste reteste num espaço de 48 a 72 horas. Foram determinados, para três pares de imagens, o ICC e o mesmo intervalo de confiança a 95%, bem como o coeficiente de correlação de *Pearson* (r). Adicionalmente, foi calculada a Diferença Mínima Detetável (DMD) através do método proposto por Weir [302],

$$DMD_{(95\% \text{ de Intervalo de Confiança})} = 1,96 \times \sqrt{2} \text{ EPM} \quad \text{Equação 3-13}$$

em que EPM representa o Erro Padrão de Medida, calculado pela fórmula

$$EPM = DP \times \sqrt{1-ICC} \quad \text{Equação 3-14}$$

Os ICC's foram classificados "muito baixo" (0,00 – 0,25), "baixo" (0,26 – 0,49), "moderado" (0,50–0,69), "elevado" (0,70–0,89), e "muito elevado" (0,90–1,00) [174].

Por último, a reprodutibilidade da determinação, em dias diferentes, do momento máximo de força, do ângulo ótimo de produção de força, do nível de co-ativação antagonista bem como do nível de ativação voluntária, foi calculado com procedimentos idênticos.

Para complementar a interpretação dos ICC's, foram efetuadas representações gráficas dos valores médios de cada variável, em ordem às suas variações de dia para dia, e reportado o valor de r^2 . Toda a análise estatística foi efetuada com a aplicação *SPSS Statistics* versão 22.0.0, 2013 (*SPSS Inc., IBM Company, Chicago*).

3.9.2 Estudo II, III, e IV

Média, desvio padrão e erro padrão da média foram calculados para cada variável dependente, para a caracterização descritiva. A condição de normalidade de cada uma das variáveis foi, previamente, verificada através do teste *Shapiro-Wilk*. Nas variáveis em que a condição de normalidade não foi verificada, recorremos a uma técnica não paramétrica, o teste de *Kruskal-Wallis*, seguido do teste de *Mann-Whitney* sempre que se obteve diferença significativa. Foi usada a correção de *Bonferroni* para o valor de p em todas as comparações realizadas com o teste de *Mann-Whitney*. Em todas as outras variáveis foi usada a ANOVA *one-way* e teste de *Scheffe* para comparações múltiplas.

As alterações (Δ) entre os dois momentos de avaliação, pré e pós processo de treino, foram obtidas para todas as variáveis dependentes, nomeadamente, as variáveis da arquitetura e morfologia muscular, as variáveis caracterizadoras da produção de força, bem como as que refletem o desempenho funcional num salto vertical (Estudos III e IV). Para testar as diferenças entre os grupos em estudo, foi efetuada uma ANOVA *one-way* entre as alterações (Δ) de cada variável (Estudos III e IV) ou entre os valores absolutos das mesmas (Estudo I). Para discriminar as diferenças, foi usado como post-hoc o teste de *Scheffe*. Sempre que a homogeneidade das variâncias não foi

observada, foi usado o teste de comparação de médias de *Welch*, em conjunto com o teste post-hoc de *Tamhane T2*.

Foi escolhido um nível de significância de $p < 0.05$ para todos os testes estatísticos. Sempre que registados valores de p com significado estatístico, foi calculado o η^2 (*Eta Squared*), e o Ω^2 (*Omega Squared*) para reportar a dimensão do efeito (*Effect Size*), respetivamente, da amostra e da população, das variáveis com distribuição normal. Para as variáveis cujas distribuições não se mostraram normais, a dimensão do efeito (r_{ES}) foi calculada pela fórmula:

$$r_{ES} = \chi^2 / (N - 1) \quad \text{Equação 3-15}$$

onde χ^2 é o valor de Chi-Quadrado do teste de *Kruskal-Wallis* e N o número de sujeitos da amostra ($n=28$).

Nas comparações em que os testes *post-hoc*, *Scheffe* e *Tamhane T2*, mostraram existir diferença significativa entre as médias dos grupos, a dimensão do efeito foi expressa pelo valor de d (*Cohen's d*) e pelo valor de r_{ES} (r da dimensão do efeito), calculados, pelas seguintes fórmulas:

$$d = (X_1 - X_2) / DP \quad \text{Equação 3-16}$$

onde X_1 e X_2 são as médias dos grupos em comparação e DP o desvio padrão das duas distribuições.

$$r_{es} = d / \sqrt{d^2 + 4} \quad \text{Equação 3-17}$$

onde d é o valor do d de Cohen e $d^2 = d^2$

No caso das comparações realizadas com o teste de *Mann-Whitney* (com a Correção de *Bonferroni* para o valor de p), a dimensão do efeito foi calculada pela fórmula:

$$r_{es} = Z / \sqrt{N} \quad \text{Equação 3-18}$$

onde Z é o valor devolvido no teste de *Mann-Whitney* e N o número de sujeitos dos grupos.

De acordo com Cohen [61], a dimensão do efeito pode classificar-se de acordo com a tabela seguinte.

Tabela 3-3– Parâmetros de classificação da dimensão do efeito segundo Cohen [61]

| Dimensão do Efeito | d | Eta/Omega/R ² |
|--------------------|-------------|--------------------------|
| | > 1 | > 0,50 |
| Elevado | 0,50 - 1,00 | 0,25 - 0,50 |
| Médio | 0,20 - 0,50 | 0,10 - 0,25 |
| Pequeno | < 0,20 | < 0,10 |

Capítulo 4: Apresentação e Discussão dos Resultados

Este capítulo apresenta e discute os resultados alcançados, sendo organizado por estudos, exibindo, por isso, quatro subcapítulos

4.1 Reprodutibilidade dos Parâmetros Arquiteturais do Vasto Externo Estudo I

4.1.1 Introdução

Considerando os objetivos do presente estudo e as recomendações da literatura sobre a avaliação dos parâmetros de arquitetura muscular, foi entendido como necessária a realização de um estudo prévio que nos permitisse analisar as condições de reprodutibilidade das variáveis em estudo. Adicionalmente, considerando a relativa pouca experiência neste domínio do nosso laboratório, foi ainda reforçada esta necessidade.

Por outro lado, foi ainda estudada a reprodutibilidade da aquisição de algumas variáveis associadas à determinação das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso.

Assim, foram objetivos deste primeiro estudo:

1. Estudar a reprodutibilidade da digitalização de imagens de ultrassom para avaliar o ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular;
2. Estudar a reprodutibilidade da aquisição de imagens de ultrassom, em momentos diferentes, para análise dos mesmos parâmetros de arquitetura muscular;
3. Estudar a reprodutibilidade da aquisição e determinação do momento máximo de força, ângulo ótimo de produção de força, co-ativação antagonista, nível de ativação voluntária e curva de força-comprimento.

Os resultados mostraram valores de reprodutibilidade da digitalização com um CV de $1,60 \pm 0,10$ % para o ângulo de penação, de $1,13 \pm 0,35$ % para o comprimento do fascículo e de $0,42 \pm 0,002$ % para a espessura muscular. O ICC devolveu valores de 0,96, 0,95 e 0,99 respetivamente para o ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular. Relativamente à reprodutibilidade da aquisição, os valores de ICC foram de [0,84-1,00] para o ângulo de penação, de [0,61-0,99] para o comprimento do fascículo e de [0,91-1,00] para a espessura muscular. Os valores de

DMD (Diferença Mínima Detetável) foram de 1,26%, 3,20% e 1,26%, respetivamente para o ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular.

O momento máximo de força devolveu um ICC de 0,89, o ângulo ótimo de produção de força um valor de ICC de 0,93, a co-ativação antagonista registou um valor de 0,89, o nível de ativação voluntária mostrou um ICC de 0,78.

Os presentes resultados evidenciam uma muito boa reprodutibilidade das variáveis em estudo, confirmando a garantia dos procedimentos de avaliação associados.

4.1.2 Apresentação dos Resultados

4.1.2.1 Parâmetros de arquitetura muscular – Reprodutibilidade da digitalização

Ângulo de Penação

A Tabela 4-1 apresenta os resultados obtidos para o ângulo de penação, digitalizado cinco vezes em três imagens distintas (total de 15 digitalizações), recolhidas sequencialmente no mesmo momento de avaliação. O valor médio do CV foi de 1,60% \pm 0,10 (1,53 – 1,67%), o qual, de acordo com os valores reportados em outros estudos [12, 36], pode ser considerado bastante bom. Relativamente ao ICC, calculado para o valor médio obtido nas três imagens de uma mesma sessão e para um intervalo de confiança de 95%, foram obtidos valores médios de 0,99 (0,98 – 0,99).

Tabela 4-1 - Reprodutibilidade da digitalização do ângulo de penação.

| | Imagem 1 | Imagem 2 | Imagem 3 | Média |
|--------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Valores Médios (°) | 15,67 \pm 0,26 | 15,33 \pm 0,24 | 15,51 \pm 0,25 | 15,50 \pm 0,25 |
| Erro Padrão de Medida (°) | 0,03 | 0,03 | 0,04 | 0,03 \pm 0,01 |
| Coefficiente de Variação (%) | 1,60 | 1,53 | 1,67 | 1,60 \pm 0,10 |
| | Média 1 - 2 | Média 3 - 2 | Média 1 - 3 | Média global |
| Coefficiente de Correlação (r) | 0,93 | 0,97 | 0,98 | 0,96 \pm 0,03 |
| Coef. C. Interclasse (ICC) | 0,93 (0,74-0,98) | 0,97 (0,90-0,99) | 0,99 (0,91-0,99) | 0,96 (0,90-0,99) |

A Figura 4-1 ilustra, para as três imagens objeto de análise, o comportamento da medida do ângulo de penação em cinco digitalizações de cada imagem.

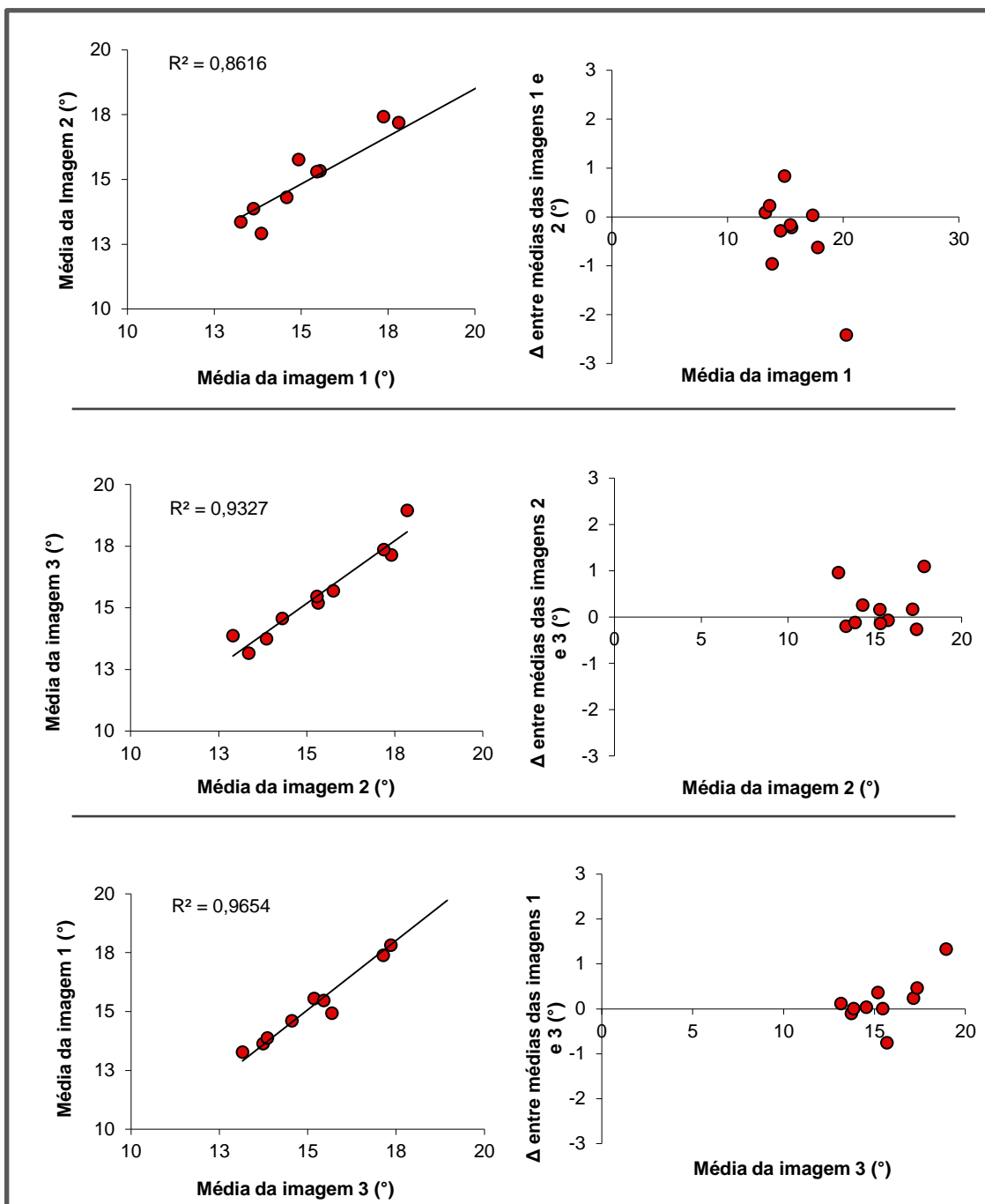


Figura 4-1 - Representação gráfica da reprodutibilidade da digitalização do ângulo de penação, em três imagens diferentes. À esquerda representa-se a relação entre as médias das imagens (1-2, 2-3 e 1-3). À direita representa-se, para cada imagem, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráfico Bland-Altman.

Comprimento do Fascículo

De igual forma, os valores médios de CV obtidos no comprimento do fascículo ($1,11 \pm 0,35\%$ [0,70 – 1,36%]) estão de acordo com os anteriormente reportados para o mesmo parâmetro [12, 36]. Blazeovich et al [36], por exemplo., reportaram valores de CV para medidas repetidas de comprimento do fascículo do vasto externo de 1,7% ($\approx 1,4$ mm). Relativamente ao ICC, no presente estudo foram obtidos valores médios de 0,94 (0,73 – 1,00) para um intervalo de confiança de 95%. Kwah e al. [174] num estudo de revisão sobre a reprodutibilidade e validade das medidas de arquitetura muscular obtidas por ultrassom, ilustra que medidas de comprimento dos fascículos, geralmente, apresentam valores de ICC no intervalo 0,62 – 0,99. De acordo com este dado, e ainda que não se resume exclusivamente ao músculo vasto externo, podemos considerar que os resultados de ICC obtidos no presente estudo para o comprimento do fascículo estão dentro do intervalo mencionado, e apresentam uma reprodutibilidade muito elevada [174].

Tabela 4-2- Reprodutibilidade da digitalização do comprimento do fascículo.

| | Imagem 1 | Imagem 2 | Imagem 3 | Média |
|-------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Valores Médios (mm) | 81,3 \pm 1,0 | 83,6 \pm 1,1 | 82,7 \pm 0,6 | 83,0 \pm 0,03 |
| Erro Padrão de Medida (mm) | 0,1 | 0,2 | 0,01 | 0,10 \pm 0,01 |
| Coeficiente de Variação (%) | 1,25 | 1,36 | 0,70 | 1,11 \pm 0,35 |
| | Média 1 - 2 | Média 3 - 2 | Média 1 - 3 | Média global |
| Coeficiente de Correlação (r) | 0,92 | 0,99 | 0,91 | 0,94 \pm 0,05 |
| Coef. C. Interclasse (ICC) | 0,94 (0,77-0,98) | 0,99 (0,97-1,00) | 0,92 (0,73-0,98) | 0,95 (0,87-0,99) |

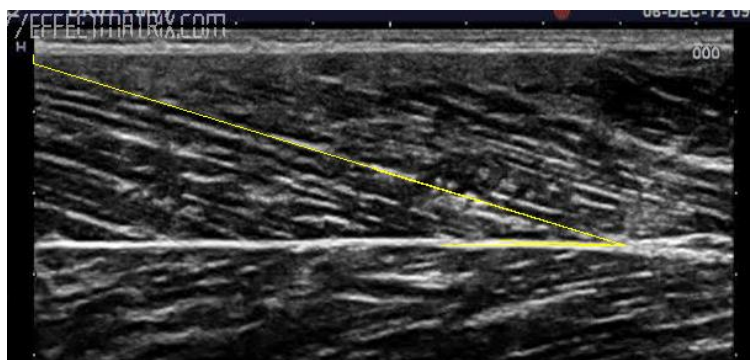


Figura 4-2 - Imagem representativa da medição do comprimento do fascículo. Neste exemplo, uma parte (muito reduzida) do comprimento do fascículo foi estimada por extrapolação linear, segundo os procedimentos descritos na metodologia.

A Figura 4-3 ilustra o comportamento da medida de comprimento do fascículo, obtida a partir de cinco digitalizações (medidas) efetuadas em três imagens distintas.

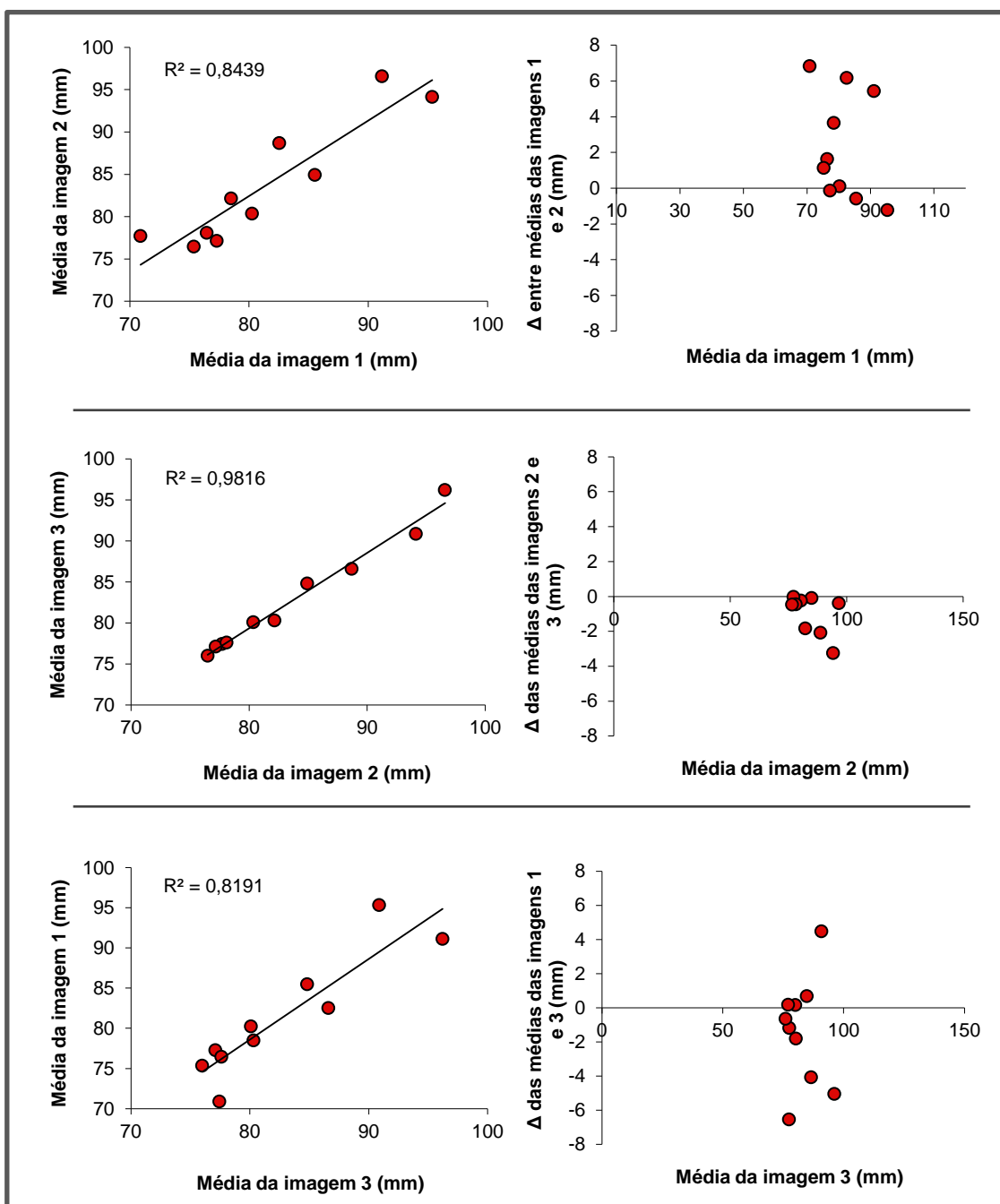


Figura 4-3 - Representação gráfica da reprodutibilidade da digitalização do comprimento do fascículo, em três imagens diferentes. À esquerda representa-se a relação entre as médias das imagens (1-2, 2-3 e 1-3). À direita representa-se, para cada imagem, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráfico Bland-Altman.

Espessura Muscular

A Tabela 4-3 apresenta os resultados obtidos para a espessura muscular, digitalizada cinco vezes em três imagens distintas (total de 15 digitalizações), recolhidas sequencialmente no mesmo momento de avaliação. O valor médio do CV foi de 0,40% \pm 0,02 (0,18 – 0,54%), o qual, de acordo com os valores reportados em outros estudos [12, 36], pode ser considerado bastante bom.

Relativamente ao ICC, calculado para o valor médio obtido nas três imagens de uma mesma sessão e para um intervalo de confiança de 95%, foram obtidos valores médios de 0,99 (0,97 – 1,00). Blazevich et al. [35] reportaram para a espessura muscular do vasto externo, medida em três regiões distintas (25, 50 e 75% do comprimento do músculo), um ICC de 0,88 a 0,97, pelo que os nossos resultados podem ser considerados de muito boa qualidade, em termos de reprodutibilidade da digitalização.

Tabela 4-3 - Reprodutibilidade da digitalização da espessura muscular.

| | Imagem 1 | Imagem 2 | Imagem 3 | Média |
|-------------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Valores Médios (mm) | 22,2 \pm 0,1 | 22,5 \pm 0,1 | 22,4 \pm 0,0 | 22,0 \pm 0,02 |
| Erro Padrão de Medida (mm) | 0,8 | 0,9 | 0,8 | 0,8 \pm 0,02 |
| Coeficiente de Variação (%) | 0,34 | 0,54 | 0,18 | 0,40 \pm 0,02 |
| | Média 1 - 2 | Média 3 - 2 | Média 1 - 3 | Média global |
| Coeficiente de Correlação (r) | 0,97 | 0,99 | 1,00 | 0,99 \pm 0,01 |
| Coef. C. Interclasse (ICC) | 0,98 (0,92-1.00) | 0,99 (0,96-1.00) | 1,00 (0,99-1.00) | 0,99 (0,97-1.00) |

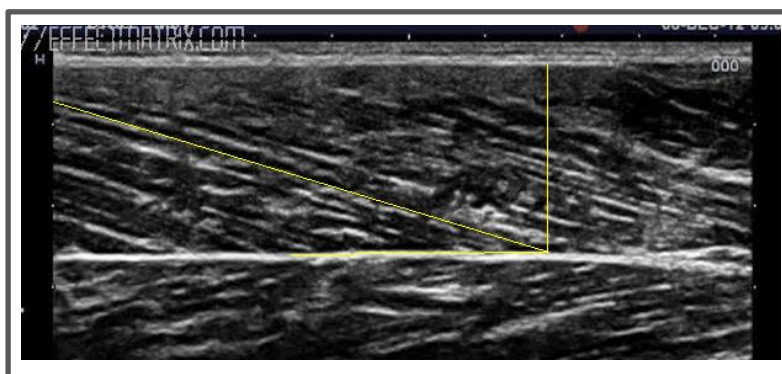


Figura 4-4 - Imagem representativa da medição da espessura muscular, segundo os procedimentos descritos na metodologia.

A Figura 4-5 ilustra o comportamento da medida de espessura muscular, obtida a partir de cinco digitalizações (medidas) efetuadas em três imagens distintas.

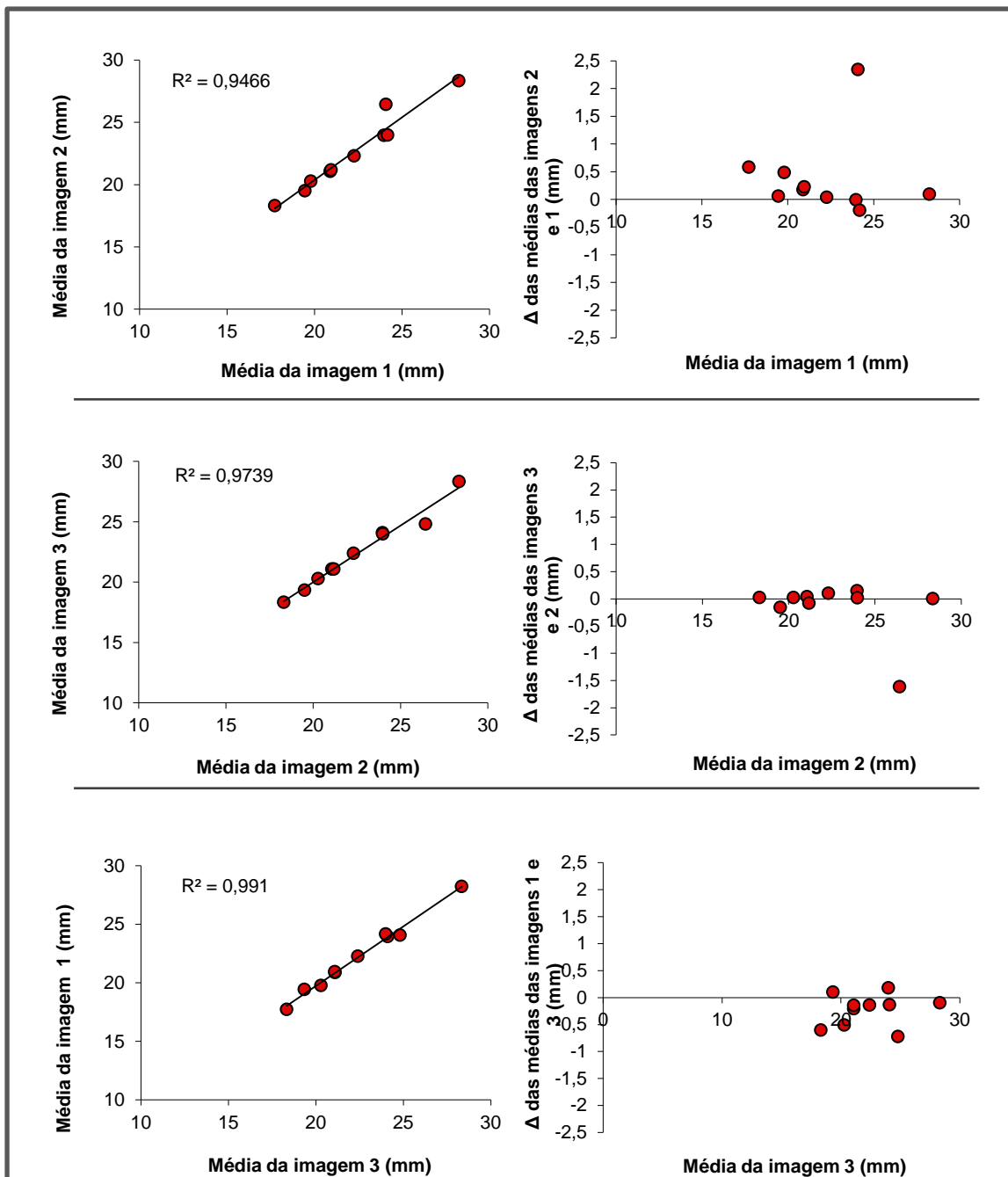


Figura 4-5 - Representação gráfica da reprodutibilidade da digitalização do ângulo de penação, em três imagens diferentes. À esquerda representa-se a relação entre as médias das imagens (1-2, 2-3 e 1-3). À direita representa-se, para cada imagem, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráfico Bland-Altman.

4.1.2.2 Parâmetros de arquitetura muscular – Reprodutibilidade da aquisição (teste – reteste)

Ângulo de Penação

A Tabela 4-4 reporta os resultados do estudo de reprodutibilidade, entre sessões, relativamente ao ângulo de penação. Foram observados valores elevados de reprodutibilidade - ICC: 0,96 a 0,99 [0,84-1,00], $r = 0,94$ a $0,98$) – nos vários pares de imagens analisadas. Adicionalmente, a Diferença Mínima Detetável (DMD) foi muito baixa (0,65% a 2,29%), pelo que valores acima deste limiar (2,29%) poderão ser considerados como alterações induzidas por uma intervenção, por exemplo, por um processo de treino que conduza a alterações no ângulo de penação.

Tabela 4-4- Reprodutibilidade da aquisição dos valores do ângulo de penação em dias diferentes em três pares de imagens.

| | Dia 1 (°) | Dia 2 (°) | r | ICC | DMD |
|-------|--------------|--------------|------|--------------------|---------------|
| Par 1 | 15,74 ± 2,48 | 15,58 ± 2,36 | 0,98 | 0,99 (0,95 – 1,00) | 0,13° (0,83%) |
| Par 2 | 15,26 ± 1,78 | 15,27 ± 1,81 | 0,94 | 0,96 (0,84 – 0,99) | 0,35° (2,29%) |
| Par 3 | 15,59 ± 1,94 | 15,41 ± 1,94 | 0,98 | 0,99 (0,96 – 1,00) | 0,10° (0,65%) |

r = coeficiente de correlação de *Pearson*; ICC= Coeficiente de Correlação Interclasse; DMD = Diferença Mínima Detetável

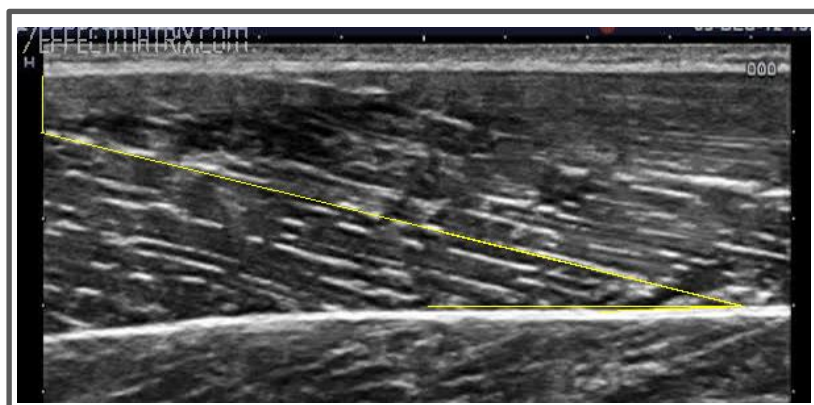


Figura 4-6 - Imagem representativa da medição do ângulo de penação, segundo os procedimentos descritos na metodologia.

A Figura 4-7 apresenta as diferenças absolutas e as médias das diferenças entre teste e reteste, na determinação do ângulo de penação, demonstrando o grau de concordância entre os pares de medidas e os respectivos coeficientes de determinação (r^2).

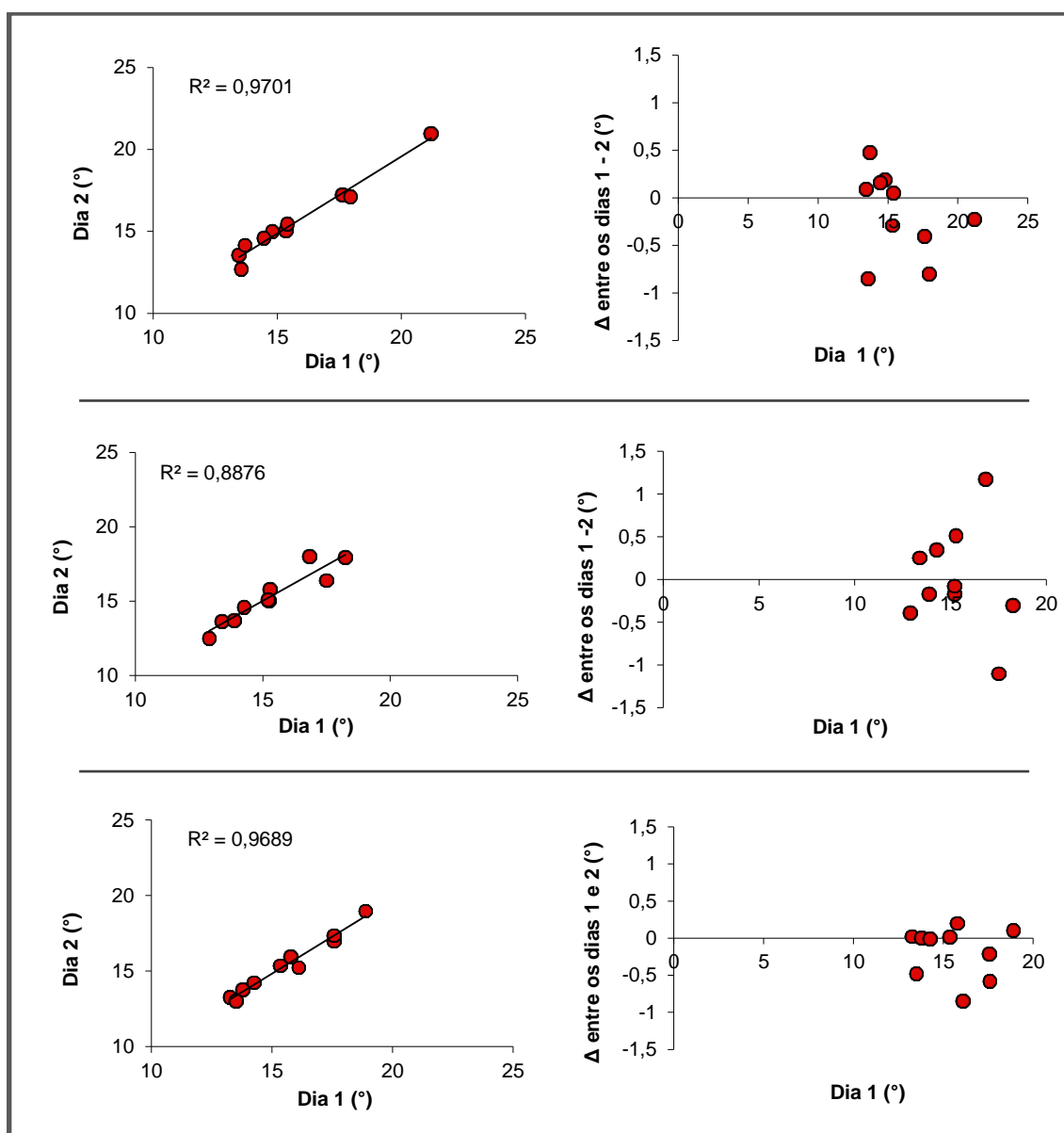


Figura 4-7- Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões do ângulo de penação, nos três pares de imagens analisadas (topo: par 1 de imagens; centro: par 2 de imagens; baixo: par 3 de imagens). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (dia 1 e dia 2). À direita representa-se, para cada par de imagens, a diferença absoluta (Δ) entre cada par de observação – Gráficos Bland-Altman.

Comprimento do Fascículo

Da mesma forma, foi realizado um estudo de reprodutibilidade, entre sessões, para as medidas de comprimento do fascículo. Também para esta variável foram observados elevados coeficientes de reprodutibilidade - ICC: 0,89 a 0,95 [0,61-0,99], $r = 0,86$ a $0,94$ – nos vários pares de imagens analisadas. Adicionalmente, a Diferença Mínima Detetável (DMD) foi igualmente baixa (1,84% a 4,52%; 1,5 a 3,7 mm).

Tabela 4-5 – Reprodutibilidade da aquisição dos valores do comprimento do fascículo em dias diferentes em três pares de imagens.

| | Dia 1 (mm) | Dia 2 (mm) | r | ICC | DMD |
|-------|--------------|--------------|------|--------------------|-----------------|
| Par 1 | 80,39 ± 7,04 | 83,65 ± 7,28 | 0,89 | 0,92 (0,71 – 0,98) | 2,65 mm (3,23%) |
| Par 2 | 82,75 ± 6,93 | 80,62 ± 7,68 | 0,86 | 0,89 (0,61 – 0,97) | 3,69 mm (4,52%) |
| Par 3 | 83,06 ± 6,40 | 82,58 ± 6,94 | 0,94 | 0,95 (0,81 – 0,99) | 1,52 mm (1,84%) |

r = coeficiente de correlação de *Pearson*; ICC= Coeficiente de Correlação Interclasse; DMD = Diferença Mínima Detetável

A Figura 4-8 apresenta a relação estabelecida entre os pares de medidas de comprimento de fascículo para três imagens distintas, evidenciando o seu grau de concordância e o respetivo coeficiente de determinação (r^2). São ainda evidenciadas as diferenças absolutas (Δ) entre pares de observações e apresentado o seu desvio relativamente a zero.

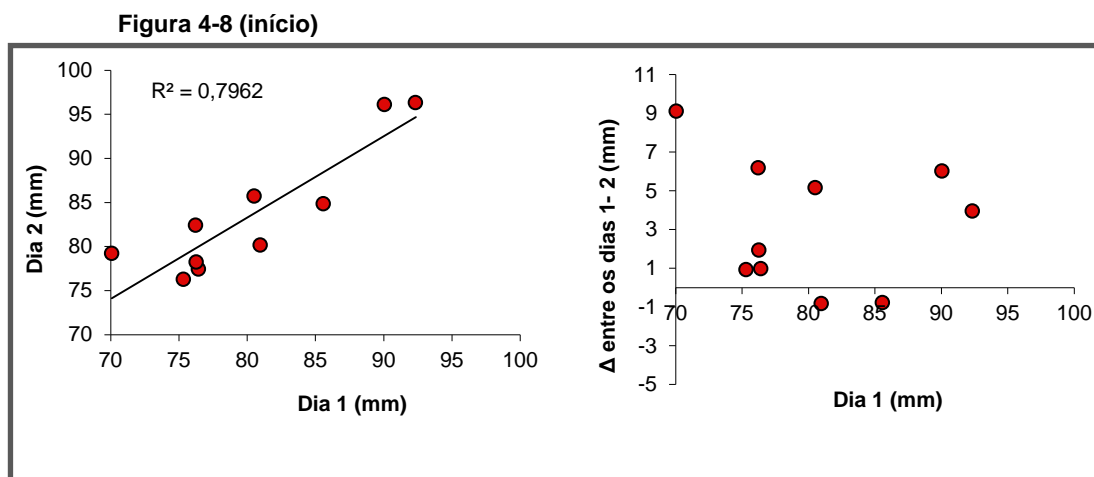


Figura 4-8 (continuação)

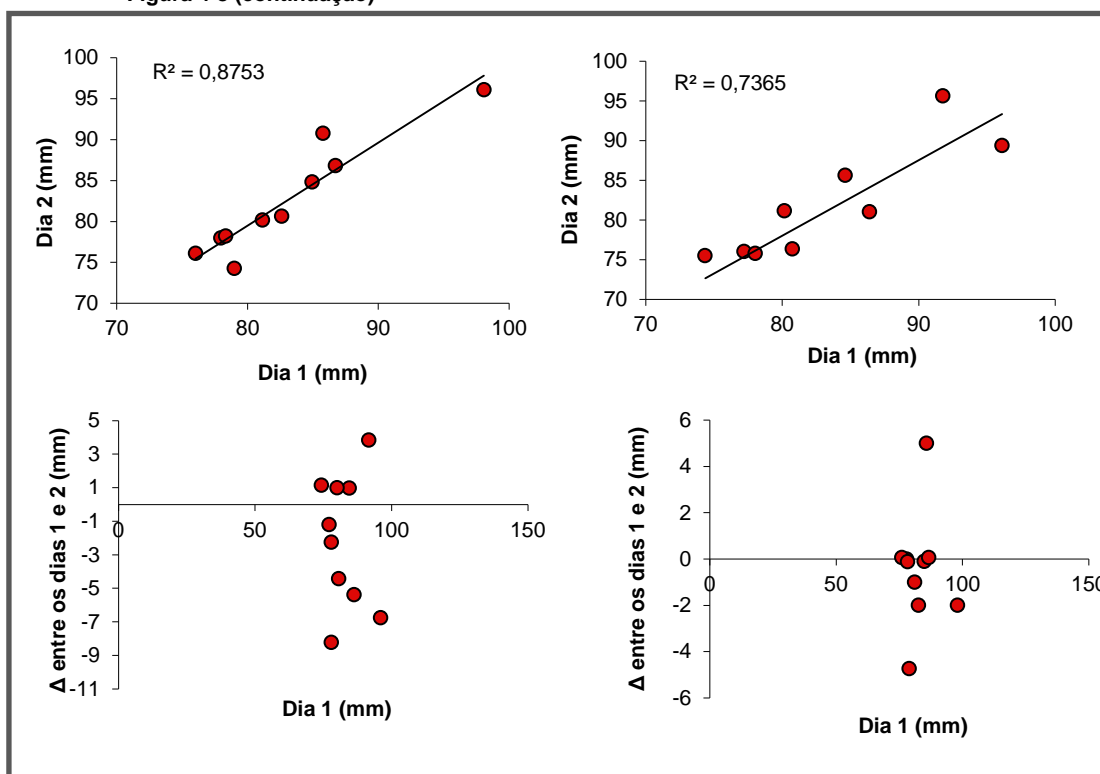


Figura 4-8- Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões do comprimento do fascículo, nos três pares de imagens analisadas (topo: par 1 de imagens; centro: par 2 de imagens; baixo: par 3 de imagens). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (dia 1 e dia 2). À direita representa-se, para cada par de imagens, a diferença absoluta (Δ) entre cada par de observação – Gráficos Bland-Altman.

Espessura Muscular

A Tabela 4-6 apresenta os resultados obtidos no estudo de reprodutibilidade das medidas de espessura muscular. Esta variável apresentou coeficientes de reprodutibilidade inter-sessão muito elevados (ICC: 0,98 [0,90-1,00], $r = 0,86$ a $0,94$). A Diferença Mínima Detetável (DMD) foi igualmente baixa (0,79% a 1,51%; 0,18 a 0,34 mm).

A representação gráfica desta análise é apresentada na Figura 4-9. Nela é evidenciada a relação estabelecida entre os pares de medidas para três imagens distintas, evidenciando o seu grau de concordância e o respetivo coeficiente de determinação (r^2). São também apresentadas as diferenças absolutas (Δ) entre pares de observações e apresentado o seu desvio relativamente a zero.

Tabela 4-6- Reprodutibilidade da aquisição dos valores da espessura muscular em dias diferentes em três pares de imagens.

| | Dia 1 (mm) | Dia 2 (mm) | r | ICC | DMD |
|-------|---------------|---------------|------|--------------------|-----------------|
| Par 1 | 22,1 ± 3,1 | 22,6 ± 3,1 | 0,97 | 0,98 (0,91 – 0,99) | 0,33 mm (1,48%) |
| Par 2 | 22,4 ± 3,0 | 21,9 ± 3,2 | 0,99 | 0,99 (0,95 – 1,00) | 0,18 mm (0,79%) |
| Par 3 | 22,5 ± 2,9 | 22,3 ± 2,8 | 0,96 | 0,97 (0,90 – 0,99) | 0,34 mm (1,51%) |

r = coeficiente de correlação de *Pearson*; ICC= Coeficiente de Correlação Intraclasse; DMD = Diferença Mínima Detetável

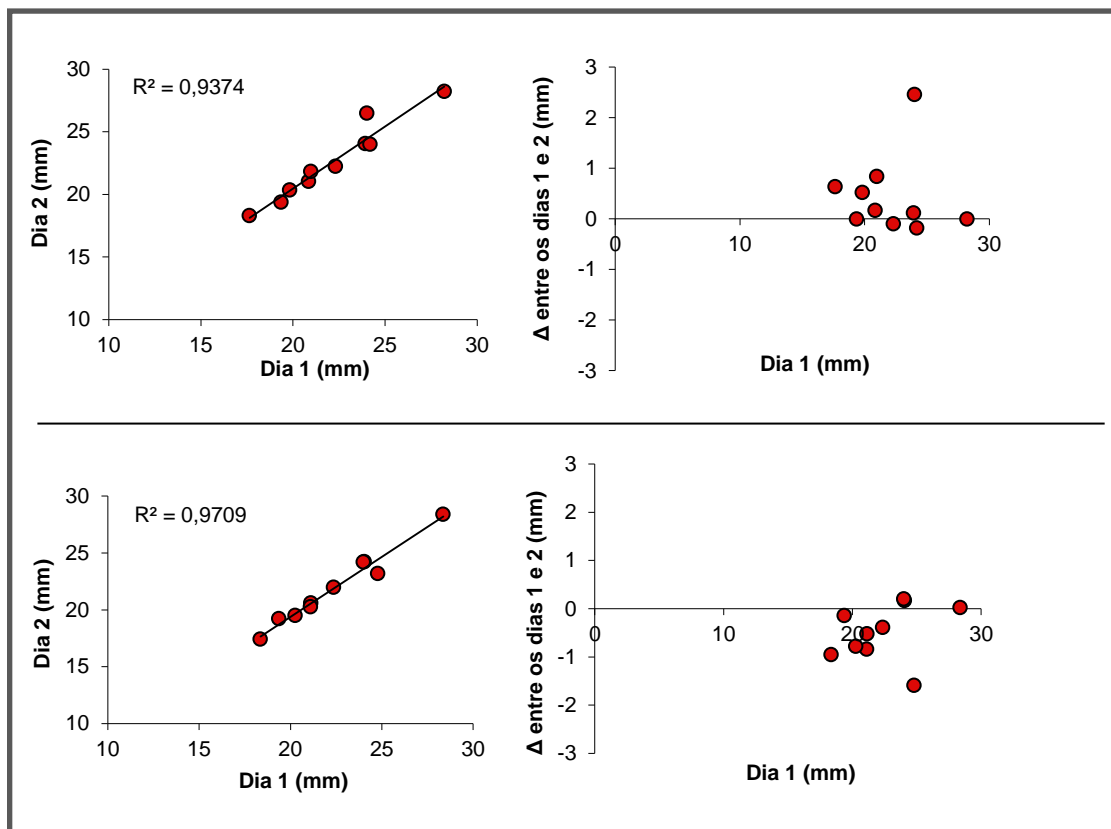
Figura 4-9 (início)

Figura 4-9 (continuação)

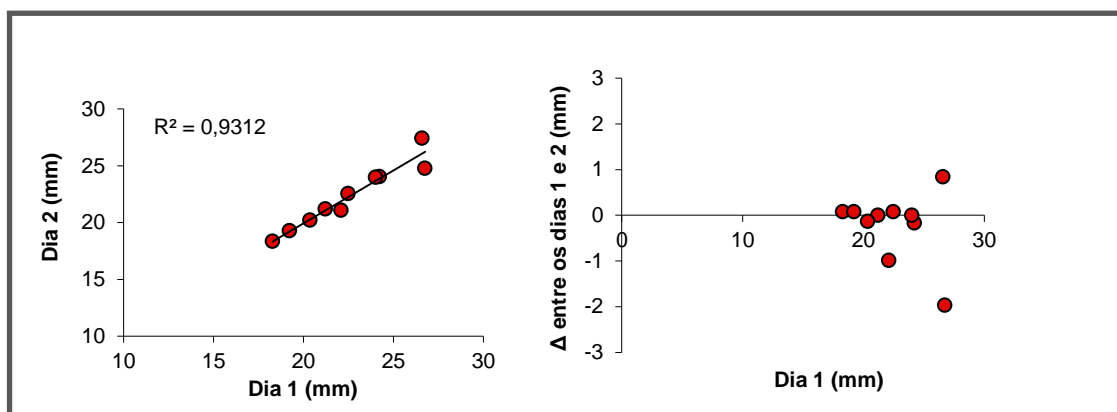


Figura 4-9 - Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões da espessura muscular, nos três pares de imagens analisadas (topo: par 1 de imagens; centro: par 2 de imagens; baixo: par 3 de imagens). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (dia 1 e dia 2). À direita representa-se, para cada par de imagens, o Δ das diferenças entre cada uma delas – Gráficos Bland-Altman.

4.1.2.3 Parâmetros das variáveis de determinação das Propriedades Mecânicas do Vasto Externo – Reprodutibilidade da aquisição (teste – reteste)

Além do estudo de reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular descrito até ao momento, procurámos também determinar a reprodutibilidade das restantes medidas necessárias à determinação das propriedades mecânicas do músculo vasto externo. Esta análise foi realizada em dias separados, distanciados entre si entre 48 a 72 horas, e envolveu a determinação do momento máximo de extensão do joelho, ângulo ótimo de produção de força, nível de ativação voluntária (calculado a partir do ITT - *Interpolated twitch technique*) e nível de ativação dos músculos antagonistas (estimado a partir da relação momento-EMG, do músculo bicípite femoral, porção representativa dos flexores do joelho [160]). Ambas as sessões foram conduzidas pelo mesmo investigador.

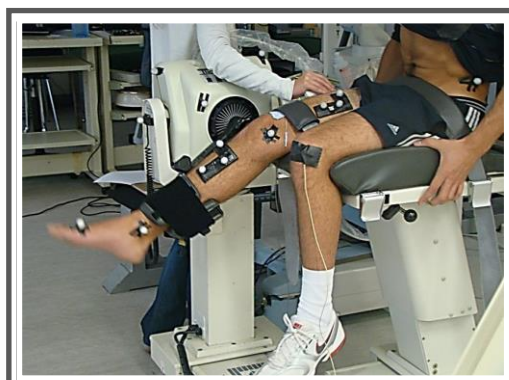


Figura 4-10 – Imagem representativa do protocolo experimental.

Os ICC's e as DMD's associados a cada uma das variáveis analisadas são apresentados na Tabela 4-7. Na Figura 4-11 é possível observar a relação estabelecida entre as medidas de teste e reteste para todas as variáveis analisadas, e o respectivo grau de concordância inter-sessão. São também apresentadas as diferenças absolutas (Δ) entre pares de observações e apresentado o seu desvio relativamente a zero.

Tabela 4-7 - Reprodutibilidade da aquisição das variáveis momento máximo de força (MMax), ângulo ótimo de produção de força (Ang.OF), co-ativação antagonista (CoAT-ANT) e nível de ativação voluntário (AT-VOL), em duas sessões diferentes.

| | Dia 1 | Dia 2 | R | ICC | DMD |
|----------------------|------------------|------------------|------|--------------------|-------------------------|
| MMax (Nm) | 285,3 \pm 48,5 | 291,2 \pm 52,3 | 0,86 | 0,89 (0,62 – 0,97) | 25,0 Nm (8,67%) |
| AngOF ($^{\circ}$) | 76,5 \pm 4,7 | 77,5 \pm 4,9 | 0,90 | 0,93 (0,74 – 0,98) | 1,58 $^{\circ}$ (2,05%) |
| CoAtANT(%) | 14,2 \pm 2,2 | 13,7 \pm 2,2 | 0,86 | 0,89 (0,63 – 0,97) | 1,05% (7,55%) |
| ATVOL (%) | 95,1 \pm 2,2 | 94,8 \pm 1,9 | 0,74 | 0,78 (0,33 – 0,94) | 1,97% (2,09%) |

r = coeficiente de correlação de Pearson; ICC= Coeficiente de Correlação Intra-Classe; DMD = Diferença Mínima Detetável

Figura 4-11 (início)

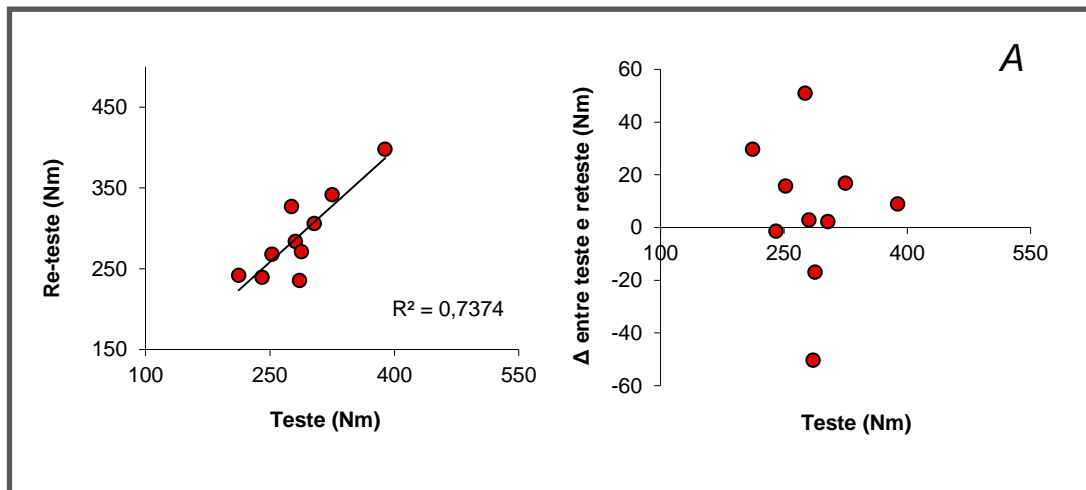


Figura 4-11 (continuação)

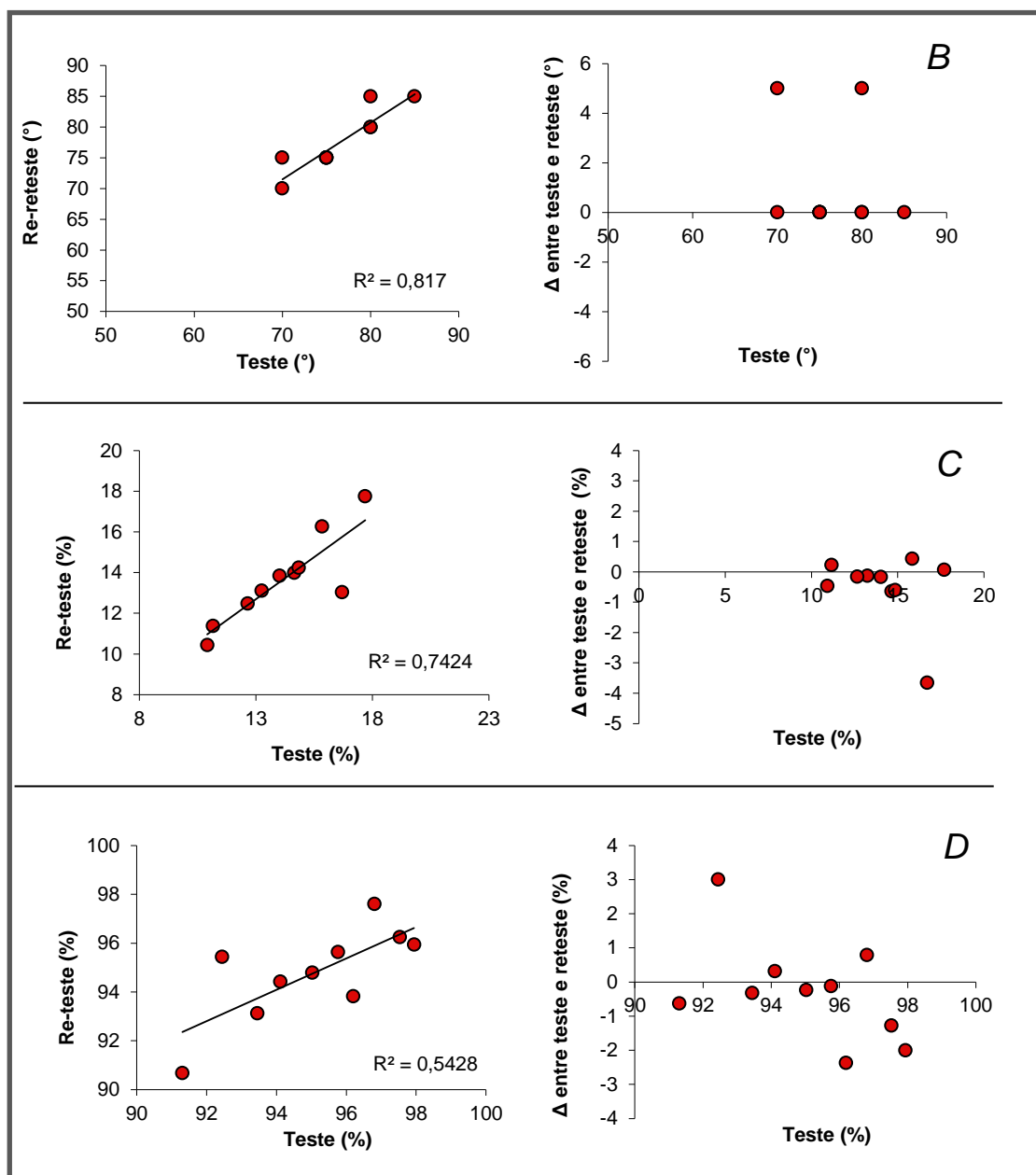


Figura 4-11- Representação gráfica da reprodutibilidade entre sessões do Momento Máximo de Extensão do Joelho (A), Ângulo Ótimo (B), Nível de Co-Ativação Antagonista (C) e Nível de Ativação Voluntária (D). À esquerda representa-se a relação entre os valores das duas sessões de avaliação (Teste e Reteste). À direita representa-se, a diferença (Δ) entre cada par de observações – Gráficos Bland-Altman.

4.1.3 Discussão

Em investigações científicas longitudinais é determinante identificar se os efeitos da intervenção sobre as variáveis observadas são superiores ao ruído introduzido na obtenção das mesmas. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi determinar a reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular), e das medidas associadas à determinação das propriedades mecânicas do músculo vasto externo. Além disso, era igualmente importante, analisar, para cada variável, a respetiva diferença mínima detetável (*minimal detectable difference*), e perceber se a metodologia aqui desenvolvida seria sensível o suficiente, para ser aplicada em estudos de intervenção longitudinal.

Antes de analisar os resultados decorrentes desse objetivo, gostaríamos de referir que as medidas médias obtidas para os parâmetros de arquitetura muscular estão de acordo com os reportados na literatura para jovens adultos saudáveis [2, 12, 22, 35, 230]. No presente estudo foram encontrados valores de $15,5 \pm 0,3^\circ$, $83,0 \pm 0,3$ mm, e $22,0 \pm 0,0$ mm, respetivamente para ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular. Dados comparativos podem ser observados nos estudos de Aagaard et al. [2], Alegre et al. [12], Blazevich et al. [35], Baroni et al. [22] ou Noorkoiv et al. [230]. Nestes estudos foram reportados valores entre $8,0 \pm 0,4^\circ$ [2] e $17,8 \pm 2,5^\circ$ [22] para o ângulo de penação, $79,4 \pm 7,8$ mm [230] e $127,6 \pm 66,3$ mm [35] para o comprimento do fascículo, e $21,9 \pm 3,2$ mm [35] e $27,7 \pm 2,9$ mm [22] para a espessura muscular.

Os resultados do presente estudo evidenciaram, igualmente, um nível de reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular muito elevado, variando de 0,84-1,00 para o ângulo de penação, de 0,61-0,99 para o comprimento do fascículo, e de 0,91-1,00 para a espessura muscular. O intervalo de confiança de 95% dos ICC's para o comprimento dos fascículos apresentou uma variação mais ampla, comparativamente aos registados para o ângulo de penação e para a espessura muscular. Este resultado pode estar relacionado com a necessidade de, em alguns casos, o comprimento do fascículo ter sido estimado por extrapolação linear, o que comporta em si, um erro aproximado de 2 a 7% [100, 247]. De qualquer forma, os valores obtidos são comparáveis com os reportados por Blazevich et al. [35], cuja metodologia de aquisição e análise foi por nós replicada. Nesse estudo foram

reportados, para as medidas de comprimento do fascículo, ICC's de 0,758-0,863, igualmente baixos, quando comparados com os de ângulo de penação (0,899-0,991) e espessura muscular (0,882-0,970). Os nossos resultados são também comparáveis aos reportados por Ema et al. [87] que avaliaram sujeitos de características idênticas aos que completaram o presente estudo (jovens adultos saudáveis), mas posicionados em decúbito dorsal. Os resultados de ICC apresentados por estes autores (0,999 para a espessura muscular, 0,984 para o ângulo de penação, e 0,956 para o comprimento do fascículo), sugerem que, independentemente da posição anatómica assumida durante a aquisição, a ultrassonografia (modo-B) e os respetivos procedimentos de análises, constituem metodologias reproduzíveis na avaliação de parâmetros de arquitetura muscular.

Para melhor compreender o grau de reprodutibilidade das nossas medidas, construímos gráficos Bland-Altman [30] e calculámos as diferenças mínimas detetáveis para cada uma das variáveis analisadas. Esta análise permitiu caracterizar a reprodutibilidade absoluta das medidas e ilustrar um possível erro sistemático entre pares. Por exemplo, para o comprimento do fascículo, o intervalo de confiança de 95% da diferença mínima detetável foi de 1,84 a 4,52% (ou de 1,5 a 3,7 mm). Isto significa que, para um novo sujeito que venha a ser avaliado, existe 95% de probabilidade das duas medidas diferirem entre si, devido a um erro de medida, 3,7 mm no máximo (4,52%). Esta análise ganha ainda mais importância, se estiver em causa, a aplicação da técnica de avaliação em estudos de cariz longitudinal. Para a observação de alterações promovidas na arquitetura muscular decorrentes de um processo de intervenção (e.g. protocolo de treino de força) será sempre importante, identificar se os efeitos promovidos pelo treino são superiores ao ruído introduzido na obtenção das medidas. Os nossos resultados sugerem que, apenas podem ser consideradas adaptações decorrentes de uma intervenção, diferenças acima de 2,29% para o ângulo de penação, 4,52% para o comprimento do fascículo, e 1,51% para a espessura muscular. Estes resultados são, surpreendentemente baixos, e resultam do nível de reprodutibilidade muito elevado observado no presente estudo. Sendo a experiência do operador um fator crítico para a boa reprodutibilidade das medidas [25, 226], é importante salientar que todas as medidas deste estudo foram obtidas por um único avaliador, com experiência profissional na área da radiologia, e especialista na técnica de ultrassonografia. Este facto, associado aos restantes cuidados metodológicos assumidos durante a aquisição, como a correta definição do local de

medida, a orientação do transdutor relativamente aos fascículos, e a compressão mínima do transdutor sobre a pele, contribuíram para os bons resultados obtidos.

Além do estudo de reprodutibilidade das medidas de arquitetura muscular discutido até ao momento, procurámos também determinar a reprodutibilidade das medidas necessárias à determinação das propriedades mecânicas do músculo vasto externo. Esta análise envolveu a determinação do momento máximo de extensão do joelho, ângulo ótimo de produção de força, nível de ativação voluntária e nível de ativação dos músculos antagonistas, determinados em dois dias diferentes, separados entre si cerca de 48 a 72 horas. Foram verificados ICC's de 0,89 (0,62 – 0,97) para o momento máximo de força, 0,93 (0,74 – 0,98) para o ângulo ótimo de produção de força, 0,89 (0,63 – 0,97) para a co-ativação antagonista e 0,78 (0,33 – 0,94) para a ativação voluntária. Infelizmente, não existem muitos estudos que reportem dados de reprodutibilidade destas medidas. Tanto quanto nos foi possível encontrar, apenas dois estudos o fazem, e apenas nalgumas variáveis. Baroni et al. [23] por exemplo reportaram ICC's para o momento de força máximo (0,983), momento de força concêntrico (0,958), e momento de força excêntrico (0,958). Já Reeves et al. [247], reportaram ICC's para as variáveis consideradas neste estudo aplicados a uma população idosa. Nesse estudo, os autores reportaram ICC's de 0,99 para o momento máximo de força, 0,99 para a co-ativação antagonista e 0,92 para a ativação voluntária. Comparados com estes, os nossos resultados apresentam níveis de reprodutibilidade um pouco mais baixos, mas ainda assim elevados. As diferenças para o estudo de Reeves et al. [247], podem ser justificadas pelas características das populações avaliadas. Jovens adultos saudáveis, poderão evidenciar maior variabilidade, face à sua capacidade de atingirem índices de ativação e desempenho mais elevados. O cálculo das diferenças mínimas detetáveis devolveu para o momento máximo de força 25,0 Nm (8,67%), para o ângulo ótimo 1,58° (2,05%), para a co-ativação antagonista 1,05% (7,55%) e para o nível de ativação voluntária 1,97% (2,09%).

4.1.4 **Conclusão**

Os resultados do presente estudo demonstraram que a metodologia utilizada na aquisição e processamento de imagens de ultrassom, com o intuito de avaliar as propriedades arquiteturais do vasto externo (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular) apresentou um nível de reprodutibilidade muito elevado, permitindo a sua aplicação na monitorização de alterações promovidas por, por exemplo, intervenções longitudinais de treino de força. As DMD encontradas foram igualmente baixas, bastante inferiores à dimensão expectável para as adaptações promovidas por um processo de treino de força.

Também as medidas associadas às capacidades de desempenho e ativação devolveram índices de reprodutibilidade elevados, permitindo, igualmente, a sua aplicação em investigações científicas longitudinais.

4.2 Efeitos da carga mecânica crónica na adaptabilidade das propriedades arquiteturais e mecânicas do vasto externo. Uma comparação entre ciclistas e velocistas de alto rendimento

Estudo II

4.2.1 Introdução

Este estudo teve como principal objetivo a análise da adaptabilidade da arquitetura muscular e das propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso a estímulos crónicos de treinos e investigar se a especificidade do gesto desportivo terá influência nas adaptações induzidas. Pretendeu-se verificar se a repetição sistemática do gesto desportivo e dos exercícios de treino que lhe estão associados, assentes em modos de contração e amplitudes musculares diferenciados, influencia a direção das adaptações promovidas.

Participaram no estudo, dezassete atletas de alto rendimento, pertencentes a duas modalidades desportivas que condicionam estímulos mecânicos antagónicos – Atletismo (Velocidade, estímulos mecânicos em ciclo muscular de alongamento-encurtamento) e Ciclismo (Estrada, estímulos mecânicos essencialmente concêntricos). Adicionalmente, foi considerada uma amostra de controlo ($n = 10$), composta por sujeitos indiferenciados que, embora ativos, não apresentavam qualquer experiência desportiva, nem prática regular e sistematizada de exercício físico.

Partindo de pressupostos iniciais de estudo, que assentaram nas seguintes hipóteses:

- (a) A prática desportiva de alto rendimento, consolidada em desempenhos físicos de alta intensidade, exigindo a repetição sistemática e prolongada de ações musculares, promove, a longo prazo, adaptações específicas na arquitetura muscular,
- (b) A reorganização muscular promovida pelo processo de treino, tem repercussões distintas nas características de produção de força, nomeadamente, na relação força-comprimento do vasto externo,
- (c) O regime de contração e o comprimento muscular funcional são os estímulos mecânicos promotores de tais adaptações,

o protocolo experimental assumiu as seguintes características:

- (a) Arquitetura Muscular: Quantificação dos parâmetros de arquitetura muscular dos elementos representativos das duas amostras de alto rendimento, e consequente comparação com uma amostra de indivíduos indiferenciados e não treinados (grupo de controlo).
- (b) Relação força-comprimento: Análise comparativa das características de produção de força entre cada grupo amostral de alto rendimento.

Os principais resultados mostraram que os velocistas possuem maiores comprimentos de fascículo e os ciclistas maiores ângulos de penação. Esta organização arquitetural diferenciada resulta em adaptações específicas na relação força-comprimento, com os velocistas a desenvolverem os maiores níveis de força em comprimentos fasciculares mais pronunciados e a apresentarem maior excursão de contração. Estes resultados podem ser atribuídos à repetição sistemática e prolongada do gesto desportivo, e refletir adaptações específicas da modalidade. Além disso, sugerem que estímulos mecânicos em regime excêntrico-concêntrico podem constituir um fator promotor de adaptações positivas no comprimento do fascículo e na excursão de contração, favorecendo ações musculares mais rápidas e potentes.

4.2.2 Apresentação dos Resultados

4.2.2.1 Sujeitos

Vinte e sete indivíduos, do género masculino, participaram como voluntários no presente estudo, tendo sido distribuídos pelos três grupos experimentais, em função das respetivas características:

- (1) Grupo de Controlo: 10 indivíduos, estudantes de educação física, de características indiferenciadas, que embora ativos, não apresentavam qualquer experiência desportiva competitiva, nem estavam ou estiveram envolvidos em algum processo de treino regular e programado, nos 12 meses anteriores à avaliação;

- (2) Grupo de Ciclistas de Alto Rendimento – 9 indivíduos praticantes de ciclismo de alto rendimento (competições profissionais de estrada e/ou *btt*), com 8 ou mais anos de experiência competitiva na modalidade. À data das avaliações, treinavam, no mínimo, seis dias por semana, e cumpriam, todos eles, mais de 800 km semanais;
- (3) Grupo de Velocistas de Alto Rendimento – 8 indivíduos praticantes de atletismo de alto rendimento, no sector de velocidade, cuja prova de especialização eram os 100 metros planos (5 atletas), ou 110 metros com barreiras (3 atletas). Cumpriam, em média, 10 sessões de treino por semana, estavam classificados entre os 10 primeiros do ranking anual dos 100 metros, com um tempo médio de $10,80 \pm 0,41s$ (melhor resultado: 10,19 s), e referiram a participação em competições internacionais de relevo, como Jogos Olímpicos, Campeonatos do Mundo e /ou da Europa.

As principais características morfológicas e nível de experiência competitiva de cada grupo experimental são apresentados na Tabela 4-8.

Tabela 4-8 - Caracterização descritiva dos grupos experimentais que integraram o estudo. São apresentadas as principais variáveis morfológicas: Idade, altura, massa corporal, e comprimento da coxa. É ainda apresentada a experiência desportiva, manifestada na quantidade de anos sucessivos de prática de alto rendimento desportivo (ou percurso). Os dados são valores médios \pm SD.

| | Controlo | Ciclistas | Velocistas |
|---------------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| N | 10 | 9 | 8 |
| Idade (anos) | 21.9 ± 3.7 | 23.7 ± 4.4 | 23.0 ± 2.4 |
| Altura (cm) | 175.1 ± 5.1 | 180.7 ± 7.8 | 184.9 ± 6.9 |
| Massa Corporal (kg) | 71.4 ± 6.3 | 70.1 ± 8.5 | 80.9 ± 8.8 |
| Comprimento da coxa (cm) | 41.0 ± 1.6 | 43.8 ± 2.4 | 45.3 ± 1.6 |
| Experiência Desportiva (anos prática) | _____ | 11.7 ± 5.5 | 9.2 ± 3.6 |

4.2.2.2 Arquitetura Muscular

Como demonstrado na Tabela 4-9, os velocistas evidenciaram um maior comprimento fascicular do vasto externo, tanto absoluto (Velocistas: $107,8 \pm 14,5$ mm, Ciclistas: $90,2 \pm 11,5$ mm, Controlo $82,6 \pm 6,7$ cm; $p < 0,05$), quanto relativo (Velocistas: $0,24 \pm$

0,03, Ciclistas: $0,21 \pm 0,03$, Controlo $20,0 \pm 0,02$; $p < 0,05$). Contrariamente, comparativamente aos restantes grupos experimentais, os ciclistas apresentaram maiores ângulos de penação (Ciclistas: $18,2 \pm 2,3^\circ$, Velocistas: $15,9 \pm 1,9^\circ$, Controlo $14,6 \pm 0,8^\circ$; $p < 0,05$). Os grupos representativos das duas modalidades desportivas evidenciaram maior hipertrofia muscular, manifestada em valores mais elevados de espessura muscular (Ciclistas: $27,6 \pm 3,3$ mm, Velocistas: $29,0 \pm 3,7$ mm, Controlo: $22,4 \pm 2,9$ mm, $p < 0,05$), mas sem que se detetem diferenças entre ambos. Contudo, a espessura muscular normalizada ao comprimento do fascículo foi apenas superior nos ciclistas (Ciclistas: $0,31 \pm 0,02$, Velocistas: $0,27 \pm 0,05$, Controlo: $0,27 \pm 0,03$, $p < 0,05$).

Um cálculo da dimensão do efeito centrado nas diferenças observadas entre ciclistas e velocistas devolveu, para as variáveis de arquitetura muscular um $d=1,34$ para o comprimento do fascículo absoluto, $d=1,0$ para o comprimento relativo, e $d=1,09$ para o ângulo de penação. Relativamente à espessura muscular foi observado um $d=0,40$ para a espessura absoluta e um $d=1,1$ para a sua versão relativa.

Tabela 4-9 – Análise comparativa entre os grupos controlo, ciclistas e velocistas, relativamente aos parâmetros de arquitetura muscular do Vasto Externo: comprimento absoluto do fascículo, comprimento do fascículo relativo ao comprimento da coxa, ângulo de penação, espessura muscular e espessura muscular normalizada ao comprimento do fascículo. São apresentados os valores médios \pm SD.

| | Controlo | Ciclistas | Velocistas |
|--|-----------------|-------------------|--------------------|
| Comprimento Absoluto do Fascículo (mm) | $82,6 \pm 6,7$ | $90,2 \pm 11,5$ | $107,8 \pm 14,5$ # |
| Comprimento Relativo do Fascículo | $0,20 \pm 0,02$ | $0,21 \pm 0,03$ | $0,24 \pm 0,03$ # |
| Ângulo de Penação ($^\circ$) | $14,6 \pm 0,8$ | $18,2 \pm 2,3$ # | $15,9 \pm 1,9$ |
| Espessura Muscular (mm) | $22,4 \pm 2,9$ | $27,6 \pm 3,3$ * | $29,0 \pm 3,7$ * |
| Espessura Muscular Normalizada | $0,27 \pm 0,03$ | $0,31 \pm 0,02$ # | $0,27 \pm 0,05$ |

* Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,05$); # Significativamente diferente dos restantes grupos experimentais ($p < 0,05$)

4.2.2.3 Relação Momento de Força - Ângulo

A Tabela 4-10 apresenta os resultados (média \pm SD) dos principais parâmetros da relação momento de força-ângulo para os três grupos experimentais. Apesar dos ciclistas desenvolverem o máximo momento de extensão do joelho em ângulos articulares ligeiramente mais fletidos (não significativo), os grupos treinados não

diferem entre si, em nenhum parâmetro desta relação. No entanto, na Figura 4-12 é possível observar uma clara distinção entre os grupos de alto rendimento e o grupo de controlo. Os sujeitos treinados, evidenciam níveis de força significativamente mais elevados, sobretudo quando a condição mecânica de produção de força se aproxima do ângulo ótimo (posição angular onde foi registado o máximo momento de força isométrico).

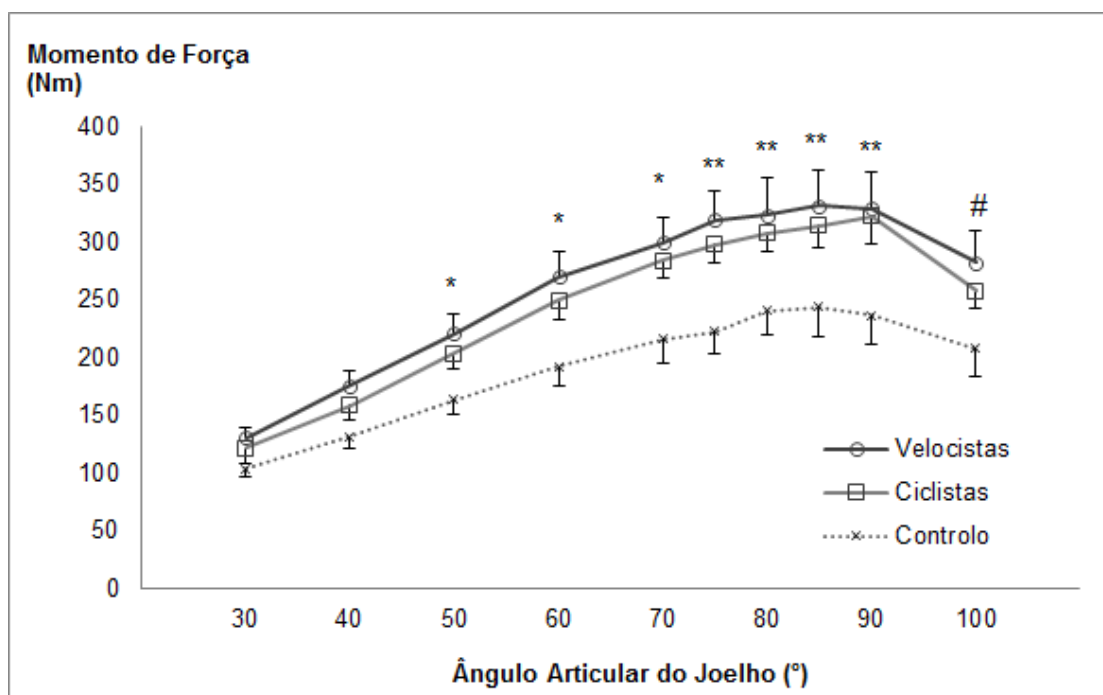


Figura 4-12 - Curvas momento de força – ângulo, dos três grupos experimentais: velocistas, ciclistas, e controlo. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (*SEM*). Os asteriscos representam o nível de significado estatístico para as diferenças entre os grupos de alto rendimento e o controlo (* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$). # Significativamente diferente apenas para os velocistas ($p < 0,05$).

Tabela 4-10 - Análise comparativa entre os três grupos experimentais – grupo de controlo, ciclistas e velocistas, nas variáveis da relação momento de força-ângulo. São apresentados os valores médios \pm o desvio padrão.

| | Controlo | Ciclistas | Velocistas |
|---------------------------------------|------------------|--------------------|--------------------|
| Momento Máximo de Extensão (N.m) | 285,3 \pm 46,0 | 329,8 \pm 60,9 * | 351,5 \pm 90,2 * |
| Ângulo Momento Máximo de Extensão (°) | 76,5 \pm 4,5 | 88,3 \pm 6,7 * | 79,4 \pm 9,8 |
| Momento Mínimo de Extensão (N.m) | 104,1 \pm 24,9 | 119,8 \pm 38,9 | 130,7 \pm 26,6 |
| Variação do Momento de Extensão (N.m) | 155,6 \pm 60,0 | 210,0 \pm 52,8 | 220,8 \pm 82,4 |

* Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,05$).

4.2.2.4 Relação Força – Comprimento do Vasto Externo

A incapacidade de discriminar, na relação momento de força-ângulo, características mecânicas diferenciadoras dos grupos de alto rendimento, impeliu-nos a estender a nossa análise à curva força-comprimento do vasto externo. Sabendo que, o conhecimento do braço de momento instantâneo e a análise do comportamento das fibras musculares durante a contração, permite estimar, *in vivo*, a real capacidade muscular de produzir força [190, 194, 247], decidimos aplicar esta abordagem metodológica apenas aos grupos de alto rendimento. Desta análise, foi possível observar que, para ambos, a curva força-comprimento apresentou uma longa fase ascendente, um pequeno *platô*, e uma reduzida fase descendente, para a amplitude articular dos 30 aos 100° de flexão do joelho (Figura 4-13). As forças geradas pelos fascículos do vasto externo foram similares em toda a amplitude da curva força-comprimento. Contudo, esses níveis de força foram produzidos em diferentes comprimentos fasciculares, com o valor máximo a ser obtido num comprimento ótimo de 94,4 mm para os ciclistas e 120,2 mm para os velocistas ($p < 0,05$; Tabela 4-11). Além disso, os fascículos dos velocistas apresentaram uma maior amplitude ativa absoluta (55,4 mm versus 41,1 mm dos ciclistas; $p < 0,05$). Estas condições promovem um claro desvio do comprimento ótimo para comprimentos fasciculares mais pronunciados comparativamente aos observados nos ciclistas (Figura 4-13).

Tabela 4-11 - Dados comparativos entre ciclistas e velocistas, nas principais variáveis da relação força-alongamento do vasto externo. São apresentados os valores médios \pm SD.

| | Ciclistas | Velocistas |
|---|--------------------|--------------------|
| Força do Fascículo Vasto Externo (VE) | | |
| Força Máxima do Fascículo (N) | 2769,1 \pm 454,6 | 2863,4 \pm 778,0 |
| Força Mínima do Fascículo (N) | 719,6 \pm 245,5 | 762,8 \pm 174,5 |
| Variação da Força do Fascículo (N) | 2049,6 \pm 381,7 | 2100,6 \pm 704,2 |
| Ângulo Articular Joelho – Máxima Força do VE (°) | 93,8 \pm 3,5 | 90,6 \pm 6,8 |
| Comprimento do Fascículo do Vasto Externo (VE) | | |
| Comprimento Máximo do VE (mm) | 99,7 \pm 12,9 | 128,5 \pm 29,9 * |
| Comprimento Ótimo do Fascículo do VE (mm) | 94,4 \pm 12,5 | 120,2 \pm 26,8 * |
| Comprimento Ótimo do Fascículo/Comprimento Coxa | 0,22 \pm 0,02 | 0,27 \pm 0,06 * |
| Comprimento Mínimo do VE (mm) | 58,7 \pm 8,0 | 73,0 \pm 16,2 * |
| Variação de Comprimento do Fascículo do VE (mm) | 41,1 \pm 8,2 | 55,5 \pm 21,5 * |

* Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,05$)

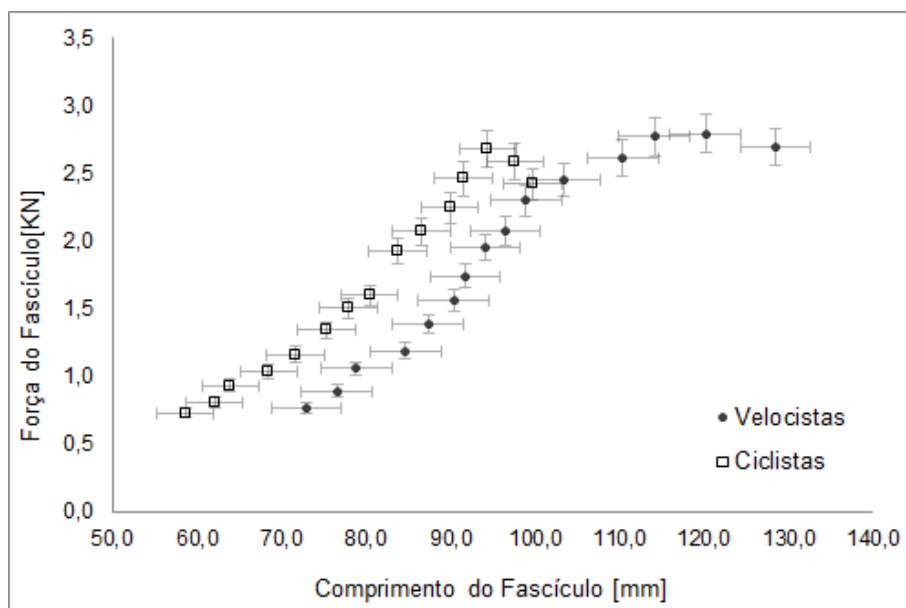


Figura 4-13 - Gráfico comparativo da relação força-comprimento do vasto externo de ciclistas e velocistas. Observa-se, para ambos os grupos, uma longa fase ascendente da curva, com idênticos níveis de força desenvolvidos. Estes são, contudo, produzidos a diferentes comprimentos fasciculares absolutos. Os dados correspondem a valores médios \pm SEM.

4.2.3 Discussão

A literatura atual tem evidenciado que as adaptações induzidas na arquitetura muscular podem estar fortemente relacionadas com a especificidade da carga mecânica imposta pelas diferentes atividades físico-desportivas. Têm sido reportados, por exemplo, diferentes perfis de arquitetura muscular em atletas lutadores de sumo [159], *bodybuilders* [153], ou *power-lifters* [45]. Diferente arquitetura muscular foi igualmente atribuída a velocistas masculinos de elite [4], cujas particularidades – maiores fascículos e menores ângulos de penação – foram associadas a melhores desempenhos desportivos em provas de velocidade, diferenciando os melhores (marca aos 100 m <11,0 segundos) dos piores atletas (marca aos 100m > 11,0 segundos) [172]. Confrontados com a possibilidade de estas características arquiteturais serem determinadas essencialmente por fatores genéticos, mais do que por influência da carga de treino, os autores não negligenciam essa possibilidade, mas

argumentam que essa diferenciação pode resultar da repetição prolongada e sistemática de ações musculares específicas, caracterizadas por diferentes velocidades de contração [12, 34], amplitudes de ação muscular diferenciada [49, 129, 163, 204, 259], e/ou modos de contração distintos [55, 189, 259]. A este propósito, também Abe [3], no seu estudo com irmãos gêmeos homozigóticos, referiu que a falta de associação entre pares num dos parâmetros de arquitetura muscular, deixa em aberto a real possibilidade da arquitetura muscular, e nomeadamente o comprimento do fascículo, ser mais influenciado por fatores ambientais externos (como o treino físico) do que propriamente pela predisposição genética. A verdade é que foram já reportadas adaptações específicas a diferentes estímulos de treino, tanto em modelos animais [55, 189], como *in vivo* com humanos [12, 241, 247, 267]. Alguns estudos de referência têm demonstrado que o estímulo de contração concêntrico pode promover o aumento da espessura muscular, do ângulo de penação e da área de secção transversal [2, 32, 155], enquanto o estímulo excêntrico ou o treino de potência podem igualmente aumentar a massa muscular, mas essencialmente, devido a uma adaptação positiva no comprimento dos fascículos, mais do que qualquer alteração mensurável no ângulo de penação [12, 22]. Além disso, é igualmente reconhecida a influência de diferentes amplitudes de ação muscular nas propriedades mecânicas do músculo e respetivo impacto no desempenho funcional. Num estudo que analisou a capacidade de adaptação da curva força-comprimento às exigências funcionais de ciclistas e corredores de fundo, Herzog et al. [129] demonstraram que os ciclistas desenvolviam maiores níveis de força em comprimentos reduzidos do reto femoral, enquanto os fundistas o faziam preferencialmente em comprimentos mais acentuados. Os autores concluíram então, que as propriedades mecânicas musculares apresentavam uma capacidade adaptativa importante e que refletiam as exigências funcionais cronicamente impostas pelas atividades de treino diárias.

Dadas estas evidências e as exigências funcionais impostas pelo ciclismo e pela corrida de velocidade, formulámos e testámos as hipóteses do regime de contração e do comprimento de ação muscular poderem constituir estímulos mecânicos promotores de adaptações específicas na arquitetura muscular e nas propriedades mecânicas dos extensores do joelho, nomeadamente do vasto externo. Deste modo, este segundo estudo teve como principais objetivos investigar se a prolongada exposição a estímulos de treino intensivos e diferenciados (efeitos do treino a longo prazo), assentes em diferentes modos de contração muscular e amplitudes de ação

muscular distintas, podia induzir diferentes adaptações na arquitetura muscular, e alterar o perfil mecânico do complexo músculo-tendinoso.

Antes de discutir essas eventuais adaptações, gostaríamos de referir que o comprimento médio dos fascículos, reportado neste estudo para os grupos de alto rendimento – 107,8 mm para os velocistas e 90,2 mm para os ciclistas –, é um pouco mais acentuado dos anteriormente apresentados para ciclistas de fundo (6,2 cm) [47] e velocistas masculinos de elite (8,6 – 8,8 cm) [4, 172]. Também os ângulos de penação (15,9° para os velocistas e 18,2° para os ciclistas) são um ligeiramente mais reduzidos do que os mencionados nesses estudos (18,5 – 19,0° para os velocistas e 24,9° para os ciclistas) [4, 47, 172]. A razão explicativa para tais diferenças pode assentar nas metodologias e procedimentos de análise utilizados. Nos estudos mencionados, o posicionamento dos sujeitos na determinação das medidas de arquitetura muscular implicou a completa extensão do membro inferior e o comprimento dos fascículos foi estimado a partir das medidas de espessura muscular e ângulo de penação. No presente estudo, a avaliação foi efetuada com os joelhos posicionados em ligeira flexão (10°), sendo o comprimento dos fascículos medido diretamente nas imagens de ultrassom. No entanto, as medidas de arquitetura agora reportadas parecem estar de acordo com as obtidas em estudos que utilizaram idêntica metodologia e procedimentos de análise [35]. Obviamente, esta comparação é apenas possível com as medidas do grupo de controlo, cujas características morfológicas (idade, género, peso, altura) e físico-desportivas (indiferenciada) permitem validar a comparação com outros estudos. Assim, as medidas obtidas no presente estudo – 8,3 ± 0,7 cm para o comprimento do fascículo e 14,6 ± 0,8° para o ângulo de penação –, estão de acordo com os anteriormente reportados em grupos de jovens masculinos ativos, saudáveis e desportivamente indiferenciados: 8,2 ± 1,3 cm e 17,3 ± 2,5° [22], 8,4 ± 1,4 cm e 16,2 ± 3,2° [12], 9,1 ± 1,2 cm e 15,7 ± 2,4° [91], 9,1 ± 1,3 cm e 13,9 ± 1,7° [35].

A corrida de velocidade e o ciclismo de estrada são tarefas motoras que impõem diferentes exigências funcionais aos músculos extensores do joelho [47, 129, 259]. Estas diferenças incluem o comprimento ativo do complexo músculo tendinoso [129, 259], e o modo de contração predominante [47, 259, 290]. Na corrida de velocidade, o vasto externo é sujeito a um ciclo de alongamento-encurtamento, devido à flexão do joelho na fase inicial do apoio [231, 259], enquanto o ciclismo requer fortes contrações concêntricas em comprimentos musculares acentuados [47, 259]. No caso do estímulo

excêntrico ser o estímulo mecânico promotor de adaptações, seria expectável que os velocistas apresentassem maiores comprimentos fasciculares comparativamente a ciclistas e sujeitos indiferenciados (não treinados). Além disso, comprimentos aumentados do fascículo parecem ter implicações favoráveis no desempenho em provas de velocidade [4, 5, 172] conferindo maiores velocidades de encurtamento muscular [257]. Os nossos resultados parecem confirmar esta hipótese, já que os velocistas evidenciaram maiores comprimentos dos fascículos, tanto absolutos (Velocistas: $107,8 \pm 14,5$ mm, Ciclistas: $90,2 \pm 11,5$ mm, Controlo $82,6 \pm 6,7$ mm; $p < 0,05$), como relativos (Velocistas: $0,24 \pm 0,03$, Ciclistas: $0,21 \pm 0,03$, Controlo $20,0 \pm 0,02$; $p < 0,05$). Também a análise da dimensão do efeito, centrada apenas nas diferenças entre ciclistas e velocistas (comprimento do fascículo $d=1,34$), aponta no mesmo sentido. Deste modo, podemos considerar que o vasto externo dos velocistas está melhor adaptado para promover rápidos e potentes movimentos do membro inferior, o que corresponde às necessidades fisiológicas e mecânicas da respetiva atividade competitiva.

Do mesmo modo, e apesar de ambos os grupos de treino apresentarem maior espessura muscular (grupos de treino: $29,1 \pm 3,4$ mm, controlo: $22,4 \pm 2,9$ mm, $p < 0,001$), os ciclistas evidenciaram maiores ângulos de penação (Ciclistas: $18,2 \pm 2,3^\circ$, Velocistas: $15,9 \pm 1,9^\circ$, Controlo $14,6 \pm 0,8^\circ$; $p < 0,05$), e maior espessura muscular relativa (Ciclistas: $0,31 \pm 0,02$, Velocistas: $0,27 \pm 0,05$, Controlo: $0,27 \pm 0,03$, $p < 0,05$). A análise da dimensão do efeito das diferenças observadas entre ciclistas e velocistas nestes dois parâmetros (ângulo de penação $d=1,09$; e espessura muscular $d=1,10$) reforça, igualmente, a clara diferença arquitetural entre os dois grupos de atletas. Esta adaptação é, também, especulativa de ser atribuída à repetição sistemática do mesmo modo de contração. Como maiores ângulos de penação permitem, para uma dada área de secção transversal, agregar maior número de sarcómeros em paralelo [106, 149, 181, 255], este tipo de organização muscular parece mais adaptado para desenvolver níveis elevados de força [153, 181]. Além disso, o facto de os ciclistas apresentarem maior espessura muscular relativa, leva-nos a supor que a área de secção transversal fisiológica (ASTF) do vasto externo será maior neste grupo do que no dos velocistas. A ASTF pode ser estimada a partir da divisão entre o volume muscular e o comprimento das fibras musculares [180, 306]. Assumindo que comprimento da fibra ou comprimento fascículo é o mesmo [157], e que a espessura muscular do vasto externo representa o seu volume total [211], as diferenças observadas entre os dois grupos podem estar associadas a diferenças na ASTF. Assim, parece evidente que o vasto

externo dos ciclistas apresenta uma prioridade de produção de força, mais do que de velocidade de encurtamento, característica que corresponde, também, às exigências funcionais do ciclismo. De facto, as condições de treino e competição próprias desta modalidade, caracterizam-se pelo desenvolvimento de elevadas resistências de pedalada [295], exigindo, do vasto externo, elevados níveis de produção de força [218]. Embora possam gerar velocidades de pedalada elevadas recorrendo a mudanças mais leves, os ciclistas tendem a optar por mudanças mais pesadas e cadências relativamente baixas [185]. Esta opção permite-lhes exercer mais força nos pedais e, com isso, otimizar a potência de pedalada.

Um segundo objetivo deste estudo foi investigar se estas diferentes adaptações arquiteturais promovem alterações funcionais na relação força-comprimento do vasto externo. Se o modo de contração fosse uma das razões explicativas para as diferentes organizações arquiteturais, seria expectável que o vasto externo dos velocistas evidenciasse maior capacidade de produzir força em comprimentos acentuados dos fascículos. Em alternativa, se a amplitude de ação muscular constituísse o fator promotor de adaptação, então, seria expectável que nos ciclistas, o vasto externo, sendo um músculo monoarticular, apresentasse menor excursão muscular e desenvolvesse os seus níveis máximos de força (comprimento ótimo) em ângulos articulares mais fechados, próximos daqueles em que habitualmente trabalha. A comparação entre os momentos máximos de força gerados pelos três grupos experimentais (ciclistas, velocistas e controlo), não revelou diferenças significativas entre os dois grupos treinados (Ciclistas: $329,8 \pm 60,9$ Nm, Velocistas: $351,5 \pm 90,2$ Nm, $p=0.589$), embora ambos tenham evidenciado níveis de força significativamente mais elevados do que o grupo de controlo (Controlo: $285,3 \pm 46,0$ Nm, Treinados: $340,0 \pm 76,8$ Nm, $p < 0,001$). Da mesma forma, o ângulo ótimo não foi significativamente diferente entre os dois grupos de treino, embora os ciclistas tenham desenvolvido o valor máximo num ângulo $8,9^\circ$ mais fletido do que os velocistas, confirmando a adaptação para gerar força no comprimento funcional ativo requerido pela modalidade.

Contudo, a relação força-comprimento do vasto externo apresenta um perfil algo distinto. A constatação de que a força máxima desenvolvida pelo vasto externo ocorre em comprimentos fasciculares distintos (94,4 mm para os ciclistas e 120,2 mm para os velocistas) é compatível com a teoria da sarcomerogénese [46], que atribui a adição de sarcómeros em série a uma capacidade muscular de adaptação ao trabalho

excêntrico [214, 242]. De acordo com a teoria das pontes cruzadas, uma alteração do número de sarcômeros em série implicará uma modificação do comprimento ótimo da fibra muscular e, assim, promover um desvio da relação força-comprimento [129]. Além disso, a maior amplitude ativa observada nos velocistas (55,5 mm versus 41,1 mm dos ciclistas; $p < 0.05$) sugere uma maior excursão absoluta dos seus fascículos, o que concorre para uma velocidade de encurtamento muscular mais elevada. Este aumento da velocidade de encurtamento associado a semelhantes níveis de força, permite ao músculo gerar mais potência durante atividades de velocidade.

Os nossos resultados parecem confirmar a hipótese de que a relação força-comprimento se adapta às exigências funcionais cronicamente impostas ao músculo [129]. Contudo, não suportam as conclusões de Savelberg & Meijer [259], que refutaram a possibilidade dos vastos (interno e externo) se adaptarem ao modo de contração associado ao ciclismo e à corrida de fundo (não de velocidade). Contrastando com o presente estudo, os atletas testados por Savelberg & Meijer praticavam as respetivas atividades desportivas a um nível recreativo e, tal como os próprios autores admitem, as adaptações podiam não estar fortemente vincadas. Além disso, aquele estudo analisou apenas a relação momento de força-ângulo sem ter em consideração a organização das fibras e o braço de momento instantâneo do tendão patelar, características que não apresentam uma relação linear com o ângulo articular [154, 190]. Em função disso, os autores atribuíram as adaptações observadas exclusivamente à hipótese da amplitude de ação muscular, também aqui evidenciada.

4.2.4 Conclusão

O presente estudo mostrou que a exposição crónica a estímulos intensos e diferenciados pode induzir alterações específicas na arquitetura muscular, com consequências evidentes na relação força-comprimento. A especificidade do modo de contração parece ser determinante nas adaptações induzidas nos dois grupos analisados. A exposição crónica a estímulos de contração excêntricos-concêntricos parece promover o aumento do comprimento dos fascículos, com um claro impacto na relação força-comprimento dos fascículos. Por seu lado, o estímulo concêntrico, característico das tarefas do ciclismo, parece induzir o aumento do ângulo de penação, permitindo o desenvolvimento de elevadas tensões de pedalada.

Adicionalmente, as fibras musculares do vasto externo parecem adaptar-se ao comprimento funcional imposto pelo ciclismo, desenvolvendo os seus níveis máximos de força na amplitude funcional específica do mesmo.

Finalmente, o presente estudo evidenciou também, a necessidade de analisar o perfil mecânico das fibras musculares para caracterizar as propriedades musculares específicas de cada população, uma vez que as diferenças entre ciclistas e velocistas não foram possíveis de observar, considerando apenas o momento máximo de força gerado pelos extensores do joelho.

4.3 Influência da Ação Muscular Concêntrica e Excêntrica nas Adaptações Mecânicas e Arquiteturais do Vasto Externo

Estudo III

4.3.1 Introdução

Este terceiro estudo teve como objetivo principal a análise da adaptabilidade das propriedades musculares, morfológicas e mecânicas do complexo músculo-tendinoso a estímulos de treino de ação muscular antagônica – contrações concêntricas versus contrações excêntricas. Mais especificamente pretendeu-se:

1. Analisar a plasticidade da arquitetura muscular do vasto externo (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura muscular) e da morfologia (área de secção transversal e volume muscular) a estímulos de treino concêntricos e excêntricos;
2. Comparar os efeitos do treino de força concêntrico e excêntrico nas características de produção de força;
3. Caracterizar a adaptabilidade das propriedades mecânicas do vasto externo (relações força-comprimento, força-velocidade, e tensão específica) a modificações da arquitetura muscular;
4. Estabelecer relações entre adaptações na arquitetura muscular e alterações no desempenho funcional do sistema músculo-esquelético.

Os principais resultados demonstraram que 15 semanas de treino concêntrico ou excêntrico resultam numa resposta muscular adaptativa, com alteração significativa da arquitetura muscular (ângulo de penação e comprimento do fascículo) e da massa muscular (espessura muscular, área de secção transversal e volume muscular). Concomitantemente existe uma melhoria da capacidade muscular de produzir força, que é acompanhada por várias adaptações nas relações força-ângulo e força-velocidade. O regime de contração excêntrico parece induzir maiores ganhos na massa muscular que resulta, essencialmente, do aumento do comprimento dos fascículos, sem qualquer adaptação no ângulo de penação. Já o treino concêntrico parece constituir-se, igualmente, um estímulo para o aumento da hipertrofia muscular, embora com adaptações positivas em ambos os parâmetros de arquitetura muscular (ângulo de penação e comprimento do fascículo). Por último, o aumento do

comprimento dos fascículos parece contribuir para a otimização do desempenho funcional, já que se mostrou associado à melhoria registada na capacidade de salto unipodal.

4.3.2 Apresentação dos Resultados

4.3.2.1 Sujeitos

Um total de 30 indivíduos iniciou a fase experimental do estudo, mas apenas 28 a concluíram. Com o intuito de formar grupos experimentais o mais homogêneos possível, foram inicialmente distribuídos, de forma aleatória, 10 participantes por grupo experimental. No entanto, esta distribuição sofreu duas alterações que importa referir: (1) Os dois casos de abandono ocorreram no grupo de controlo, e foram devidos a questões de ordem pessoal, que impossibilitaram o cumprimento da fase final de avaliação; (2) Um dos elementos, inicialmente integrado no grupo de treino excêntrico, evidenciou inadaptabilidade e desconforto na realização de contrações excêntricas, tendo sido transferido para o grupo concêntrico, no final da primeira semana de treino.

Desta forma, dos 28 voluntários que concluíram a fase experimental, 8 pertenciam ao grupo de controlo, tendo apenas cumprido as sessões de avaliação, e 20 incluíram os grupos de treino. Destes últimos, 11 incluíram o grupo de treino concêntrico e 9 o grupo excêntrico. Todos eles concluíram o processo de intervenção com uma taxa de cumprimento superior a 93,3% das sessões de treino prescritas (42 ou mais unidades de treino – em 45 possíveis).

Apesar dos sujeitos dos grupos de treino serem ligeiramente mais novos do que os do grupo de controlo (Tabela 4-12; $p < 0,01$), no momento inicial da intervenção (*baseline*) os três grupos experimentais (concêntrico, excêntrico e controlo) revelaram-se morfológicamente homogêneos, não se verificando diferenças significativas nas principais variáveis consideradas (Tabela 4-12). A manifestada diferença de idades pode ser atribuída ao acaso, uma vez que os sujeitos foram aleatoriamente distribuídos pelos três grupos experimentais. Deste modo, as alterações registadas após o período de intervenção podem ser atribuídas aos efeitos específicos dos estímulos de treino e não a qualquer diferença pré-existente no momento inicial.

Tabela 4-12 - Caracterização descritiva dos grupos experimentais que completaram o estudo. São apresentadas as principais variáveis morfológicas: Idade, altura, massa corporal, massa livre de gordura, comprimento de coxa, área de secção transversal anatómica do vasto externo e volume muscular do vasto externo (VE). São apresentados os valores médios \pm SD, obtidos no momento inicial de avaliação (*baseline*).

| | G. Concêntrico | G. Excêntrico | G. Controlo |
|--|------------------|------------------|-------------------|
| Idade (anos) | 21,6 \pm 3,5 | 19,0 \pm 1,2 | 26,6 \pm 5,2 ** |
| Altura (cm) | 174,5 \pm 4,5 | 175,6 \pm 4,1 | 177,8 \pm 5,3 |
| Massa Corporal (kg) | 71,0 \pm 6,9 | 67,0 \pm 4,8 | 75,7 \pm 10,4 |
| Massa Livre de Gordura (kg) | 56,2 \pm 4,8 | 54,3 \pm 3,1 | 63,3 \pm 6,6 |
| Massa Gorda (%) | 16,8 \pm 3,3 | 15,0 \pm 2,6 | 15,9 \pm 4,4 |
| Comprimento de Coxa (cm) | 47,5 \pm 2,6 | 48,0 \pm 1,8 | 49,0 \pm 1,7 |
| Ângulo de Penação – VE (°) | 15,5 \pm 1,6 | 15,2 \pm 1,6 | 17,0 \pm 2,9 |
| Comprimento do Fascículo - VE (cm) | 8,4 \pm 0,5 | 8,3 \pm 0,2 | 8,5 \pm 1,1 |
| Espessura Muscular – VE (cm) | 2,3 \pm 0,3 | 2,1 \pm 0,3 | 2,4 \pm 0,4 |
| Área de Secção Transversal – VE (cm ²) | 33,7 \pm 4,2 | 29,8 \pm 3,2 | 33,0 \pm 4,8 |
| Volume Muscular – VE (cm ³) | 724,8 \pm 81,1 | 651,3 \pm 50,0 | 741,4 \pm 123,4 |
| Tensão Específica (N.cm ⁻²) | 86,8 \pm 18,1 | 76,9 \pm 14,5 | 84,8 \pm 13,9 |

** Diferença significativa para os restantes grupos experimentais ($p < 0,01$)

4.3.2.2 Processo de Treino

A Tabela 4-13 resume os principais parâmetros de treino considerados no processo. A melhoria gradual da capacidade de produção de força muscular dos sujeitos da primeira para a última sessão (GConc: de 230,5 \pm 39,6 para 265,6 \pm 35,4 Nm, 15,3%, $p < 0,05$; GExc: de 311,1 \pm 49,8 para 364,2 \pm 88,4 Nm, 17,1%, $p < 0,01$) permitiu que o princípio progressão da carga fosse respeitado, ainda que o volume, traduzido no tempo sob tensão, tenha permanecido constante durante todo o processo de treino (entre os 50 e os 53,3 segundos por sessão de treino – para mais detalhes, consultar Metodologia, página 62, Tabela 3-2).

Tabela 4-13 - Parâmetros do processo de treino. São diferenciadas as variáveis momento de força e trabalho mecânico ao longo das 15 semanas de treino para os dois grupos de treino: concêntrico e excêntrico. São apresentados os valores médios \pm SD.

| | G. Concêntrico | G. Excêntrico |
|---|-------------------|----------------------|
| Sessões de Treino Cumpridas (n.º) | 42,7 \pm 1,1 | 42,9 \pm 1,4 |
| Sessões de Treino Cumpridas (%) | 94,9 \pm 2,5 | 95,3 \pm 3,0 |
| Volume de Treino por Sujeito – TST (s) | 2238,6 \pm 57,7 | 2248,9 \pm 70,8 |
| Momento de Força Inicial – 60°s ⁻¹ – 1ª Sessão Treino (Nm) | 230,5 \pm 39,6 | 311,1 \pm 49,8 *** |
| Momento de Força Final– 60°s ⁻¹ – 45ª Sessão Treino (Nm) | 265,6 \pm 35,4 | 364,2 \pm 88,4 *** |
| Momento de Força Médio – 90°s ⁻¹ – Mesociclo II (Nm) | 210,2 \pm 21,2 | 322,8 \pm 58,5 *** |
| Momento de Força Médio – 120°s ⁻¹ – Mesociclo III (Nm) | 194,3 \pm 19,4 | 334,0 \pm 51,4 *** |
| Momento de Força Médio – 150°s ⁻¹ – Mesociclo IV (Nm) | 182,4 \pm 21,6 | 354,9 \pm 79,5 *** |
| Momento de Força Médio – 180°s ⁻¹ – Mesociclo V (Nm) | 171,3 \pm 21,9 | 368,4 \pm 65,4 *** |
| Trabalho Mecânico por Sujeito (KJ) | 435,9 \pm 38,5 | 587,2 \pm 60,0 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo I (KJ) | 64,3 \pm 20,0 | 72,8 \pm 10,1 |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo II (KJ) | 75,4 \pm 11,1 | 98,4 \pm 8,2 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo III (KJ) | 89,5 \pm 8,5 | 116,8 \pm 12,2 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo IV (KJ) | 99,4 \pm 8,3 | 131,3 \pm 26,8 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo V (KJ) | 107,2 \pm 9,9 | 167,9 \pm 21,6 *** |

*** Diferença significativa para os restantes grupos experimentais ($p < 0,001$)

A intensidade das contrações musculares, traduzida na sobrecarga imposta ao músculo, foi, ao longo de todo o processo de treino, muito superior no treino excêntrico relativamente ao concêntrico. Em média, durante as 15 semanas de treino a intensidade das contrações excêntricas (momento de força produzido) foi 51,4% superior às concêntricas (GConc: 230,0 \pm 11,3 Nm, GExc: 348,3 \pm 18,6 Nm; $p < 0,00$). Esta condição foi verificada logo no primeiro microciclo de treino, com uma diferença relativa entre grupos de 31,4% (GConc: 247,8 \pm 30,5 Nm, GExc: 325,6 \pm 42,7 Nm; $p < 0,00$), sendo progressivamente acentuada, atingindo os 76,4% no último microciclo de treino (224,5 \pm 26,1 do GConc *versus* 396,0 \pm 66,8 Nm do GExc; Δ Abs: 171,5 Nm; $p < 0,00$).

Um comportamento semelhante foi observado no trabalho mecânico produzido ao longo do processo de treino. Embora ambos os grupos tenham apresentado uma

tendência de incremento do trabalho desenvolvido (Tabela 4-13), o grupo excêntrico desenvolveu, sempre, uma quantidade de trabalho mecânico significativamente superior (em média 35,8% mais que o grupo concêntrico; $p < 0,00$).

A Figura 4-14 apresenta as características da carga e trabalho mecânico associados a cada grupo de treino, ao longo das 15 semanas de intervenção.

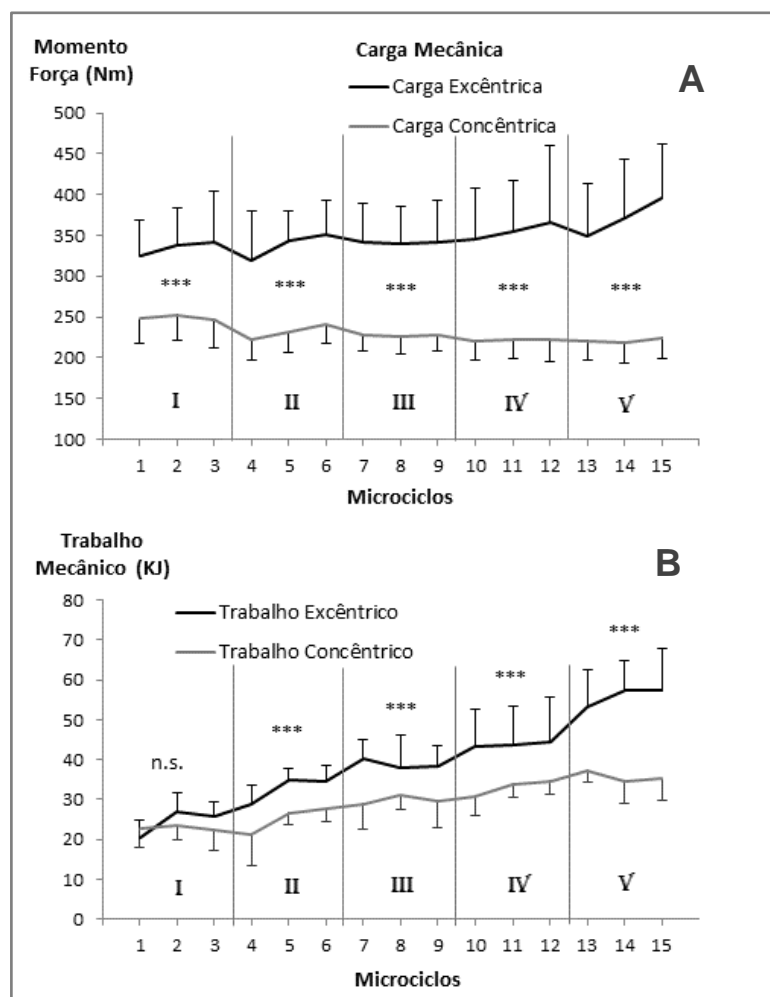


Figura 4-14 - Carga mecânica induzida (A) e trabalho mecânico produzido (B) nos 15 microciclos (3 sessões) de treino. As barras verticais indicam a transição de mesociclo, com a respectiva alteração da velocidade isocinética de treino – 60, 90, 120, 150 e 180 s^{-1} , respetivamente para os mesociclos I, II, III, IV e V. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (SEM). É ainda indicado o nível de significância estatístico para as diferenças entre os grupos concêntrico e excêntrico nos dois parâmetros de treino: *** $p < 0,001$; n.s. não significativo.

4.3.2.3 Morfologia e Arquitetura Muscular

A Tabela 4-14 reporta os resultados dos valores pré e pós treino para os três grupos experimentais, relativamente à espessura muscular. O processo de treino promoveu o aumento significativo da espessura muscular do vasto externo ($p=0,002$; $r = 0,5$), quer no grupo concêntrico ($\Delta\text{Conc} = 2,0$ mm; 8,4%; $p < 0,001$) quer no excêntrico ($\Delta\text{Exc} = 2,4$ mm; 11,1%; $p < 0,001$), sem que existisse poder estatístico de diferenciação entre ambos. Na comparação com o grupo de controlo, a dimensão do efeito do treino ($r = 0,70 - 0,71$) foi bastante elevada.

Tabela 4-14 - Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na espessura muscular do vasto externo, medida a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (*Kruskall-Wallis*), respetivos testes de post-hoc (*Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas.

| Espessura Muscular | | | | | | |
|--------------------|--------------------|--------------------|------------|--|------------------------------------|------------------------------------|
| Grupo | Pré-Treino (mm) | Pós-Treino (mm) | Δ % | Comparação entre Grupos | Post-hoc | |
| | | | | | Total | Parcial |
| G. Controlo | 24,4 \pm 4,2 | 24,4 \pm 4,6 | -0,1 | $\chi^2 = 12,28$ df = 2 $p = 0,002$ $r_{es} = 0,45$ | $p = 0,002$ ($r_{es} = 0,71$) | $p = 0,004$ ($r_{es} = 0,70$) |
| G. Concêntrico | 22,8 \pm 2,9 | 24,8 \pm 3,0 | 8,4 | | n.s. | |
| G. Excêntrico | 21,4 \pm 2,8 | 23,8 \pm 2,7 | 11,1 | | | |

p = nível de significância estatístico; r_{es} = Dimensão do Efeito

A Tabela 4-15 e a Tabela 4-16 reportam os resultados dos valores pré e pós treino para os três grupos experimentais, relativamente ao ângulo de penação e ao comprimento do fascículo. No grupo de treino concêntrico o ângulo de penação aumentou de $15,5 \pm 0,5^\circ$ para $17,0 \pm 0,5^\circ$ ($\Delta\text{AP} = 1,5^\circ$; 9,5%; $p = 0,000$). Os resultados da dimensão do efeito ($d=2,5$; $r_{es}= 0,9$) permitem afirmar que foi o estímulo concêntrico o responsável pelo aumento deste parâmetro de arquitetura muscular. O estímulo excêntrico não produziu qualquer alteração significativa no ângulo de penação, não existindo diferenças entre o grupo de treino excêntrico e o grupo de controlo.

Tabela 4-15 - Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) no ângulo de penação do vasto externo, medido a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de *post-hoc* (Scheffe) e indicadores da Dimensão do Efeito.

| Ângulo de Penação | | | | | | |
|-------------------|-------------------|-------------------|------------|--------------------------------------|---|------|
| Grupo | Pré-Treino (°) | Pós-Treino (°) | $\Delta\%$ | Comparação entre Grupos | Post-hoc | |
| | | | | | GConc | GExc |
| G. Controlo | 17,0 \pm 1,0 | 17,1 \pm 1,0 | 0,4 | F = 22,14 df = 2 p = 0,000 | p = 0,000 (d = 3,30) (r_{es} = 0,85) | n.s. |
| G. Concêntrico | 15,5 \pm 0,5 | 17,0 \pm 0,5 | 9,5 | η^2 = 0,64 Ω^2 = 0,62 | p = 0,000 (d = 2,48) | |
| G. Excêntrico | 15,2 \pm 0,5 | 15,0 \pm 0,5 | -1,1 | | (r _{es} = 0,85) | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Tabela 4-16 - Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) no comprimento do fascículo do vasto externo, medido a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de *post-hoc* (Scheffe) e indicadores da Dimensão do Efeito.

| Comprimento do Fascículo | | | | | | |
|--------------------------|-------------------|-------------------|------------|--------------------------------------|---|---|
| Grupo | Pré-Treino (°) | Pós-Treino (°) | $\Delta\%$ | Comparação entre Grupos | Post-hoc | |
| | | | | | GConc | GExc |
| G. Controlo | 84,9 \pm 9,5 | 84,5 \pm 11,4 | -0,5 | F = 31,21 df = 2 p = 0,000 | p = 0,012 (d = 1,49) (r_{es} = 0,60) | p = 0,000 (d = 3,12) (r_{es} = 0,84) |
| G. Concêntrico | 84,1 \pm 5,3 | 88,2 \pm 5,1 | 4,9 | η^2 = 0,71 Ω^2 = 0,69 | p = 0,000 (d = 2,59) | |
| G. Excêntrico | 83,1 \pm 7,3 | 94,0 \pm 8,7 | 13,1 | | (r _{es} = 0,79) | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Ao invés, no grupo de treino excêntrico o comprimento do fascículo aumentou de 83,1 \pm 7,3 mm para 94,0 \pm 8,7 mm (ΔCF = 10,9 mm; 13,1%; $p < 0,001$). Apesar do grupo de treino concêntrico ter, igualmente, evidenciado um aumento do comprimento do fascículo, uma análise dos resultados da dimensão do efeito ($d = 1,5$ versus $d = 3,1$; $r_{es} = 0,6$ versus $= 0,8$) permitem afirmar que foi o estímulo excêntrico o responsável pela maior alteração deste parâmetro de arquitetura muscular. Por outras palavras, o

estímulo excêntrico parece explicar em 71% as alterações no comprimento do fascículo, enquanto o estímulo concêntrico parece só poder explicar essas alterações em cerca de 36%.

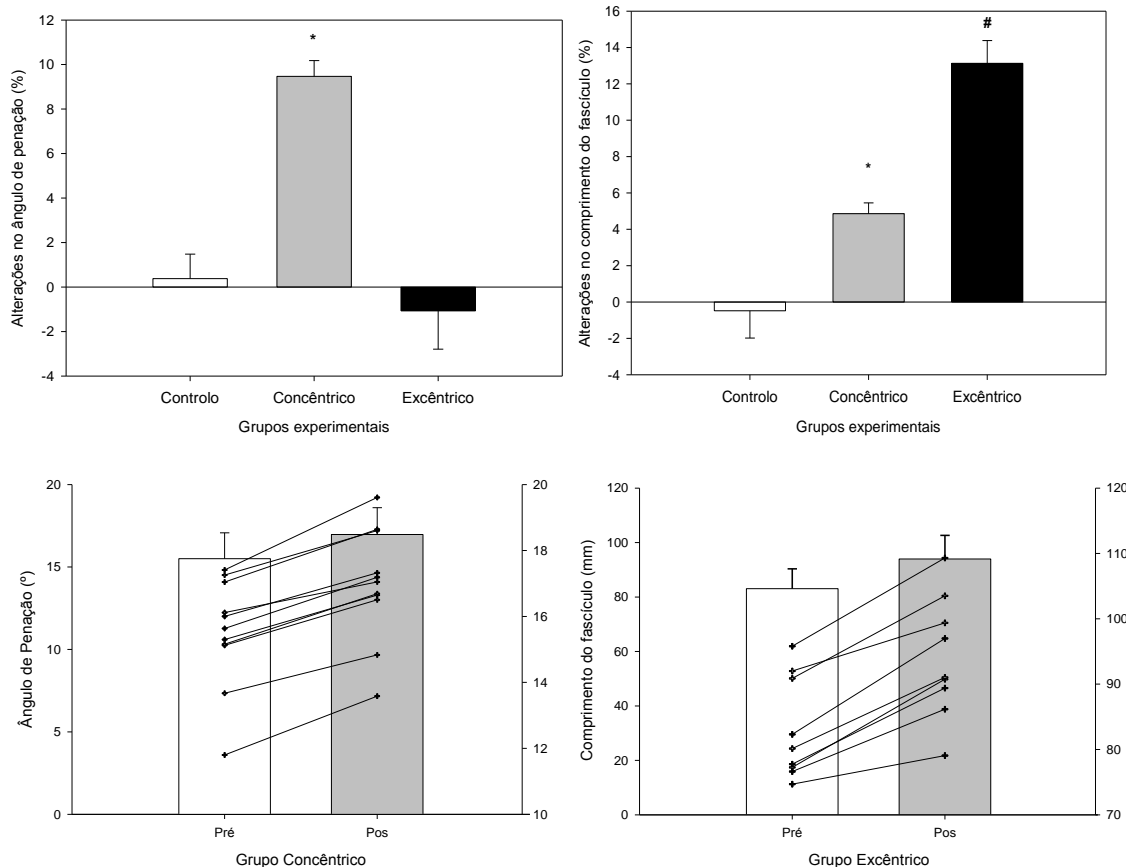


Figura 4-15 - Topo: Alterações relativas do ângulo de penação (esquerda) e comprimento do fascículo (direita) observadas nos três grupos experimentais. As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (SEM). *Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,001$); # Significativamente diferente dos restantes grupos experimentais. Baixo: Médias e desvio padrão dos valores do ângulo de penação do grupo de treino concêntrico (esquerda) e comprimento do fascículo do grupo de treino excêntrico (direita), antes e depois do processo de treino. De forma sobreposta estão representados os resultados de todos os sujeitos de ambos os grupos.

A Figura 4-15 salienta a especificidade e o sentido único das adaptações induzidas pelo treino concêntrico e excêntrico na geometria fascicular. Todos os sujeitos do grupo concêntrico ($n=11$) registaram um aumento do ângulo de penação, em linha com os ganhos médios do grupo. De igual forma, no grupo excêntrico, todos os sujeitos ($n=9$) evidenciaram um claro aumento do comprimento do fascículo.

A Tabela 4-17 apresenta os resultados obtidos nas variáveis morfológicas: área de secção transversal anatômica e volume muscular. De uma forma geral e como esperado, os resultados corroboram igualmente a resposta hipertrófica dos dois protocolos de treino. A área de secção transversal anatômica do vasto externo aumentou de $31,9 \pm 4,3$ para $34,2 \pm 4,0$ cm² (7,0%; $p < 0,001$), sem diferenças significativas entre os grupos de treino (Δ GConc: $1,8 \pm 0,5$ cm², 5,3%, $p < 0,001$; Δ GExc: $2,8 \pm 1,5$ cm², 9,5%, $p < 0,001$). Do mesmo modo, o volume muscular do vasto externo também aumentou em ambos os grupos, de $691,7 \pm 78,0$ para $754,8 \pm 80,2$ cm³ (9,1%; $p < 0,001$), mas evidenciando diferenças significativas entre grupos de treino (Tabela 4-17). Em consequência destas adaptações na morfologia do vasto externo e nas verificadas nos parâmetros de arquitetura muscular, a área de secção transversal fisiológica do vasto externo (ASTF-VE) aumentou de $89,9 \pm 12,2$ para $92,8 \pm 11,7$ cm² (3,2%; $p < 0,05$) no grupo de treino concêntrico, tendo diminuído ligeiramente de grupo de treino excêntrico (de $81,9 \pm 9,1$ para $80,5 \pm 9,0$ cm², Δ Exc: -1,8%).

Tabela 4-17- Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na Área de Secção Transversal Anatômica (ASTA), Volume Muscular (Volume) e Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF). São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de post-hoc (*Scheffe*) e indicadores da Dimensão do Efeito.

| Grupo | ASTA (cm ²) | | Volume (cm ³) | | ASTF (cm ²) | |
|-------------------------|---|----------------|--|-------------------|--|-----------------|
| | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino |
| G.Controlo | 32,96 \pm 4,8 | 32,9 \pm 5,6 | 741,4 \pm 123,4 | 736,4 \pm 143,7 | 91,4 \pm 10,6 | 91,0 \pm 10,4 |
| | Δ %: -0,3 | | Δ %: -0,7 | | Δ %: -0,4 | |
| G.Concêntrico | 33,7 \pm 4,2 | 35,5 \pm 4,3 | 724,8 \pm 81,1 | 780,0 \pm 87,8 | 89,9 \pm 12,3 | 92,8 \pm 11,7 |
| | Δ %: 5,3 | | Δ %: 7,6 | | Δ %: 3,2 | |
| G.Excêntrico | 29,8 \pm 3,2 | 32,6 \pm 3,0 | 651,3 \pm 50,0 | 723,9 \pm 56,2 | 81,9 \pm 9,1 | 80,5 \pm 9,1 |
| | Δ %: 9,5 | | Δ %: 11,1 | | Δ %: -1,8 | |
| Comparação entre Grupos | F = 10,58 df= 2; 11,95 $p = 0,002$ $\Omega^2 = 0,41$ | | F = 21,61 df= 2 $p = 0,000$ $\eta^2 = 0,63$ $\Omega^2 = 0,61$ | | F = 4,32 df= 2 $p = 0,03$ $\eta^2 = 0,26$; $\Omega^2 = 0,22$ | |
| Post-hoc | $p=0,008$ $d=1,99$ $r_{es}=0,71$ | | $p=0,000$ $d=2,64$ $r_{es}=0,80$ | | ns | |
| | Controlo – Concêntrico | | Controlo – Concêntrico | | Controlo – Concêntrico | |
| Post-hoc | $p=0,002$ $d=2,11$ $r_{es}=0,73$ | | $p=0,000$ $d=2,52$ $r_{es}=0,78$ | | ns | |
| | Controlo – Excêntrico | | Controlo – Excêntrico | | Controlo – Excêntrico | |
| Post-hoc | ns | | ns | | $p=0,033$ $d= 1,10$ $r_{es}= 0,48$ | |
| | Concêntrico – Excêntrico | | Concêntrico – Excêntrico | | Concêntrico – Excêntrico | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão Descritiva do Efeito; r_{es} = Dimensão Inferencial do Efeito

A análise das adaptações inter-regionais do vasto externo (regiões proximal, média e distal) revelou uma tendência para um aumento da área de secção transversal e do volume muscular da zona proximal para a zona distal, com o maior aumento a verificar-se a 75% do comprimento do músculo, independentemente do estímulo de treino aplicado (Figura 4-16). Apesar de este comportamento ser uma adaptação idêntica aos dois modos de contração, o treino excêntrico promoveu uma superior hipertrofia a nível proximal quando comparado com o treino concêntrico ($\Delta\text{Conc} = 0,8 \text{ cm}^2$, 3,0%; $\Delta\text{Exc} = 2,0 \text{ cm}^2$, 8,4%; $p < 0,01$).

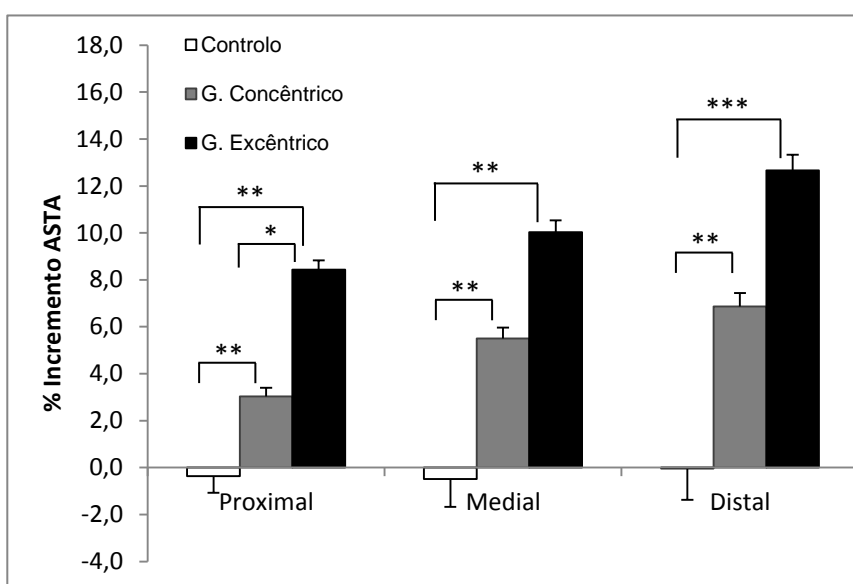


Figura 4-16 - Alterações relativas na área de secção transversal anatómica do vasto externo nas regiões proximal, média e distal, observadas nos três grupos experimentais. As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (SEM). Foram observadas diferenças entre os dois modos de contração a 25% do comprimento do músculo (região proximal), com ganhos superiores no grupo excêntrico. Os asteriscos representam as diferenças verificadas entre grupos experimentais, com diferentes níveis de significância estatística: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

4.3.2.4 Alterações nas Características de Produção de Força

O processo de treino induziu um aumento da capacidade de produção de força dos músculos extensores do joelho ($p < 0,001$), mas sem manifestar poder estatístico para diferenciar os dois modos de contração (concêntrico versus excêntrico; $p = 0,654$). O momento máximo de força de extensão do joelho, obtido no ângulo ótimo, aumentou de $290,7 \pm 45,0$ para $383,8 \pm 56,1$ Nm ($p < 0,01$) no grupo concêntrico e de $231,0 \pm 26,6$ para $323,0 \pm 40,2$ Nm ($p < 0,01$) no grupo excêntrico. Não foram observadas quaisquer alterações no grupo de controlo (Δ Controlo: $-2,0$ Nm, $-0,7\%$, $p = 0,452$). Os ganhos absolutos observados nos grupos de treino representam adaptações relativas de $32,0 \pm 5,1\%$ e $39,8 \pm 4,4\%$ respetivamente para o grupo concêntrico e excêntrico (Figura 4-17).

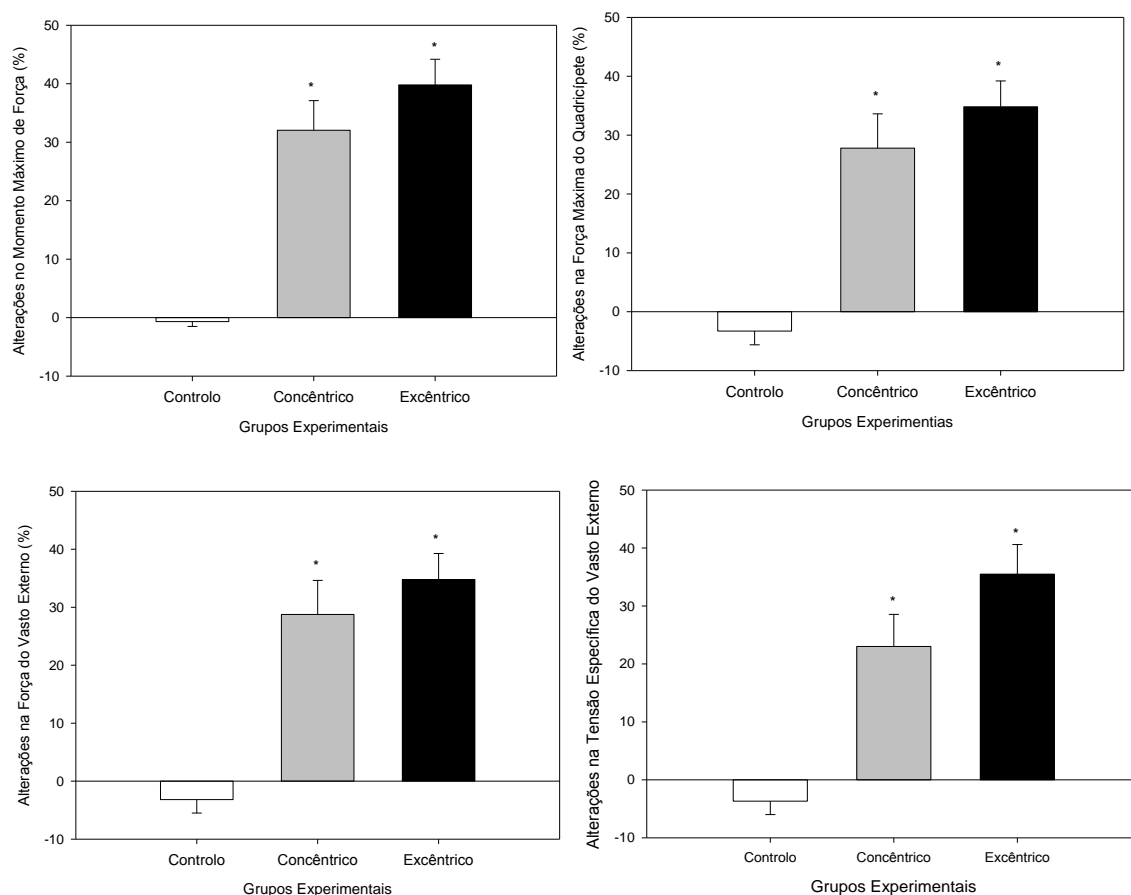


Figura 4-17 - Alterações relativas da capacidade de produção de força: momento máximo de extensão, força máxima do quadrícepite, força dos fascículos do vasto externo e tensão específica do vasto externo, observadas nos três grupos experimentais. As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (SEM). * Significativamente diferente do grupo de controlo, $p < 0,001$).

Embora tenha existido uma tendência de adaptação dos níveis de ativação voluntária dos agonistas e da co-ativação antagonista, estas não se mostraram suficientemente consistentes para obter um significado estatístico ($p = 0,555$; Tabela 4-18). Do mesmo modo, não se verificaram alterações no ângulo articular ótimo de produção de força, nem do braço de momento do tendão patelar (Tabela 4-18). A correção do momento máximo de extensão para todos estes fatores devolveu um aumento da força máxima transmitida ao tendão de $27,8 \pm 5,9\%$ no grupo concêntrico e de $34,8 \pm 4,4\%$ no grupo excêntrico ($p < 0,001$). Relativamente à capacidade de produção de força do vasto externo, tendo em consideração a orientação das suas fibras musculares (fascículos), foram verificados incrementos de idênticas dimensões (ΔG_{Conc} : $28,8 \pm 5,9\%$; ΔG_{Exc} : e $34,8 \pm 4,5\%$; $p < 0,01$). Do mesmo modo, a tensão específica registou um aumento significativo após o treino, com dimensão idêntica nos dois grupos de treino (ΔG_{Conc} : $23,0 \pm 5,6\%$; ΔG_{Exc} : e $35,5 \pm 5,1\%$; $p < 0,01$; Figura 4-17). Estes resultados podem ser melhor observados na Tabela 4-17. Não se registaram quaisquer alterações nas características de produção de força dos elementos do grupo de controlo ($p > 0,05$) (Tabela 4-18).

Tabela 4-18 - Alterações absolutas e relativas das características de produção de força: momento máximo de extensão, força máxima transmitida ao tendão, força dos fascículos do vasto externo e ângulo ótimo, antes e após o processo de treino. São ainda apresentadas as adaptações nas variáveis usadas para calcular a força máxima transmitida ao tendão: nível ativação voluntária, co-ativação antagonista e braço de momento do tendão patelar. São apresentados os valores médios \pm SD. Entre parêntesis é apresentado o erro padrão da média (SEM).

| Tabela 4-18 (início) | Grupo | Pré-Treino | Pós-Treino | Δ % |
|--|-------------------|-------------------------|-------------------------|---------------------------|
| Momento Máximo de Extensão (Nm) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | 290,7 \pm 45,0 (13,6) | 383,8 \pm 56,1 (16,9) | 32,0 \pm 16,8 (5,6) *** |
| | Grupo Excêntrico | 231,0 \pm 26,6 (8,9) | 323,0 \pm 40,2 (13,4) | 39,8 \pm 13,2 (4,4) *** |
| | Grupo Controlo | 298,0 \pm 28,9 (10,2) | 296,0 \pm 30,2 (10,7) | -0,7 \pm 2,3 (0,8) |
| Ângulo Ótimo (°) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | 78,6 \pm 6,1 (1,9) | 79,1 \pm 5,1 (1,6) | 0,0 \pm 8,9 (2,7) |
| | Grupo Excêntrico | 75,0 \pm 4,7 (1,6) | 76,7 \pm 7,1 (2,4) | 2,2 \pm 12,3 (4,1) |
| | Grupo Controlo | 73,8 \pm 4,2 (1,5) | 73,1 \pm 5,0 (1,8) | -0,9 \pm 3,8 (1,4) |
| Ativação Voluntária (%) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | 94,0 \pm 2,5 (0,8) | 95,7 \pm 1,7 (0,5) | 1,8 \pm 2,2 (0,7) |
| | Grupo Excêntrico | 94,1 \pm 2,6 (0,9) | 96,0 \pm 1,3 (0,5) | 2,0 \pm 2,7 (0,9) |
| | Grupo Controlo | 93,7 \pm 1,9 (0,6) | 93,5 \pm 1,8 (0,6) | -0,3 \pm 2,1 (0,8) |

Tabela 4-18 (continuação)

| | | | |
|---|-------------------|--------------------|-----------------------|
| Co-ativação Antagonista (%) | | | |
| Grupo Concêntrico | 13,4 ± 1,7 (0,5) | 11,2 ± 1,6 (0,5) | -16,0 ± 12,7 (3,8) |
| Grupo Excêntrico | 14,4 ± 2,3 (0,8) | 13,8 ± 2,0 (0,7) | -4,0 ± 3,9 (1,3) |
| Grupo Controle | 15,2 ± 3,1 (1,1) | 15,2 ± 2,3 (0,9) | -0,1 ± 18,4 (6,5) |
| Braço de Momento do Tendão Patelar (cm) | | | |
| Grupo Concêntrico | 3,7 ± 0,2 (0,1) | 3,7 ± 0,2 (0,1) | 0,6 ± 1,4 (0,4) |
| Grupo Excêntrico | 3,6 ± 0,1 (0,1) | 3,6 ± 0,1 (0,0) | 0,6 ± 3,5 (1,1) |
| Grupo Controle | 3,8 ± 0,2 (0,1) | 3,8 ± 0,2 (0,1) | 0,0 ± 1,8 (0,6) |
| Força Máxima Transmitida ao Tendão (KN) | | | |
| Grupo Concêntrico | 7,4 ± 1,2 (0,4) | 9,4 ± 1,3 (0,4) | 27,8 ± 19,3 (5,8) *** |
| Grupo Excêntrico | 6,0 ± 0,6 (0,2) | 8,0 ± 1,0 (0,3) | 34,8 ± 13,2 (4,4) *** |
| Grupo Controle | 7,3 ± 0,8 (0,3) | 7,0 ± 1,0 (0,4) | -3,3 ± 6,6 (2,3) |
| Força Máxima Vasto Externo (KN) | | | |
| Grupo Concêntrico | 2,6 ± 0,4 (0,1) | 3,4 ± 0,5 (0,1) | 28,8 ± 19,5 (5,9) *** |
| Grupo Excêntrico | 2,1 ± 0,2 (0,08) | 2,8 ± 0,4 (0,1) | 34,8 ± 13,5 (4,5) *** |
| Grupo Controle | 2,6 ± 0,3 (0,1) | 2,5 ± 0,4 (0,1) | -3,2 ± 6,6 (2,3) |
| Tensão Específica (Ncm ⁻²) | | | |
| Grupo Concêntrico | 83,6 ± 17,3 (5,2) | 102,9 ± 17,1 (5,2) | 23,0 ± 18,4 (5,6) *** |
| Grupo Excêntrico | 74,2 ± 14,3 (4,8) | 100,6 ± 12,0 (4,0) | 35,5 ± 15,3 (5,1) *** |
| Grupo Controle | 81,0 ± 13,8 (4,9) | 78,0 ± 11,7 (4,1) | -3,7 ± 6,6 (2,3) |

*** Significativamente diferente do grupo de controle ($p < 0,01$); # Significativamente diferente entre grupos de treino ($p < 0,01$).

Relação Força – Comprimento

Após 15 semanas de treino de força, o momento máximo isométrico de extensão do joelho aumentou ao longo da amplitude articular avaliada (30-100° de flexão do joelho), embora com proporções diferenciadas em função do ângulo articular (ΔG_{Conc} : 5,1 – 39,6%; ΔG_{Exc} : 12,0 – 48,7%). No grupo de controle não se observaram alterações significativas do momento máximo isométrico registado em qualquer ângulo da amplitude articular definida ($\Delta G_{\text{Controle}}$: -0,7 – 0,8%, n.s.). Nos grupos de treino, os aumentos mais significativos ocorreram ao redor do ângulo ótimo (80° no GConc e 85° no GExc), apresentando ambos uma tendência para um ganho progressivamente menor à medida que a condição mecânica (posição angular) se afasta do comprimento muscular ótimo, ou seja, na direção das extremidades da curva momento-ângulo. Em virtude das alterações verificadas, o processo de treino provocou um desvio do ângulo ótimo em direção à máxima flexão, ou seja, para comprimentos fasciculares mais pronunciados (5° no grupo concêntrico – dos 75 para os 80° – 6,7%; e 10° no excêntrico – dos 70 para os 80° – 14,3%). No grupo de treino

concêntrico, o maior ganho (absoluto e relativo) do momento de força isométrico ocorreu no ângulo ótimo ($\angle 80^\circ$; ΔAbs : 105,6 Nm; $\Delta\%$: 39,6%; $p < 0,001$). Curiosamente, no grupo excêntrico, a maior alteração ocorreu no ângulo de 85° , uma posição angular à direita do ângulo ótimo e que induz comprimentos fasciculares mais pronunciados ($\angle 85^\circ$; ΔAbs : 96,0 Nm; $\Delta\%$: 48,7%; $p < 0,001$).

Em ambos os grupos, os menores ganhos foram verificados nas extremidades da curva momento-ângulo, embora em sentidos opostos. Na posição angular que promove maior alongamento muscular (100°), o grupo excêntrico não apresentou alterações significativas, apesar de manter a tendência de aumento manifestada na restante amplitude articular ($\Delta\text{Exc}100^\circ$: $12,0 \pm 8,7\%$, $p = 0,198$). Contrariamente, o grupo concêntrico obteve os menores ganhos do momento máximo isométrico nos ângulos iniciais da componente ascendente da curva, não tendo registado, inclusive, alterações significativas nas duas posições angulares iniciais, correspondentes às condições de maior encurtamento muscular ($\Delta\text{Conc}30^\circ$: $5,1 \pm 3,5\%$, $p = 0,172$; $\Delta\text{Conc}40^\circ$: $7,6 \pm 4,2\%$, $p = 0,076$).

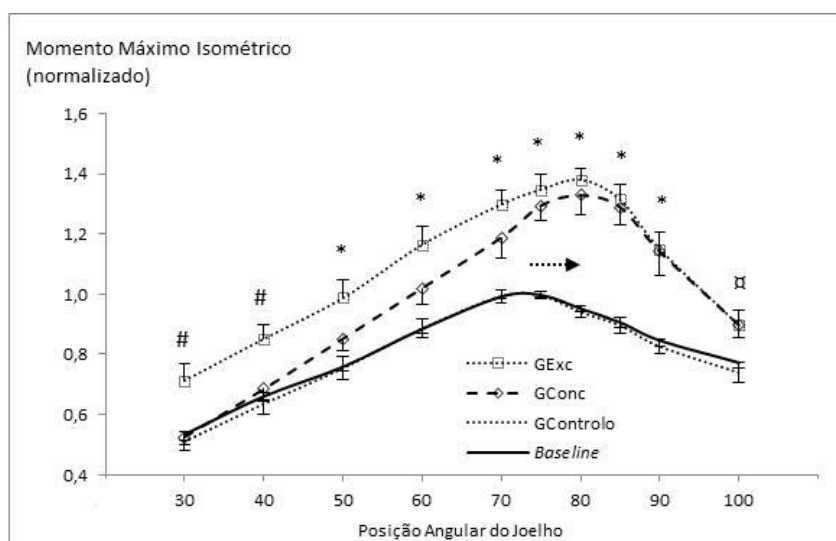


Figura 4-18 - Relação momento de força – ângulo antes (baseline) e após (GExc, GConc e GControlo) o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (SEM), normalizados ao máximo individual registado no momento inicial de avaliação. A seta salienta o deslocamento do ângulo ótimo para a direita, nos grupos de treino concêntrico (GConc) e excêntrico (GExc). São ainda apresentadas as diferenças entre grupos: *Significativamente diferente para os grupos de treino relativamente à *baseline* e GControlo ($p < 0,001$); # Significativamente diferente apenas para o grupo de treino excêntrico ($p < 0,05$); □ Significativamente diferente apenas para o grupo de treino concêntrico ($p < 0,05$).

Relação Força – Velocidade

As adaptações induzidas pelo treino na relação momento de força – velocidade angular (a partir de agora identificada como relação ou curva momento-velocidade) são apresentadas na Figura 4-19. A respetiva análise permitiu observar um efeito significativo da velocidade sobre o momento de força ($p < 0,001$), nos dois momentos de avaliação e nos três grupos experimentais. O efeito do treino foi manifestado num aumento significativo do momento produzido em todas as velocidades angulares analisadas, à exceção da velocidade de $-180^{\circ}\text{s}^{-1}$, onde apenas o grupo de treino excêntrico evidenciou uma capacidade adaptativa positiva (ΔGExc_{-180} : $44,0 \pm 8,7\%$, $p < 0,001$). No grupo de controlo, não foram observadas quaisquer alterações entre os dois momentos de avaliação (*baseline* e após 15 semanas). No grupo de treino excêntrico, os aumentos mais significativos ocorreram nas contrações de velocidades excêntricas (entre 40,0 e 45,7%; $p < 0,001$), enquanto o grupo de treino concêntrico obteve o maior ganho na condição de contração isométrica ($\Delta\text{Conc}_{\text{isom}}$: $32,0 \pm 5,1\%$). Apesar da sua condição de treino exigir exclusivamente contrações concêntricas, o grupo concêntrico evidenciou, igualmente, alterações positivas na componente excêntrica da curva momento-velocidade, à exceção da velocidade mais elevada (ΔConc_{-180} : $15,5 \pm 10,2\%$, $p = 0,090$). Não se verificaram diferenças significativas entre os grupos de treino na componente concêntrica da curva momento-velocidade (ΔGConc : 12,3 – 24,9%; ΔGExc : 16,2 – 31,4%; $p > 0,112$).

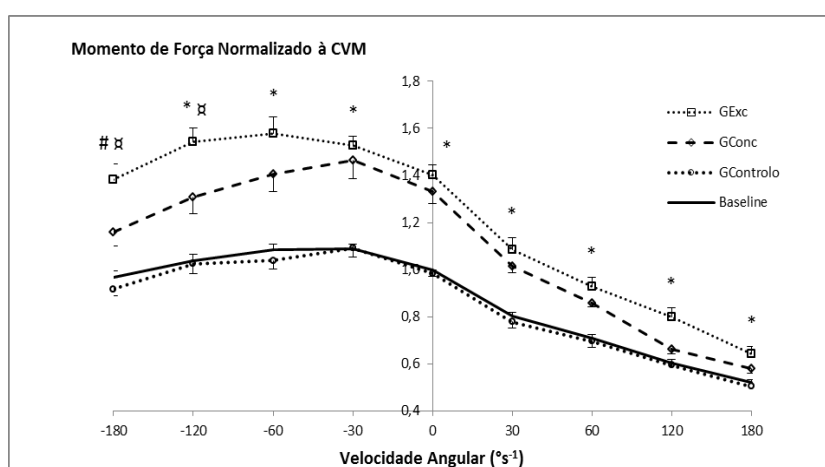


Figura 4-19 - Relação momento de força – velocidade angular, antes (*baseline*) e após (GExc, GConc e GControlo) o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (*SEM*), normalizados ao máximo individual registado no momento inicial de avaliação. Estão também evidenciadas as diferenças entre grupos: *Significativamente diferente para os grupos de treino relativamente à *baseline* e GControlo ($p \leq 0,001$); # Significativamente diferente entre os grupos excêntrico e controlo ($p < 0,001$); \boxtimes Significativamente diferente entre os grupos concêntrico e excêntrico ($p < 0,05$).

4.3.2.5 Alterações na Capacidade Funcional

A apresenta as variáveis consideradas durante a execução do *Single Leg Jump* (SLJ), antes e após o processo de treino. Em ambos os grupos de treino observou-se uma melhoria do desempenho funcional, manifestada nos aumentos significativos da velocidade de saída (ΔG_{Conc} : $9,7 \pm 6,9\%$, $p < 0,001$; ΔG_{Exc} : $15,1 \pm 6,0\%$, $p < 0,001$) e da altura de salto atingida (ΔG_{Conc} : $20,0 \pm 15,5\%$, $p < 0,001$; ΔG_{Exc} : $32,7 \pm 14,0$, $p < 0,001$).

Ainda que não se refletisse em diferenças significativas da altura de salto (desempenho funcional) relativamente ao grupo concêntrico, o treino excêntrico promoveu adaptações positivas nos momentos de força e potências articulares gerados (Tabela 4-19). A componente vertical das forças de reação do apoio aumentou após o treino excêntrico (ΔF_z : $11,6 \pm 4,0\%$, $p < 0,001$), bem como os momentos de força da anca (ΔMF_{Anca} : $23,9 \pm 18,8$, $p < 0,05$), do joelho ($\Delta MF_{\text{joelho}}$: $9,5 \pm 8,8$, $p < 0,05$) e do tornozelo ($\Delta MF_{\text{tornozelo}}$: $17,0 \pm 18,8$, $p < 0,001$). Além disso, foram ainda observadas, alterações positivas no *stiffness* vertical do membro inferior ($\Delta \text{Stiffness}$: $10,2 \pm 5,7\%$, $p < 0,05$) e nos perfis de potência articulares, tanto na fase de absorção como na de propulsão (Figura 4-20).

Tabela 4-19 -Alterações absolutas e relativas nos parâmetros cinéticos e cinemáticos obtidos no teste de desempenho funcional: Single Leg Jump (SLJ), antes e após o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm SD (SEM).

| Tabela 4-19 (início) | | | | |
|--|-------------------|----------------------|----------------------|---------------------------|
| Variável | Grupo | Pré-Treino | Pós-Treino | Δ % |
| Velocidade de Saída (ms^{-1}) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | $1,8 \pm 0,2$ (0,05) | $2,0 \pm 0,1$ (0,04) | $9,7 \pm 6,9$ (2,1) *** |
| | Grupo Excêntrico | $1,7 \pm 0,1$ (0,03) | $2,0 \pm 0,1$ (0,05) | $15,1 \pm 6,0$ (2,0) *** |
| | Grupo Controlo | $1,8 \pm 0,1$ (0,05) | $1,8 \pm 0,1$ (0,05) | $-1,0 \pm 2,1$ (0,7) |
| Altura de Salto (cm) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | $16,9 \pm 2,8$ (0,8) | $20,3 \pm 2,4$ (0,7) | $20,0 \pm 15,5$ (4,7) *** |
| | Grupo Excêntrico | $14,6 \pm 1,7$ (0,6) | $19,4 \pm 2,8$ (0,9) | $32,7 \pm 14,0$ (4,7) *** |
| | Grupo Controlo | $16,6 \pm 2,4$ (0,9) | $16,2 \pm 2,4$ (0,9) | $-2,0 \pm 4,0$ (1,4) |

Tabela 4-19 (continuação)

| | | | | |
|--|-------------------|--------------------|--------------------|-----------------------------|
| Força Reação do Apoio - Fz (N/kg) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | 18,6 ± 3,0 (0,9) | 19,5 ± 1,6 (0,5) | 5,1 ± 18,7 (5,6) |
| | Grupo Excêntrico | 18,2 ± 1,0 (0,3) | 20,4 ± 1,6 (0,5) | 11,7 ± 4,0 (1,3) *** |
| | Grupo Controle | 17,9 ± 4,3 (1,5) | 18,2 ± 4,1 (1,5) | 1,7 ± 3,8 (1,3) |
| Deslocamento Vertical do CG (m) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | 0,37 ± 0,05 (0,02) | 0,38 ± 0,05 (0,02) | 1,3 ± 13,7 (4,1) |
| | Grupo Excêntrico | 0,37 ± 0,04 (0,01) | 0,37 ± 0,04 (0,01) | 1,3 ± 4,6 (1,5) |
| | Grupo Controle | 0,39 ± 0,05 (0,02) | 0,39 ± 0,05 (0,02) | 0,1 ± 6,0 (2,1) |
| Momentos de Força Articulares (Nm/kg) | | | | |
| Anca | Grupo Concêntrico | 3,2 ± 0,6 (0,2) | 3,5 ± 0,5 (0,2) | 12,0 ± 19,7 (5,9) |
| | Grupo Excêntrico | 2,7 ± 0,6 (0,2) | 3,4 ± 0,6 (0,2) | 23,9 ± 18,8 (6,2) * |
| | Grupo Controle | 3,4 ± 0,8 (0,3) | 3,5 ± 0,8 (0,3) | 1,7 ± 6,1 (2,2) |
| Joelho | Grupo Concêntrico | 2,7 ± 0,4 (0,1) | 2,8 ± 0,4 (0,1) | 1,9 ± 11,1 (3,4) |
| | Grupo Excêntrico | 2,2 ± 0,2 (0,06) | 2,5 ± 0,3 (0,08) | 9,5 ± 8,8 (2,9) * |
| | Grupo Controle | 2,6 ± 0,5 (0,2) | 2,6 ± 0,4 (0,2) | -2,7 ± 8,3 (2,9) |
| Tornozelo | Grupo Concêntrico | 1,9 ± 0,2 (0,05) | 1,9 ± 0,3 (0,09) | 3,7 ± 11,7 (3,5) |
| | Grupo Excêntrico | 1,9 ± 0,3 (0,1) | 2,3 ± 0,2 (0,06) | 17,0 ± 18,8 (6,3) *** |
| | Grupo Controle | 1,9 ± 0,3 (0,1) | 1,9 ± 0,3 (0,1) | 0,08 ± 5,6 (2,0) |
| Potências Articulares Negativas (W/kg) | | | | |
| Anca | Grupo Concêntrico | -7,6 ± 1,6 (0,5) | -8,5 ± 2,5 (0,8) | 12,2 ± 24,0 (7,2) |
| | Grupo Excêntrico | -5,2 ± 1,8 (0,6) | -6,6 ± 2,3 (0,8) | 26,1 ± 24,9 (8,3) |
| | Grupo Controle | -7,4 ± 2,6 (0,7) | -7,4 ± 2,5 (0,9) | -0,9 ± 16,6 (5,9) |
| Joelho | Grupo Concêntrico | -7,3 ± 1,6 (0,5) | -7,9 ± 2,9 (0,9) | 8,3 ± 25,5 (7,7) |
| | Grupo Excêntrico | -4,9 ± 1,8 (0,6) | -6,1 ± 2,0 (0,7) | 23,5 ± 21,6 (7,2) ### |
| | Grupo Controle | -7,3 ± 2,4 (0,9) | -7,2 ± 2,4 (0,9) | -0,9 ± 3,2 (1,1) |
| Tornozelo | Grupo Concêntrico | -0,6 ± 0,3 (0,09) | -0,6 ± 0,3 (0,1) | 1,7 ± 28,4 (9,5) |
| | Grupo Excêntrico | -0,8 ± 0,4 (0,1) | -1,1 ± 0,6 (0,2) | 38,1 ± 22,8 (7,6) ### |
| | Grupo Controle | -1,5 ± 2,4 (0,8) | -1,5 ± 2,4 (0,8) | -0,2 ± 3,6 (1,3) |
| Potências Articulares Positivas (W/kg) | | | | |
| Anca | Grupo Concêntrico | 8,6 ± 1,5 (0,5) | 9,6 ± 1,9 (0,6) | 11,8 ± 22,8 (6,9) |
| | Grupo Excêntrico | 6,9 ± 1,9 (0,7) | 9,1 ± 2,3 (0,8) | 31,5 ± 20,0 (6,7) ** |
| | Grupo Controle | 8,6 ± 2,8 (1,0) | 8,5 ± 2,6 (0,9) | -0,8 ± 6,8 (2,4) |
| Joelho | Grupo Concêntrico | 16,5 ± 3,0 (0,9) | 18,8 ± 2,6 (0,8) | 13,9 ± 7,6 (2,3) |
| | Grupo Excêntrico | 14,7 ± 2,2 (0,7) | 17,0 ± 2,5 (0,8) | 15,6 ± 11,4 (3,8) ** |
| | Grupo Controle | 16,8 ± 3,0 (1,1) | 16,7 ± 2,8 (1,0) | -0,7 ± 6,5 (2,3) |
| Tornozelo | Grupo Concêntrico | 13,3 ± 3,3 (1,0) | 12,3 ± 2,7 (0,8) | -7,3 ± 13,8 (4,2) |
| | Grupo Excêntrico | 11,9 ± 1,9 (0,6) | 15,0 ± 1,5 (0,5) | 25,8 ± 22,5 (7,5) ** ### |
| | Grupo Controle | 12,0 ± 2,6 (0,9) | 12,1 ± 2,9 (1,0) | 1,4 ± 5,2 (1,9) |
| Stiffness Vertical (KN/m) | | | | |
| | Grupo Concêntrico | 3,7 ± 1,1 (0,3) | 3,8 ± 1,0 (0,1) | 4,7 ± 23,2 (7,0) |
| | Grupo Excêntrico | 3,4 ± 0,5 (0,2) | 3,7 ± 0,7 (0,2) | 10,2 ± 5,7 (1,9) # |
| | Grupo Controle | 3,5 ± 1,0 (0,4) | 3,6 ± 1,0 (0,4) | 2,0 ± 4,7 (1,7) |

Tabela 4-19 (continuação)

| Stiffness Articular (Nm/°) | | | | |
|----------------------------|-------------------|------------------|------------------|-----------------------|
| Anca | Grupo Concêntrico | 2,5 ± 0,6 (0,2) | 2,8 ± 0,8 (0,2) | 10,6 ± 19,0 (5,7) |
| | Grupo Excêntrico | 2,5 ± 0,9 (0,3) | 2,7 ± 0,6 (0,2) | 10,0 ± 24,0 (8,0) |
| | Grupo Controle | 2,8 ± 1,0 (0,3) | 2,8 ± 0,9 (0,3) | -0,8 ± 5,0 (1,8) |
| Joelho | Grupo Concêntrico | 2,5 ± 0,6 (0,2) | 2,6 ± 0,9 (0,3) | 5,5 ± 25,5 (7,7) |
| | Grupo Excêntrico | 2,0 ± 0,2 (0,06) | 2,2 ± 0,3 (0,1) | 9,8 ± 13,1 (4,4) |
| | Grupo Controle | 2,4 ± 0,8 (0,3) | 2,4 ± 0,7 (0,2) | -0,4 ± 9,8 (3,5) |
| Tornozelo | Grupo Concêntrico | 2,3 ± 0,5 (0,1) | 2,5 ± 0,9 (0,3) | 5,8 ± 27,2 (8,2) |
| | Grupo Excêntrico | 2,2 ± 0,4 (0,2) | 2,5 ± 0,2 (0,07) | 15,5 ± 25,3 (8,5) * # |
| | Grupo Controle | 2,3 ± 0,7 (0,3) | 2,4 ± 0,8 (0,3) | 1,3 ± 3,6 (1,3) |

Diferenças significativas relativas ao grupo de controle (* $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$)
Diferenças significativas entre grupos de treino (# $p < 0,05$, ### $p < 0,001$)

Na Figura 4-20 é possível observar o comportamento adaptativo das potências articulares geradas durante a fase de apoio dos SLJ, antes e após o processo de intervenção. Os dados correspondem a um elemento representativo de cada grupo de treino, e denotam as diferentes adaptações em função do estímulo de treino induzido. Para uma melhor visualização foi excluído o exemplo representativo da amostra de controle, grupo que não apresentou qualquer alteração relativamente ao momento inicial de avaliação.

Relativamente aos *stiffness* articulares, calculados através do quociente entre os momentos de força articulares e o deslocamento angular da respetiva articulação, foi observada uma tendência de incremento após o treino em todas as articulações do membro inferior, indicando que, para idênticos deslocamentos angulares, são gerados maiores momentos de força. Contudo, esta alteração apenas obteve significado estatístico na articulação do tornozelo no grupo de treino excêntrico ($\Delta Stiff_{Tornoz.}$: 15,5 ± 25,3%, $p < 0,05$).

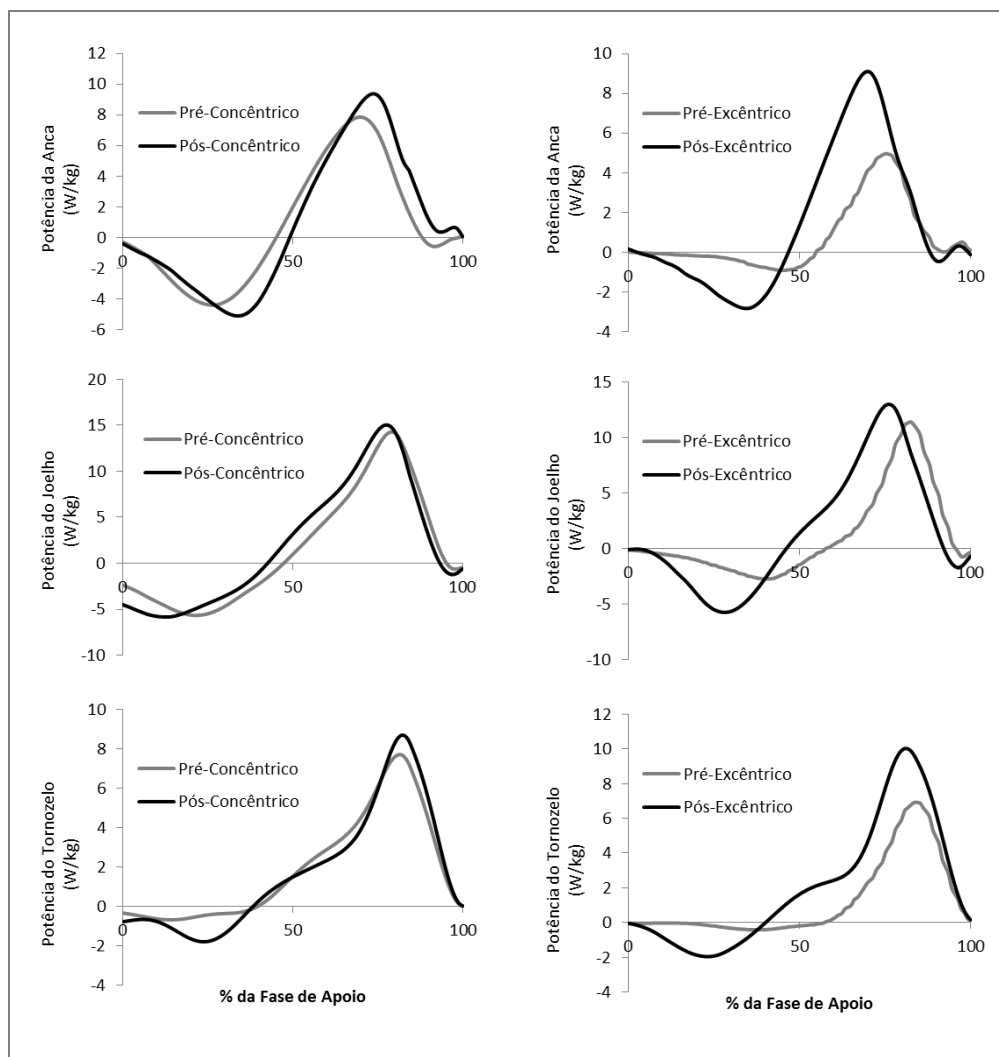


Figura 4-20 - Representação gráfica da potência articular da anca (nível 1), joelho (nível 2) e tornozelo (nível 3), antes e após o treino de força concêntrico (coluna da esquerda) e excêntrico (coluna da direita). Os dados apresentados pertencem a um elemento representativo de cada grupo experimental e representam as adaptações médias verificadas nos dois perfis de potência articulares.

Finalmente, relacionando os resultados obtidos no desempenho funcional com as adaptações verificadas na arquitetura muscular, foi observada, para o grupo excêntrico, uma correlação positiva entre as alterações do comprimento do fascículo e os dois parâmetros funcionais de desempenho: velocidade vertical de saída ($r = 0,690$; $p < 0,01$; Figura 4-21) e altura de salto atingida ($r = 0,689$; $p < 0,01$).

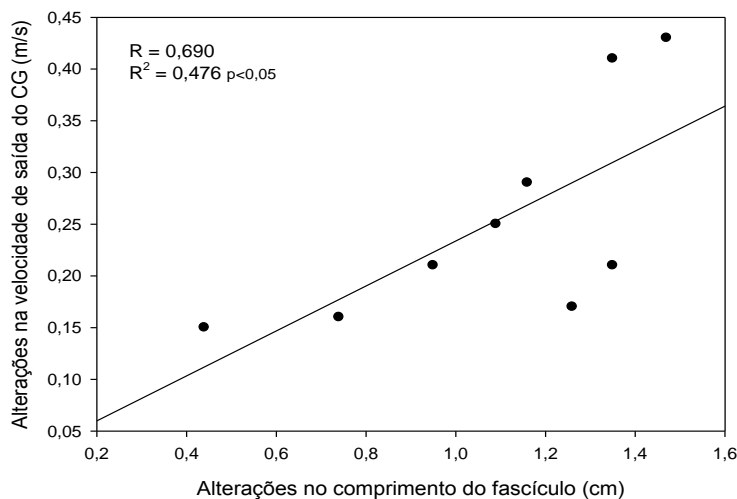


Figura 4-21 - Representação gráfica das relações existentes entre as adaptações observadas na variável de arquitetura muscular – comprimento do fascículo, e as alterações positivas no parâmetro de desempenho funcional: velocidade vertical de saída. É apresentado o valor da correlação (r) e o respetivo significado estatístico: $p < 0,01$.

4.3.3 Discussão

Embora um considerável número de estudos [2, 22, 36, 103, 130, 135, 267] tenha analisado os efeitos diferenciados de várias semanas de treino concêntrico e/ou excêntrico nas adaptações musculares do quadríceps femoral, o presente estudo foi o primeiro a combinar estímulos mecânicos pesados (baixa velocidade) e leves (velocidades elevadas), respeitando um modelo de periodização linear, com aumento progressivo da velocidade de contração, aproximando o treino às exigências funcionais das tarefas quotidianas e/ou dos movimentos desportivos. O facto de ter sido realizado em equipamento isocinético, e de ter envolvido contrações máximas dos músculos extensores do joelho em regime concêntrico (GConc) e excêntrico (GExc) obrigou, necessariamente, a uma diferenciação da carga de treino inerente a cada protocolo – cargas máximas no grupo concêntrico e supramáximas no grupo excêntrico [21, 121, 300]. Uma das particularidades do treino realizado em equipamento isocinético, é a de permitir a realização de contrações musculares máximas durante toda a amplitude de movimento, oferecendo uma resistência proporcional e de sentido oposto ao momento de força gerado pelo sujeito, de forma a

manter a velocidade angular do movimento [19, 20]. Assim, a carga mecânica imposta no músculo é determinada pela capacidade momentânea do sujeito gerar força. Ao se prescreverem contrações de intensidade máxima em ambos os protocolos, promove-se uma diferenciação da carga mecânica, em virtude da maior capacidade muscular de produzir força em ações excêntricas [21, 121, 300]. Esta é, de facto, uma das características que diferencia o exercício isocinético do isoinercial. O facto deste último ter associada a necessidade de realizar as fases concêntrica e excêntrica com uma única carga (pesos livres ou máquinas de musculação), conduz a uma evidente subestimação da intensidade excêntrica do exercício. No nosso estudo, ainda que pudessemos igualar a intensidade da carga através da prescrição de contrações submáximas ao grupo excêntrico, equalizadas às contrações máximas realizadas pelo grupo concêntrico, à semelhança do que ocorreu em outros estudos [136, 201], a particularidade principal do estímulo excêntrico, assente no pressuposto de contração supramáxima, perder-se-ia. Deste modo, foi nossa preocupação privilegiar e explorar as puras características do estímulo excêntrico, equalizando apenas as variáveis amplitude de movimento e volume de treino (refletido na duração das contrações), assumindo à partida, a inevitável diferenciação da carga imposta ao músculo. Além disso, dado que a periodização do treino impôs um aumento da velocidade de contração ao longo dos cinco mesociclos, a discrepância registada na intensidade da carga de treino foi sendo progressivamente aumentada, atingindo, no último microciclo, um rácio GExc/GConc de 1,8 (Figura 4-14A). Esta dimensão está de acordo com a observada em estudos *in vivo* que associam o estímulo excêntrico a maiores níveis de produção de força quando comparados com os desenvolvidos em regime concêntrico [1, 103, 304].

Face ao atrás exposto, era expectável que o protocolo de treino excêntrico promovesse um aumento da capacidade de produção de força dos músculos extensores do joelho significativamente maior do que aquele promovido pelo estímulo exclusivamente concêntrico. Contudo, apesar de evidenciarem essa tendência, os nossos resultados apenas obtiveram poder estatístico de diferenciação entre os dois modos de treino, nas contrações excêntricas de elevada velocidade (120 e 180°s^{-1}), confirmando que o estímulo de treino excêntrico apresenta um importante efeito de especificidade nas adaptações obtidas [265] e que tende a promover maiores ganhos apenas na força total, isto é, no somatório dos ganhos concêntricos, excêntricos e isométricos [251]. Este conceito de especificidade nas adaptações, manifestado nos maiores ganhos relativos do grupo excêntrico em contrações excêntricas (44,2%

versus 25,1% nas concêntricas), é parcialmente consistente com o reportado na literatura, onde alguns estudos mostraram que o treino concêntrico apresenta igualmente um efeito específico, promovendo os maiores ganhos em ações musculares envolvendo contrações concêntricas [130, 135, 136, 227, 248]. No presente estudo, esta condição não foi totalmente substanciada, uma vez que o estímulo concêntrico promoveu adaptações mais equilibradas ($\Delta_{\text{médio}}\text{Exc}$: 22,5% e $\Delta_{\text{médio}}\text{Conc}$: 19,5%), apresentando-se mais como um estímulo geral. Quanto à diferenciação dos dois tipos de estímulo (concêntrico e excêntrico) na melhoria da capacidade de produção de força, os dados disponíveis na literatura são um pouco divergentes. Alguns estudos reportam maior superioridade do treino isocinético puramente excêntrico relativamente ao concêntrico [130], outros não apresentam diferenças entre os estímulos excêntrico e concêntrico isocinéticos [36, 212, 227] ou isotônicos [103, 149, 236, 305], e há ainda os que sugerem uma superioridade do treino concêntrico face ao excêntrico [201, 265]. A intensidade da carga de treino pode ser umas das razões explicativas para os diferentes resultados obtidos, já que os estudos que equalizaram a intensidade da carga de treino, não mostraram ganhos de força significativamente diferentes entre o treino concêntrico e excêntrico [201, 244]. Ao contrário, quando intensidade do treino excêntrico é superior à do concêntrico, o estímulo excêntrico tende a promover ganhos relativos mais pronunciados [130, 292]. Talvez devido à mesma razão, a magnitude relativa dos ganhos varia significativamente entre estudos, ocorrendo dentro de uma larga amplitude percentual (para uma análise mais detalhada, comparar, por exemplo, os estudos de Franchi et al. [103], Blazevich et al. [36], Seynnes et al. [267], Higbie et al. [130] e Hortobágyi et al. [136]). Deste modo, os resultados obtidos no presente estudo não são de todo surpreendentes e podem considerar-se em linha com os observados na literatura.

Uma segunda consequência expectável do treino, seria a hipertrofia muscular. Embora ambos os protocolos (concêntrico e excêntrico) tenham promovido um aumento significativo da massa muscular, manifestados no aumento da área de secção transversal e do volume muscular do vasto externo, parece não existir evidência suficiente da superioridade de um regime de contracção face ao outro ($\Delta\text{VolumeVE}$: G_{Exc} : 11,1%, G_{Conc} : 7,6%, sem diferenças significativas entre grupos). Os semelhantes ganhos obtidos neste estudo acabam por constituir um resultado inesperado, não só porque a carga mecânica imposta pelo regime excêntrico foi muito superior, mas também porque o treino excêntrico tem sido associado a ganhos superiores de massa muscular [135, 251]. Sendo a tensão mecânica [262] um dos

principais fatores responsáveis pelo aumento da massa muscular (hipertrofia), era expectável que o estímulo excêntrico promovesse um aumento mais pronunciado do volume muscular, dada a superior carga mecânica imposta por este tipo de ação muscular (ver Tabela 4-13 e Figura 4-14). Além disso, o estímulo excêntrico está também associado a níveis elevados de danos estruturais, fator igualmente determinante da hipertrofia muscular [262]. A dimensão das adaptações observadas no volume muscular do vasto externo estão de acordo com as reportadas na literatura. Estudos em que o processo de treino assume características similares ao nosso (tipo de estímulo e duração da intervenção) têm apontado resultados na mesma direção. Blazeovich et al. [36] reportaram um aumento de 11,1% no volume muscular do vasto externo após 10 semanas de treino isocinético excêntrico e concêntrico (sem discriminar diferenças entre estímulos). Resultados similares (10,2%) foram repostados por Aagaard et al. [2], embora estes se refiram às adaptações promovidas na área de secção transversal do vasto externo, após 14 semanas de treino de força, envolvendo os dois tipos de ação muscular (excêntrico e concêntrico). Também Seynnes et al. [267], que realizaram o treino num equipamento gravidade-independente (conhecido como “*flywheel ergometer*”) que utilizam a energia inercial acumulada durante a fase concêntrica para impor uma sobrecarga mecânica aumentada na fase excêntrica do movimento, reportaram um aumento de $7,8 \pm 2,0\%$ ($p < 0,001$) da área de secção transversal do vasto externo, após 35 dias de treino. Resultados idênticos foram apresentados por Franchi et al. [103], que reportaram um incremento de 6% após 10 semanas de treino excêntrico realizado num equipamento *leg-press* e de 8% após a variante concêntrica do mesmo protocolo de treino.

Uma vez que diversos estudos têm demonstrado respostas adaptativas distintas nas diferentes regiões musculares [34, 36, 130, 204, 223, 247, 266, 276], procurámos igualmente analisar a influência do modo de contração nas adaptações morfológicas regionais do vasto externo. Curiosamente, o padrão morfológico adaptativo induzido pelos dois modos de contração mostrou-se algo diferenciado. De uma forma geral, ambos os protocolos induziram adaptações positivas na área de secção transversal e no volume muscular, avaliados por ressonância magnética em cinco cortes axiais representativos das porções proximal (25%), central (50%) e distal (75% do comprimento do músculo). Para além disso, os resultados evidenciaram uma tendência para um progressivo aumento da hipertrofia muscular da zona proximal para a distal, com o maior aumento a verificar-se a 75% do comprimento muscular, independentemente do estímulo de treino realizado. Apesar de este comportamento

ser uma adaptação idêntica aos dois modos de contração, o treino excêntrico promoveu uma superior hipertrofia a nível proximal quando comparado com o treino concêntrico, confirmando as evidências da literatura que sugerem uma resposta hipertrófica heterogênea após treino direcionado aos extensores do joelho [36, 103, 122, 137, 223, 276]. O comportamento evidenciado no nosso estudo confirma os resultados apresentados por Housh et al. [137] que reportaram incrementos de 1,1, 8,0 e 13,4% na área de secção transversal obtida respetivamente nas regiões proximal, média, e distal em resposta a 8 semanas de treino isocinético concêntrico dirigidos aos extensores e flexores do joelho. Também Blazeovich et al. [36] relatam uma tendência para superiores aumentos da área de secção transversal do vasto externo na região distal (13,6%) relativamente à região proximal (10,9%), após 10 semanas de treino excêntrico e concêntrico isocinético dos extensores do joelho. Franchi et al. [103] referem, no entanto, diferentes respostas morfológicas adaptativas ao treino concêntrico e excêntrico. Os autores referem que, enquanto o estímulo excêntrico promove maiores ganhos hipertróficos da região distal do vasto externo ($8 \pm 2\%$), o estímulo concêntrico fá-lo mais acentuadamente na região muscular central ($11 \pm 1\%$), sugerindo que os dois estímulos de treino promovem um aumento diferenciado de sarcómeros em série e em paralelo [103]. Os mecanismos associados a esta resposta diferenciada ao longo do músculo são algo complexos e não totalmente compreendidos. Uma possível explicação pode assentar na quantidade de tensão transmitida ao longo do comprimento do músculo como demonstrado pelas diferenças próximo-distais observadas em estudos experimentais com ratos [140, 312].

O objetivo principal do presente estudo baseou-se, porém, na hipótese de que o modo de contração constitui um fator fortemente influenciador e diferenciador das adaptações na arquitetura muscular, nomeadamente no ângulo de penação e no comprimento do fascículo. Partindo das evidências da literatura de que adaptações específicas na arquitetura muscular dependem do regime de contração [22, 55, 103, 189], velocidade de contração [12, 34] e/ou a amplitude da ação muscular [49, 163, 204], formulámos e testámos a hipótese do regime excêntrico constituir um estímulo para o aumento do comprimento do fascículo, enquanto o estímulo concêntrico seria um fator diferenciador das adaptações induzidas no ângulo de penação. Tais hipóteses foram suportadas na possibilidade do estímulo excêntrico promover o aumento do número de sarcómeros em série [53, 55, 189], fruto das lesões estruturais induzidas nos discos-Z dos sarcómeros [55], e do estímulo concêntrico favorecer o aumento do número de sarcómeros em paralelo, como primeira estratégia de agregar

mais material contráctil numa determinada área muscular [149, 155, 181]. Apesar de existir ainda alguma controvérsia quanto à influência do modo de contração na reorganização arquitetural das fibras musculares, foi já reportado um aumento do comprimento do fascículo em consequência de treino excêntrico dos extensores do joelho [22, 103, 248]. A mesma resposta adaptativa tinha já sido, anteriormente, corroborada por evidências em modelos animais, cujo estímulo mecânico, aplicado em passadeira rolante declinada, promoveu o aumento do número de sarcómeros em série dos músculos extensores do joelho de ratos [55, 188, 189]. O estímulo de treino concêntrico, por seu lado, aparece mais frequentemente associado a maiores aumentos do ângulo de penação [2, 22, 34, 103, 246, 248], embora existam estudos que não confirmam este resultado, reportando que o mesmo permanece inalterável com o treino [35, 243].

De acordo com as nossas expectativas, os resultados obtidos neste estudo confirmaram a hipótese de que diferentes reorganizações arquiteturais são promovidas em resposta a regimes de contração diferenciados. Apesar do comprimento do fascículo ter aumentado em resposta aos dois estímulos de treino, ele foi bastante mais pronunciado no grupo excêntrico, comparativamente ao concêntrico ($G_{Exc} = 13,1\%$ versus $G_{Conc} = 4,9\%$, $p < 0,000$; $d=2,6$; $r_{es}=0,8$). A análise da dimensão do efeito das diferenças observadas entre os dois grupos de treino ($d=2,59$) indicou que o aumento verificado no comprimento do fascículo é explicado em cerca 62% pelo estímulo excêntrico ($r_{es}=0,79$). Em oposição, adaptações positivas no ângulo de penação foram apenas observadas no grupo concêntrico ($G_{Conc} = 9,5\%$; $p < 0,000$; $d=2,5$; $r_{es} = 0,9$). Estes resultados, confirmados pela análise da dimensão do efeito ($d=2,5$) que indica um forte poder explicativo (72%) do estímulo concêntrico sobre as adaptações no ângulo de penação, sugerem que a hipertrofia promovida pelo treino concêntrico decorre de um aumento do número de sarcómeros em paralelo, condição que favorece o aumento da área de secção transversal fisiológica (3,2%). Ao invés, quando o treino envolve um alongamento muscular, a hipertrofia muscular ocorre, principalmente, devido ao aumento do comprimento do fascículo (13,1%), sem alteração do ângulo de penação (-1,1%), sugerindo um aumento do número de sarcómeros em série. Estas sugestões contrariam os resultados apresentados por Blazeovich et al. [36] que após 10 semanas de treino isocinético concêntrico versus excêntrico de baixa velocidade ($30^\circ s^{-1}$), concluíram que as adaptações no comprimento do fascículo não são determinadas pelo modo de contração muscular, mas sim pela amplitude da ação muscular. No entanto, estão de acordo com as

evidências mais recentes apresentadas por Franchi et al, [103] e Baroni et al. [22]. À semelhança dos nossos, os resultados apresentados por Franchi et al [103], mostraram um aumento do comprimento do fascículo em resposta a 10 semanas de treino concêntrico (5%) e excêntrico (12%). No entanto, a magnitude das adaptações ocorridas no ângulo de penação é largamente superior às evidenciadas no presente estudo (30% após o treino concêntrico e 5% após o treino excêntrico). Baroni et al. [22] referem uma resposta adaptativa ao treino excêntrico muito semelhante à obtida no presente estudo, mostrando que 12 semanas (2x semana) de treino isocinético excêntrico (60°s^{-1}) promovem um aumento significativo do comprimento dos fascículos do vasto externo (19,3%) e do reto femoral 16,7%), sem que ocorra qualquer adaptação no ângulo de penação.

Uma das consequências mecânicas do aumento do comprimento do fascículo é uma alteração na relação força-comprimento. Desvios significativos em direção a comprimentos musculares mais pronunciados (isto é, desvios para a direita da curva) têm sido já demonstrados após períodos de 14 [246] e 20 [276] semanas de treino de força em humanos. Os resultados obtidos no presente estudo confirmam este tipo de adaptação, evidenciando uma alteração do ângulo ótimo na direção da máxima flexão, ou seja, para comprimentos fasciculares mais acentuados. Duas consequências decorrem desta adaptação: (a) maior produção de força no mesmo comprimento muscular (ângulo articular) e, (b) possibilidade de produzir os níveis basais de força em comprimentos musculares mais acentuados (ângulos mais fechados). O desvio para a direita da curva momento-ângulo foi observado em ambos os grupos de treino, embora tenha sido um pouco mais acentuado no grupo excêntrico – 6,7% no grupo de treino concêntrico e 14,3% no grupo excêntrico. Curiosamente, a magnitude desta adaptação é consistente com a observada no comprimento dos fascículos (5% no grupo concêntrico e 13,1% no grupo excêntrico), indiciando uma forte associação entre as adaptações induzidas no comprimento dos fascículos e as manifestadas na relação força-comprimento, facto raramente observado em humanos [246], mas consistentemente demonstrado em estudos animais [50, 54]. Estes resultados são, também, consistentes com a teoria da sarcomerogénese, que define a adição de sarcómeros em série como o principal mecanismo protetor de futuras lesões estruturais [214] decorrentes, sobretudo, do treino excêntrico. De acordo com esta teoria, o músculo adapta-se à carga mecânica imposta pela contração muscular através da adição de sarcómeros em série, de forma a manter o equilíbrio na relação

estabelecida entre o comprimento do sarcômero e o comprimento do fascículo (ângulo articular) [46], evitando o alongamento excessivo dos sarcômeros durante a contração.

Uma segunda consequência mecânica decorrente das adaptações observadas na arquitetura muscular é a alteração observada na relação força-velocidade. Músculos com fibras musculares mais longas permitem maior excursão muscular (para um mesmo encurtamento do sarcômero, a amplitude de encurtamento da fibra é maior), aumentam a velocidade de contração e permitem que maiores níveis de força sejam gerados em contrações concêntricas de velocidade elevada [106, 180]. Assim, é plausível que o aumento do número de sarcômeros em série tenha sido, igualmente, o fator responsável pelas adaptações evidenciadas na relação momento-velocidade, sobretudo no grupo excêntrico, que registou momentos de força significativamente maiores, em velocidade de contração elevadas ($-180^{\circ}\text{s}^{-1}$ e $+120^{\circ}\text{s}^{-1}$). Por outro lado, o possível aumento do número de sarcômeros em paralelo, e consequente aumento da área de secção transversal fisiológica (3,2%) decorrentes do estímulo concêntrico, é mais compatível com a capacidade máxima de produção de força [155, 181], e justifica o facto de este grupo ter registado o maior incremento de ganhos em regime isométrico, condição preferencial para avaliação da capacidade máxima de produção de força.

Um resultado interessante decorrente destas adaptações, e tanto quanto é do nosso conhecimento, ainda não reportado, foi a associação entre as adaptações promovidas no comprimento do fascículo e as melhorias observadas na capacidade funcional, avaliadas através de ações explosivas do membro inferior (*single leg jumps*). Apesar de moderadas ($r = 0,690$ e $r = 0,689$), as correlações observadas corroboram as evidências de que comprimentos aumentados do fascículo têm implicações favoráveis em desempenhos de velocidade e de potência [4, 5, 172]. Como discutido anteriormente, fibras musculares mais longas permitem que maiores níveis de força sejam gerados em contrações concêntricas de velocidade elevada [106, 180]. Assim, é possível que o aumento do número de sarcômeros em série tenha sido também o fator responsável pelas adaptações positivas promovidas nos momentos de força e potências articulares observados no grupo excêntrico. Além disso, foram também observadas, alterações positivas no *stiffness* vertical do membro inferior, indicando que, para o mesmo nível de alongamento muscular (idêntico deslocamento vertical do centro de gravidade, $\Delta\%:1,3 \pm 4,6\%$, $p > 0,05$), os músculos extensores do membro inferior produziram maiores níveis de tensão (maior força de reação do apoio, $\Delta\%:11,7$

$\pm 4,0\%$, $p > 0,001$). Do ponto de vista mecânico, isto significa que o aumento do comprimento das fibras musculares implicou, para aquela tarefa funcional, uma diminuição da velocidade de encurtamento individual dos sarcômeros, aumentando a respetiva capacidade para gerar tensão e contribuindo para uma resposta motora mais forte e potente.

4.3.4 Conclusão

Os resultados obtidos neste estudo sugerem que 15 semanas de treino de força, seja em regime concêntrico ou excêntrico, induzem ganhos positivos na resposta mecânica e funcional de jovens adultos, manifestados na melhoria da capacidade de produção de força e do desempenho funcional. Contudo, estas respostas funcionais, embora de idêntica dimensão, resultam de diferentes reorganizações da morfologia e arquitetura musculares, traduzidas em adaptações distintas das propriedades mecânicas músculo-tendinosas. O treino excêntrico parece promover a adição de sarcômeros em série, enquanto o treino concêntrico favorece a adição de sarcômeros em paralelo. Este padrão diferencial de adição de sarcômeros, inferido pelos aumentos observados no comprimento do fascículo e no ângulo de penação, resulta em adaptações mecânicas distintas. O aumento do comprimento do fascículo promove uma alteração do ângulo ótimo de produção de força, promovendo um desvio da curva força-comprimento, e resulta numa capacidade funcional aumentada, avaliada através de ações explosivas do membro inferior. Por outro lado, o possível aumento do número de sarcômeros em paralelo e, conseqüente aumento da ASTF, decorrentes do estímulo concêntrico, é mais compatível com a capacidade máxima de produzir força.

4.4 Influência da Amplitude de Movimento nas adaptações Mecânicas e Arquiteturais do Vasto Externo

Estudo IV

4.4.1 Introdução

Este quarto estudo pretendeu analisar a influência da amplitude dos exercícios de treino (amplitude funcional versus amplitude total de movimento) na resposta adaptativa das propriedades musculares, morfológicas e mecânicas do complexo músculo-tendinoso. Mais especificamente, pretendeu-se:

1. Analisar a influência de diferentes amplitudes de ação muscular nas alterações da organização geométrica das fibras musculares – ângulo de penação e comprimento do fascículo;
2. Analisar a influência de diferentes amplitudes de movimento no aumento do volume muscular e verificar se a reposta hipertrófica é homogénea em todo o complexo músculo-tendinoso;
3. Comparar a especificidade das adaptações promovidas pela amplitude de movimento nas características de produção de força;
4. Caracterizar a adaptabilidade das propriedades mecânicas do vasto externo (relações força-comprimento, força-velocidade, e tensão específica) a amplitudes de excursão muscular diferenciadas;
5. Analisar se a restrição da amplitude angular dos exercícios, correspondentes a comprimentos musculo-tendinosos mais reduzidos, promove um desvio da curva força-comprimento, na direção da amplitude muscular treinada;
6. Caracterizar o impacto da amplitude de ação muscular na estrutura e função do músculo-esquelético.

Os principais resultados mostraram que as adaptações morfológicas, musculares e mecânicas tendem a ser influenciadas pela amplitude de movimento. A restrição da amplitude de movimento tende a promover menores ganhos no tamanho do músculo, particularmente quando associada a regimes de contração excêntricos. Também a arquitetura muscular se mostra sensível à amplitude dos exercícios de treino, adaptando-se de forma diferenciada às duas condições. Quando a amplitude de treino

privilegia ações musculares de grande amplitude (amplitude total), o comprimento do fascículo tende a aumentar. Contrariamente, quando a amplitude de ação muscular é restringida a comprimentos musculares reduzidos (amplitude parcial), as adaptações promovidas parecem dependentes do regime de contração associado. Ações musculares concêntricas de reduzida amplitude tendem a aumentar o ângulo de penação, enquanto ações excêntricas de idêntica amplitude promovem o aumento do comprimento do fascículo.

4.4.2 Apresentação dos Resultados

4.4.2.1 Sujeitos

Para analisar a influência da amplitude da ação muscular na adaptabilidade dos parâmetros de arquitetura muscular, a elaboração do protocolo experimental recaiu sobre a opção de manter os grupos experimentais do estudo anterior, reproduzindo o mesmo protocolo de treino bilateralmente (músculos extensores em ambos os joelhos), mas condicionando amplitudes de deslocamento diferentes entre membros. Deste modo, dos 28 voluntários que concluíram a fase experimental do estudo, 20 integraram os grupos de treino, tendo cumprido 15 semanas de treino de força concêntrico (11 sujeitos – GConc) ou excêntrico (GExc), com 3 unidades de treino por semana. Os restantes 8 foram incluídos no grupo de controlo e cumpriram apenas as sessões de avaliação. O processo de treino consistiu na execução de contrações máximas concêntricas (GConc) ou excêntricas (GExc) de extensão e flexão do joelho, no dinamómetro isocínético. Um dos membros foi trabalhado na amplitude articular máxima permitida pelo sistema – Amplitude Total (dos 100 aos 0° de flexão do joelho), e o membro contra-lateral na amplitude articular funcional (dos 60 aos 0°) – Amplitude Parcial. Assim, para análise da variável independente amplitude de movimento, foram construídos cinco grupos experimentais:

GConc_Total – Ações musculares concêntricas na amplitude total – 11 sujeitos;

GConc_Parcial – Ações musculares concêntricas na amplitude parcial – 11 sujeitos;

GExc_Total – Ações musculares excêntricas na amplitude total – 9 sujeitos;

GExc_Parcial – Ações musculares excêntricas na amplitude parcial – 9 sujeitos;

GControlo – Não realizou intervenção – 8 sujeitos.

Todos os elementos (grupos de treino) concluíram o processo de intervenção com uma taxa de cumprimento superior a 93,3% das sessões de treino prescritas (42 ou mais unidades de treino – em 45 possíveis).

4.4.2.2 Processo de Treino

A Tabela 4-20 resume os principais parâmetros de treino considerados no processo. A melhoria gradual da capacidade de produção de força muscular dos sujeitos da primeira para a última sessão (momento de força inicial versus momento de força final, $p < 0,01$) permitiu que o princípio progressão da carga fosse respeitado, ainda que o volume, traduzido no tempo sob tensão, tenha permanecido constante durante todo o processo de treino (entre os 50 e os 53,3 segundos por sessão de treino – Metodologia, Tabela 3-2). Convém salientar que, para um mesmo exercício de treino, a redução da amplitude de movimento reduz a duração da contração, e com isso, o volume total de treino. Deste modo, procurámos equalizar a duração das contrações entre todas as condições experimentais, através do aumento do número de repetições, nas condições de amplitude reduzida (para mais detalhes, consultar Metodologia, Tabela 3-2).

Tabela 4-20 - Parâmetros do processo de treino. São diferenciadas as variáveis momento de força e trabalho mecânico ao longo das 15 semanas de treino para os quatro grupos de treino. São apresentados os valores médios \pm SD.

| Tabela 4-20 (início) | Concêntrico | | Excêntrico | |
|---|-------------------|----------------------|-------------------|----------------------|
| | Total | Parcial | Total | Parcial |
| Sessões de Treino Cumpridas (%) | 94,9 \pm 2,5 | 94,9 \pm 2,5 | 95,3 \pm 3,0 | 95,3 \pm 3,0 |
| Volume de Treino – Tempo sobre Tensão (s) | 2238,6 \pm 57,7 | 2264,2 \pm 57,8 | 2248,9 \pm 70,8 | 2274,4 \pm 71,5 |
| Momento de Força Inicial – 60°s ⁻¹ 1ª sessão (Nm) | 230,5 \pm 39,6 | 187,1 \pm 35,1 ** | 311,1 \pm 49,8 | 237,4 \pm 36,0 ** |
| Momento de Força Final – 60°s ⁻¹ 45ª sessão (Nm) | 265,6 \pm 35,4 | 205,9 \pm 49,4 ** | 364,2 \pm 88,4 | 260,9 \pm 53,2 *** |
| Momento de Força Médio – 90°s ⁻¹ Mesociclo II (Nm) | 210,2 \pm 21,2 | 178,4 \pm 24,8 ** | 322,8 \pm 58,5 | 242,2 \pm 44,7 *** |
| Momento de Força Médio –120°s ⁻¹ Mesociclo III (Nm) | 194,3 \pm 19,4 | 172,9 \pm 23,2 *** | 334,0 \pm 51,4 | 253,0 \pm 36,6 *** |
| Momento de Força Médio –150°s ⁻¹ Mesociclo IV (Nm) | 182,4 \pm 21,6 | 164,8 \pm 25,5 *** | 354,9 \pm 79,5 | 244,1 \pm 38,4 *** |
| Momento de Força Médio –180°s ⁻¹ Mesociclo V (Nm) | 171,3 \pm 21,9 | 154,1 \pm 26,8 *** | 368,4 \pm 65,4 | 259,8 \pm 52,4 *** |

Tabela 4-20 (continuação)

| | | | | |
|--|--------------|------------------|--------------|------------------|
| Trabalho Mecânico Total (KJ) | 435,9 ± 38,5 | 373,4 ± 38,5 *** | 587,2 ± 60,0 | 365,6 ± 75,7 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo I (KJ) | 64,3 ± 20,0 | 51,8 ± 17,5 | 72,8 ± 10,1 | 46,7 ± 12,8 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo II (KJ) | 75,4 ± 11,1 | 56,2 ± 15,0 *** | 98,4 ± 8,2 | 59,6 ± 12,3 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo III (KJ) | 89,5 ± 8,5 | 76,6 ± 11,1 *** | 116,8 ± 12,2 | 77,2 ± 17,6 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo IV (KJ) | 99,4 ± 8,3 | 90,5 ± 8,0 *** | 131,3 ± 26,8 | 81,7 ± 18,6 *** |
| Trabalho Mecânico – Mesociclo V (KJ) | 107,2 ± 9,9 | 98,3 ± 14,7 *** | 167,9 ± 21,6 | 100,2 ± 27,9 *** |

Diferença significativa para os restantes grupos experimentais (** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$)

Contudo, a limitação da amplitude articular aos últimos graus de extensão, opção suportada no princípio da especificidade do movimento [129, 259, 313], restringiu a amplitude de ação muscular à fase ascendente da curva força-comprimento (comprimentos musculares reduzidos) pelo que a tensão mecânica desenvolvida foi inferior à potencialmente produzida no comprimento ótimo – ângulos articulares mais fletidos. Como é facilmente observável na Tabela 4-20, a redução da amplitude do deslocamento angular implicou a diminuição da intensidade das contrações, traduzida no momento de força produzido pelos membros de amplitude parcial. Em média, durante as 15 semanas de treino a intensidade das contrações parciais (momento de força produzido) foi 13,2% inferior nas ações concêntricas e 24,3% nas excêntricas (GConc_Total: 230,0 ± 11,3 Nm, GConc_Parcial: 199,6 ± 7,7 Nm, $p < 0,001$; GExc_Total: 348,3 ± 18,6 Nm, GExc_Parcial: 263,8 ± 13,7 Nm, $p < 0,00$). Esta condição foi verificada logo no primeiro microciclo de treino, com uma diferença relativa entre membros de 20,0% nas ações concêntricas e 24,1%, para as excêntricas. Curioso o facto de nas ações concêntricas, a maior diferença entre membros ter sido verificada logo no primeiro microciclo de treino, evidenciando uma possível adaptação muscular à amplitude funcional do exercício. No treino excêntrico, a diferença manifestada entre membros foi mais ou menos constante ao longo de todo o processo de treino, apresentando oscilações entre os 20,2 e os 29,6%.

Um comportamento semelhante foi observado no trabalho mecânico produzido ao longo do processo de treino, pelos membros total e parcial. Embora ambos tenham apresentado uma tendência de incremento do trabalho desenvolvido (Tabela 4-20), as amplitudes parciais condicionaram o trabalho mecânico desenvolvido, uma vez que o número aumentado de séries e repetições prescritas para esta amplitude de movimento, apenas retificou o volume de treino, e não a intensidade da contração. A

desvantagem da condição parcial face à total, foi sempre evidente ($p < 0,001$) atingindo valores de 15,9% no regime concêntrico e 37,5% no regime excêntrico.

A Figura 4-22 apresenta as características da carga e trabalho mecânico associados a cada condição experimental, ao longo das 15 semanas de intervenção.

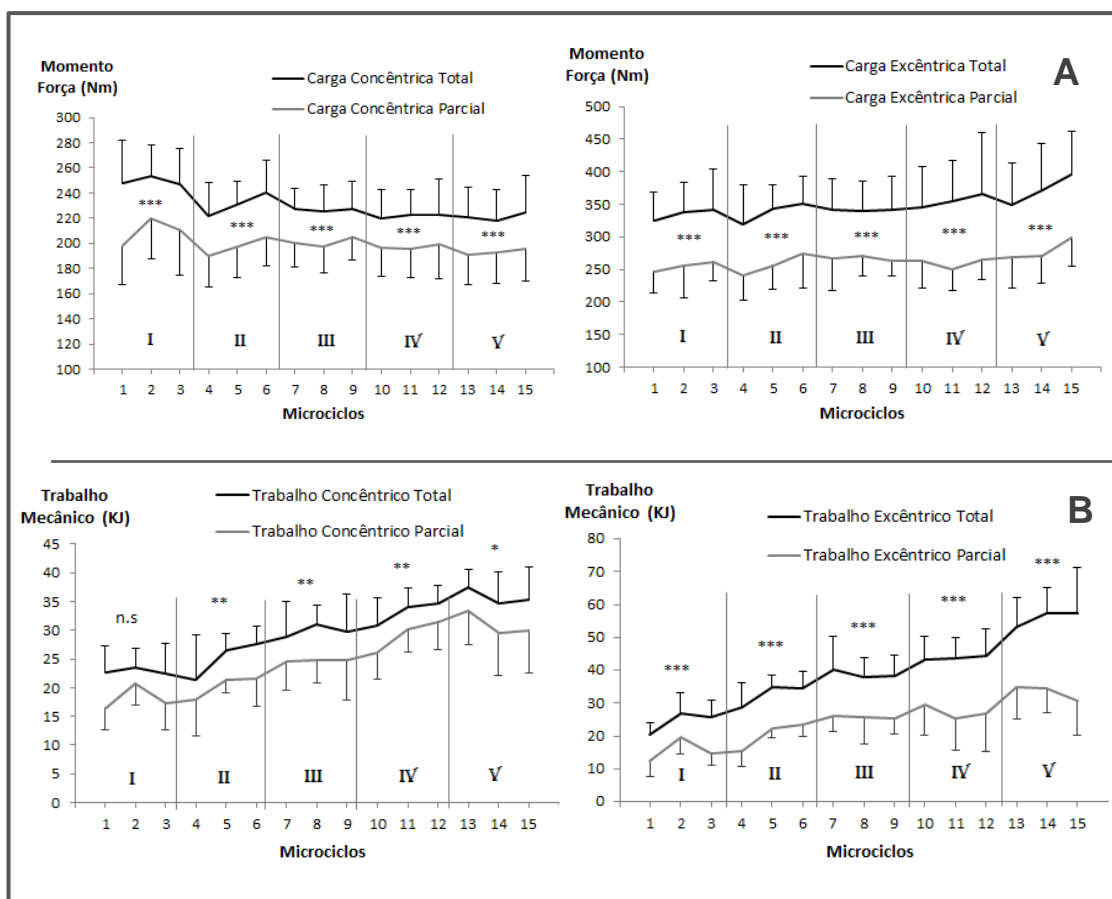


Figura 4-22 - Carga mecânica (nível A) e trabalho mecânico produzido (nível B) nos 15 microciclos de treino. À esquerda são apresentados os perfis de contração concêntricos (condições de amplitude total e parcial), e a direita, os perfis excêntricos (total versus parcial). As barras verticais indicam a transição de mesociclo, com a respetiva alteração da velocidade isocinética de treino – 60, 90, 120, 150 e 180°s⁻¹, respetivamente para os mesociclos I, II, III, IV e V. São apresentados os valores médios ± SEM. É ainda indicado o nível de significância estatístico para as diferenças entre as condições de amplitude total e parcial nas duas variáveis de treino: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$; n.s. não significativo.

4.4.2.3 Morfologia e Arquitetura Muscular

Ângulo de Penação

Após o protocolo de treino de força concêntrico, o ângulo de penação do vasto externo aumentou significativamente nas duas condições testadas (Total e Parcial), não tendo sido observadas diferenças significativas entre ambas as condições (Tabela 4-21). Na condição de amplitude total, o ângulo de penação aumentou de $15,5 \pm 1,6^\circ$ para $17,0 \pm 1,6^\circ$ ($p = 0,000$, $d=3,0$), e na condição de amplitude parcial de $15,5 \pm 1,7^\circ$ para $17,4 \pm 1,8^\circ$ ($p = 0,000$, $d=4,3$), o que corresponde a alterações relativas de 9,5 e 12,2%, respetivamente para as condições de amplitude total e amplitude parcial de movimento. Em ambos os casos, a dimensão do efeito foi muito elevada ($d=3,0$ e $d=4,3$).

O protocolo de treino excêntrico não promoveu qualquer alteração significativa do ângulo de penação, em nenhuma das condições testadas (Total e Parcial). Os ligeiros decréscimos observados nas duas condições, 1,1% na condição amplitude total (de $15,2 \pm 1,6^\circ$ para $15,1 \pm 1,5^\circ$) e 2,3% na parcial (de $14,3 \pm 0,9^\circ$ para $14,0 \pm 0,9^\circ$), não obtiveram nenhum significado estatístico. Da mesma forma, não se observou nenhuma alteração do ângulo de penação no grupo de controlo ($17,0 \pm 2,9^\circ$ para $17,1 \pm 2,9^\circ$, n.s.).

Tabela 4-21 – Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados no ângulo de penação do vasto externo, medido a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de *post-hoc* (Scheffé) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas.

| Ângulo de Penação | | | | | | |
|-------------------|----------------------------|----------------------------|------------|---|--|--|
| Grupo | Pré-Treino ($^\circ$) | Pós-Treino ($^\circ$) | Δ % | Comparação entre Grupos | Post-hoc | |
| | | | | | Total | Parcial |
| G. Controlo | $17,0 \pm 2,9$ | $17,1 \pm 2,9$ | 0,4 | $F = 45,920$ $df = 2$ $p = 0,000$ | $p = 0,000$ ($d=3,00$; $r_{es} = 0,83$) | $p = 0,000$ ($d=4,28$; $r_{es} = 0,90$) |
| GConc_Total | $15,5 \pm 1,6$ | $17,0 \pm 1,6$ | 9,5 | $\eta^2 = 0,79$ $\Omega^2 = 0,77$ | n.s. | |
| GConc_Parcial | $15,5 \pm 1,7$ | $17,4 \pm 1,8$ | 12,2 | | | |
| G. Controlo | $17,0 \pm 2,9$ | $17,1 \pm 2,9$ | 0,4 | n.s. | ns | ns |
| GExc_Total | $15,2 \pm 1,6$ | $15,1 \pm 1,5$ | -1,1 | | n.s. | |
| GExc_Parcial | $14,3 \pm 0,9$ | $14,0 \pm 0,9$ | -2,3 | | | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Comprimento do Fascículo

O protocolo de treino de força concêntrico apenas promoveu adaptações no comprimento do fascículo, na condição de amplitude total (maior excursão muscular). Nesta condição, o comprimento do fascículo aumentou de $84,1 \pm 5,3$ mm para $88,2 \pm 5,1$ mm ($p=0,012$, $d=1,7$), o que corresponde a um aumento relativo de 4,9% (Tabela 4-22). A restrição da amplitude de movimento aos graus articulares funcionais (menores comprimentos musculares) não promoveu nenhuma alteração no comprimento do fascículo do vasto externo (de $84,7 \pm 6,8$ mm para $83,8 \pm 7,3$ mm, Δ : 1,1%, n.s.).

Ao contrário, o protocolo de treino excêntrico, promoveu uma adaptação positiva do comprimento do fascículo, em ambas as condições de amplitude do movimento. Na condição de amplitude total, o comprimento do fascículo aumentou de $83,1 \pm 7,3$ mm para $94,0 \pm 8,7$ mm ($p=0,000$, $d=3,4$), e na condição de amplitude parcial de $83,8 \pm 7,4$ mm para $88,1 \pm 7,7$ mm ($p=0,032$, $d=1,4$), o que corresponde a alterações relativas de 13,1 e 5,1%, respetivamente para as condições de amplitude total e amplitude parcial de movimento ($p=0,002$, $d=2,2$). Não foi observada qualquer alteração do comprimento do fascículo no grupo de controlo ($84,9 \pm 9,5$ mm para $84,5 \pm 11,4$, Δ : -0,5%, $p > 0,05$).

Tabela 4-22– Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados no comprimento do fascículo do vasto externo, medida a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA), respetivos testes de post-hoc (*Scheffe*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas.

| Comprimento do Fascículo | | | | | | |
|--------------------------|-----------------|-----------------|------------|--------------------------------------|--|--|
| Grupo | Pré-Treino (mm) | Pós-Treino (mm) | Δ % | Comparação entre Grupos | Post-hoc | |
| | | | | | Total | Parcial |
| G. Controlo | $84,9 \pm 9,5$ | $84,5 \pm 11,4$ | -0,5 | F = 8,107 df = 2 $p = 0,002$ | $p = 0,012$ $d=1,71$ $r_{es}=0,65$ | n.s. |
| GConc_Total | $84,1 \pm 5,3$ | $88,2 \pm 5,1$ | 4,9 | $\eta^2 = 0,39$ $\Omega^2 = 0,36$ | $p = 0,006$ $d = 1,18$ $r_{es} = 0,51$ | |
| GConc_Parcial | $84,7 \pm 6,8$ | $83,8 \pm 7,3$ | -1,1 | | | |
| G. Controlo | $84,9 \pm 9,5$ | $84,5 \pm 11,4$ | -0,5 | F = 23,652 df = 2 $p = 0,000$ | $p = 0,000$ $d=3,36$ $r_{es}=0,86$ | $p = 0,032$ $d=1,44$ $r_{es}=0,58$ |
| GExc_Total | $83,1 \pm 7,3$ | $94,0 \pm 8,7$ | 13,1 | $\eta^2 = 0,67$ $\Omega^2 = 0,65$ | $p = 0,002$ $d = 2,20$ $r_{es} = 0,74$ | |
| GExc_Parcial | $83,8 \pm 7,4$ | $88,1 \pm 7,7$ | 5,1 | | | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Massa Muscular

A amplitude total de movimento revelou-se eficaz na obtenção de massa muscular, já que, independentemente do regime de contração, foi observada uma resposta hipertrófica nas variáveis de espessura muscular (Tabela 4-23), ASTA e volume muscular (Tabela 4-24, Figura 4-23). Contudo, a eficiência da amplitude parcial no aumento da massa muscular, parece depender do regime de contração imposto. Nas condições parciais de movimento, observou-se um aumento da espessura (EM), da ASTA, e do volume muscular apenas no GConc_Parcial (ΔEM : 1,5 mm, 6,7%, $p=0,002$, $r_{es}=0,74$; $\Delta ASTA$: 1,4 cm², 4,1%, $p=0,007$, $r_{es}=0,65$; $\Delta Volume$: 47,8 cm³, 6,7%, $p=0,004$, $r_{es}=0,70$). A restrição da amplitude de movimento aos graus articulares funcionais, quando associada a um regime excêntrico de contração, parece não constituir estímulo mecânico suficiente para induzir adaptações no tamanho do músculo (ΔEM : 0,5 mm, 2,7%, n.s.; $\Delta ASTA$: 0,6 cm², 1,8%, n.s., $\Delta Volume$: 17,3 cm³, 2,7%, n.s.).

Figura 4-23 (início)

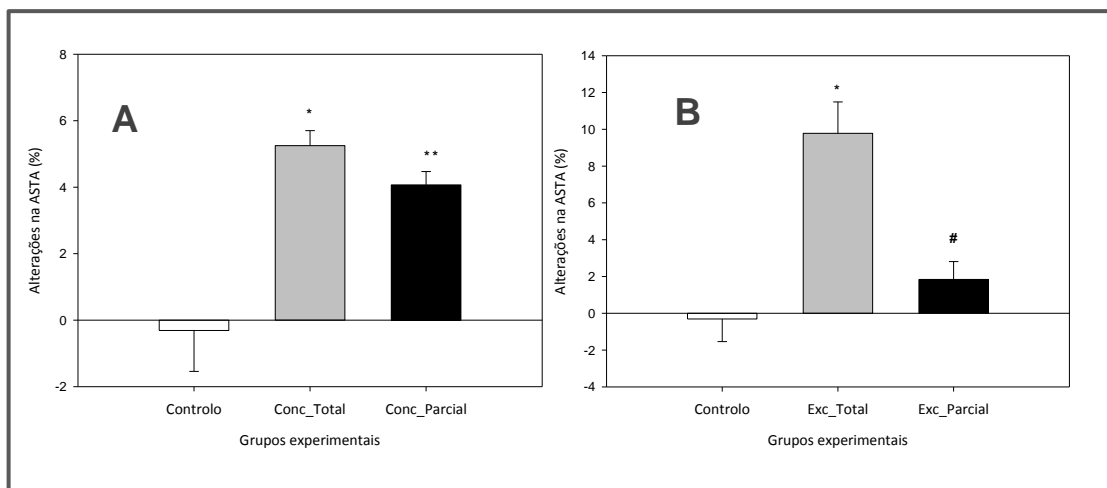


Figura 4-23 (continuação)

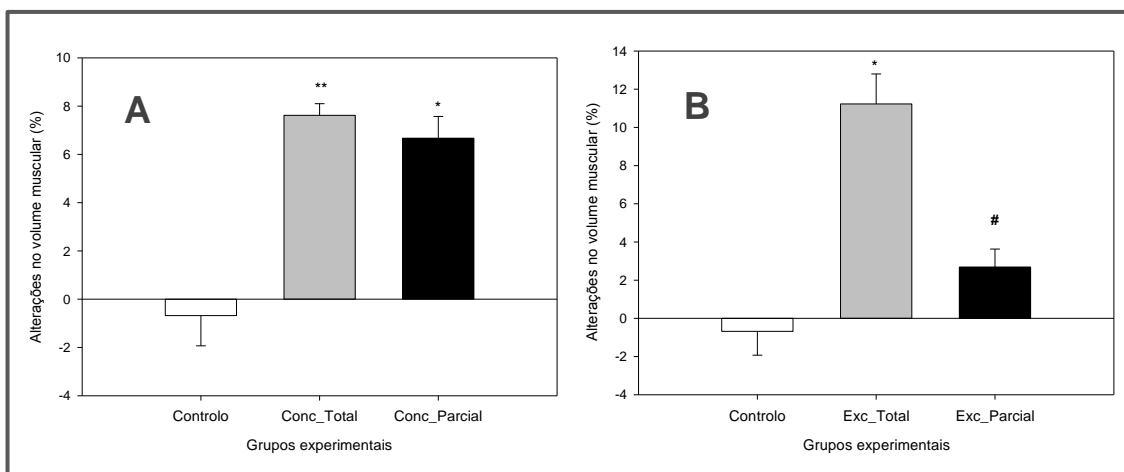


Figura 4-23- Alterações relativas da área de secção transversal anatómica (ASTA) (em cima) e volume muscular (em baixo) do vasto externo, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm o erro padrão da média (SEM). Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao controlo (* $p < 0,05$, ** $p < 0,001$), e o cardinal as diferenças significativas entre as condições de treino ($p < 0,001$).

Tabela 4-23 - Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados na espessura muscular do vasto externo, medida a 50% do comprimento do músculo. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (Kruskall-Wallis e ANOVA), respetivos testes de *post-hoc* (Mann-Whitney U e Scheffe) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas.

| Espessura Muscular | | | | | | |
|--------------------|-----------------|-----------------|------------|--|--|--------------------------------------|
| Grupo | Pré-Treino (mm) | Pós-Treino (mm) | $\Delta\%$ | Comparação entre Grupos | Post-hoc | |
| | | | | | Total | Parcial |
| G. Controlo | 24,4 \pm 4,2 | 24,4 \pm 4,6 | -0,1 | Chi ² = 13,415 df = 2 p = 0,001 r _{es} = 0,50 | p = 0,001 r _{es} = 0,712 | p = 0,002 r _{es} = 0,737 |
| GConc_Total | 22,8 \pm 2,9 | 24,8 \pm 3,0 | 8,4 | | n.s. | |
| GConc_Parcial | 22,6 \pm 2,1 | 24,1 \pm 2,2 | 6,7 | | n.s. | |
| G. Controlo | 24,4 \pm 4,2 | 24,4 \pm 4,6 | -0,1 | F = 9,762 df = 2 p = 0,001 $\eta^2 = 0,46$ $\Omega^2 = 0,43$ | p = 0,001 d = 2,07; r _{es} = 0,72 | n.s. |
| GExc_Total | 21,4 \pm 2,8 | 23,8 \pm 2,7 | 11,1 | | p = 0,012 d = 1,80; r _{es} = 0,67 | |
| GExc_Parcial | 20,7 \pm 2,4 | 21,2 \pm 2,3 | 2,7 | | p = 0,012 d = 1,80; r _{es} = 0,67 | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Tabela 4-24- Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados na Área de Secção Transversal Anatômica (ASTA), na Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF) e no Volume Muscular do vasto externo, para os grupos de controlo, concêntrico total e concêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA e *Kruskal-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos.

| Grupo | ASTA (cm ²) | | ASTF (cm ²) | | VOLUME (cm ³) | |
|-------------------------|--|----------------|--|-----------------|--|-------------------|
| | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino |
| G. Controlo | 33,0 \pm 4,8 | 32,9 \pm 5,5 | 91,4 \pm 10,6 | 91,0 \pm 10,4 | 741,4 \pm 123,4 | 736,4 \pm 143,7 |
| | $\Delta\%: 0,31$ | | $\Delta\%: -0,40$ | | $\Delta\%: -0,68$ | |
| GConc_Total | 33,7 \pm 4,2 | 35,5 \pm 4,3 | 88,9 \pm 12,3 | 92,8 \pm 11,7 | 724,8 \pm 81,1 | 780,0 \pm 87,8 |
| | $\Delta\%: 5,25$ | | $\Delta\%: 3,24$ | | $\Delta\%: 7,62$ | |
| GConc_Parcial | 33,7 \pm 3,8 | 35,1 \pm 3,9 | 88,2 \pm 11,3 | 96,0 \pm 11,8 | 715,9 \pm 83,2 | 763,7 \pm 86,4 |
| | $\Delta\%: 4,07$ | | $\Delta\%: 8,86$ | | $\Delta\%: 6,67$ | |
| Comparação entre Grupos | Chi ² =11,65; df 2 $p = 0,003$; $r_{es} = 0,43$ | | F = 20,040 df 2 $p = 0,000$ $\eta^2 = 0,62$; $\Omega^2 = 0,59$ | | Chi ² =12,78; df 2 $p = 0,002$; $r_{es} = 0,47$ | |
| Post-hoc | $p=0,002$ $r_{es}=0,68$ Controlo – GConc_Total | | $p=0,049$ $d=1,4$ $r_{es}=0,59$ Controlo – GConc_Total | | $p=0,001$ $r_{es}=0,74$ Controlo – GConc_Total | |
| Post-hoc | $p=0,007$ $r_{es}=0,65$ Controlo – GConc_Parcial | | $p=0,000$ $d=3,15$ $r_{es}=0,84$ Controlo – GConc_Parcial | | $p=0,004$ $r_{es}=0,70$ Controlo – GConc_Parcial | |
| Post-hoc | ns GConc_Total – GConc_Parcial | | $p=0,001$ $d=1,81$ $r_{es}=0,67$ GConc_Total – GConc_Parcial | | ns GConc_Total – GConc_Parcial | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Tabela 4-25 - Valores médios \pm SD, antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) observados na Área de Secção Transversal Anatômica (ASTA), na Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF) e no Volume Muscular do vasto externo, para os grupos de controlo, excêntrico total e excêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA e *Kruskal-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos.

| Grupo | ASTA (cm ²) | | ASTF (cm ²) | | VOLUME (cm ³) | |
|-------------------------|---|----------------|---------------------------|-----------------|---|-------------------|
| | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino |
| G. Controlo | 33,0 \pm 4,8 | 32,9 \pm 5,5 | 91,4 \pm 10,6 | 91,0 \pm 10,4 | 741,4 \pm 123,4 | 736,4 \pm 143,7 |
| | $\Delta\%$: 0,31 | | $\Delta\%$: -0,40 | | $\Delta\%$: -0,68 | |
| GExc_Total | 29,8 \pm 3,2 | 32,6 \pm 3,0 | 81,9 \pm 9,1 | 80,5 \pm 9,1 | 651,3 \pm 50,0 | 723,9 \pm 56,2 |
| | $\Delta\%$: 9,78 | | $\Delta\%$: -1,61 | | $\Delta\%$: 11,23 | |
| GExc_Parcial | 29,9 \pm 4,4 | 30,4 \pm 4,1 | 79,8 \pm 7,5 | 77,8 \pm 7,1 | 644,2 \pm 51,1 | 661,5 \pm 51,6 |
| | $\Delta\%$: 1,84 | | $\Delta\%$: -2,47 | | $\Delta\%$: 2,69 | |
| Comparação entre Grupos | F = 13,78 df 2 p = 0,000 $\eta^2 = 0,55$; $\Omega^2 = 0,52$ | | ns | | F = 18,92 ; df 2 p = 0,000 $\eta^2 = 0,62$; $\Omega^2 = 0,60$ | |
| Post-hoc | p=0,001 d=2,26 r _{es} =0,75 | | ns | | p=0,000 d=2,68 r _{es} =0,80 | |
| | Controlo – GExc_Total | | Controlo – GExc_Total | | Controlo – GExc_Total | |
| Post-hoc | ns | | ns | | ns | |
| | Controlo – GExc_Parcial | | Controlo – GExc_Parcial | | Controlo – GExc_Parcial | |
| Post-hoc | p=0,003 d=2,07 r _{es} =0,72 | | ns | | p=0,001 d=2,36 r _{es} =0,76 | |
| | GExc_Total – GExc_Parcial | | GExc_Total – GExc_Parcial | | GExc_Total – GExc_Parcial | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Área de Secção Transversal Fisiológica (ASTF)

Em consequência das adaptações promovidas na morfologia do vasto externo e nos parâmetros de arquitetura muscular, apenas se observou um aumento da área de secção transversal fisiológica do vasto externo, nas condições concêntricas de ação muscular. Os aumentos observados no volume muscular e no ângulo de penação, associado à ausência de alterações no comprimento do fascículo, contribuíram para que a ASTF aumentasse de 82,2 \pm 11,3 para 96,0 \pm 11,8 cm² (8,9%; p < 0,001), na condição de amplitude parcial de movimento. De igual forma, foi também observado

um aumento da ASTF, embora de menor dimensão, na condição de amplitude total de movimento (de $89,9 \pm 12,2$ para $92,8 \pm 11,7$ cm², Δ : 3,2%; $p < 0,05$).

O protocolo de treino excêntrico, não promoveu qualquer alteração significativa da ASTF, em nenhuma das condições testadas (Total e Parcial). Os ligeiros decréscimos observados nas duas condições, 1,8% na condição amplitude total (de $81,9 \pm 9,1$ para $80,5 \pm 9,1$ cm²) e 2,5% na parcial (de $79,7 \pm 7,5$ para $77,8 \pm 7,1$ cm²), não obtiveram nenhum significado estatístico.

Da mesma forma, não se observou nenhuma alteração da ASTF no grupo de controlo ($91,4 \pm 10,6$ para $91,0 \pm 10,4$ cm², Δ : -0,4%, *n.s.*).

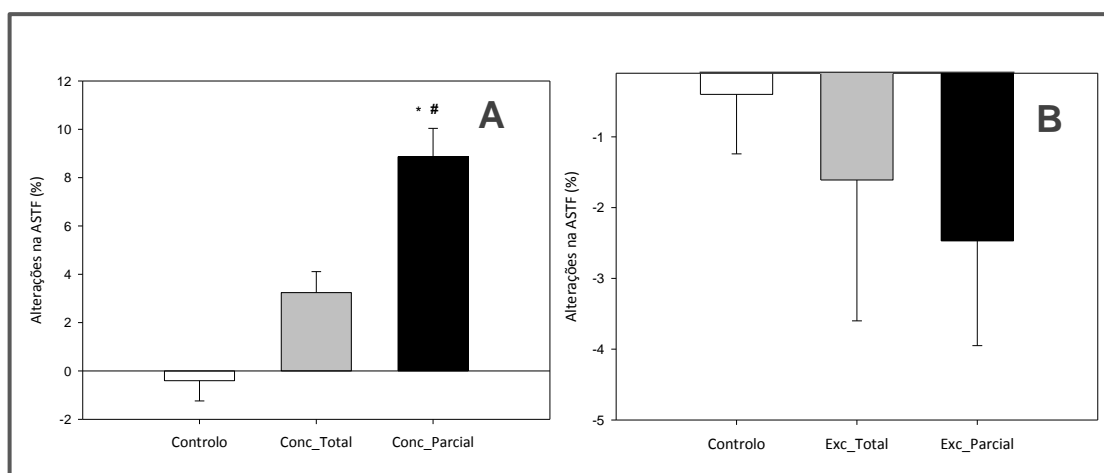


Figura 4-24 - Alterações relativas da área de secção transversal fisiológica do vasto externo, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm SEM. * Significativamente diferente do grupo de controlo ($p < 0,05$), # Significativamente diferente da condição de amplitude total ($p < 0,05$).

Adaptações Inter-Regionais do Vasto Externo

O protocolo de treino concêntrico promoveu um aumento da área de secção transversal e do volume muscular em todas as regiões analisadas (proximal, média e distal), não tendo sido observadas diferenças significativas entre as condições de amplitude total e parcial de movimento (Figura 4-25 e Tabela 4-26). Foi observada uma tendência para um aumento da massa muscular da zona proximal para a zona distal, com os maiores aumentos a verificarem-se a 50 e 75% do comprimento do

músculo, independentemente da amplitude angular trabalhada no treino (Figura 4-25). Embora não se tenham verificado diferenças significativas no aumento promovido a nível distal e médio, ambas as regiões obtiveram ganhos significativamente mais pronunciados comparativamente aos verificados na região proximal.

Um comportamento idêntico foi observado na condição de treino excêntrico de amplitude total. Esta condição de treino promoveu uma hipertrofia muscular ao longo de todo o comprimento muscular, embora mais acentuado na região distal (Δ : 12,7% contra os 10,0% na região média, e 8,4%, na proximal) (Tabela 4-27). A redução da amplitude de ação muscular, associada ao estímulo excêntrico não constitui estímulo mecânico suficiente para induzir adaptações no tamanho do músculo. Os pequenos aumentos verificados (0,4%, 2,1% e 4,1% nas regiões proximal, média e distal, respetivamente) não obtiveram qualquer significado estatístico ($p > 0,05$).

Tabela 4-26- Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na Área da Secção Transversal Anatômica (ASTA), medida a 25% (Proximal), 50% (Média) e 75% (Distal) do comprimento do vasto externo, para os grupos de controlo, concêntrico total e concêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA e *Kruskall-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos e para as comparações múltiplas.

| Grupo | ASTA - Proximal (cm ²) | | ASTA - Média (cm ²) | | ASTA - Distal (cm ²) | |
|-------------------------|---|-----------------|---|-----------------|---|-------------------------|
| | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino |
| G. Controlo | 25,4 \pm 4,2 | 25,3 \pm 4,3 | 35,3 \pm 4,7 | 32,4 \pm 5,4 | 22,5 \pm 3,7 | 22,4 \pm 4,2 |
| | $\Delta\%$: -0,37 | | $\Delta\%$: -0,49 | | $\Delta\%$: -0,04 | |
| GConc_Total | 26,5 \pm 2,5 | 27,3 \pm 2,6 | 33,3 \pm 4,1 | 35,1 \pm 4,2 | 23,1 \pm 3,3 | 24,7 \pm 3,4 |
| | $\Delta\%$: 3,03 | | $\Delta\%$: 5,50 | | $\Delta\%$: 6,86 | |
| GConc_Parcial | 26,4 \pm 2,8 | 27,2 \pm 2,9 | 33,1 \pm 3,8 | 34,6 \pm 3,9 | 22,6 \pm 3,2 | 24,1 \pm 3,5 |
| | $\Delta\%$: 2,93 | | $\Delta\%$: 4,46 | | $\Delta\%$: 6,72 | |
| Comparação entre Grupos | Chi ² =14,59 $p = 0,01$; $r_{es} = 0,43$ | | Chi ² =11,7 $p = 0,003$; $r_{es} = 0,43$ | | F = 16,816 ; df 2; $p = 0,000$ $\eta^2 = 0,57$; $\Omega^2 = 0,55$ | |
| Post-hoc | $p=0,000$ | $r_{es} = 0,80$ | $p=0,003$ | $r_{es} = 0,63$ | $p=0,000$ | $d=2,5$ $r_{es} = 0,78$ |
| | Controlo – GConc_Total | | Controlo – GConc_Total | | Controlo – GConc_Total | |
| Post-hoc | $p=0,001$ | $r_{es} = 0,77$ | $p=0,005$ | $r_{es} = 0,68$ | $p=0,000$ | $d=2,3$ $r_{es} = 0,75$ |
| | Controlo GConc_Parcial | | Controlo GConc_Parcial | | Controlo – GConc_Parcial | |
| Post-hoc | ns GConc_Total – GConc_Parcial | | ns GConc_Total – GConc_Parcial | | ns GConc_Total – GConc_Parcial | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

Tabela 4-27– Valores médios \pm SD obtidos antes e após o processo de intervenção, e ganhos relativos ($\Delta\%$) na Área da Secção Transversal Anatômica (ASTA), medida a 25% (Proximal), 50% (Média) e 75% (Distal) do comprimento do vasto externo, para os grupos de controlo, excêntrico total e excêntrico parcial. São apresentados os resultados do teste de comparação de grupos (ANOVA e *Kruskall-Wallis*), respetivos testes de *post-hoc* (*Scheffe* e *Mann-Whitney U*) e indicadores da Dimensão do Efeito para a comparação entre grupos, e para as comparações múltiplas.

| Grupo | ASTA - Proximal (cm ²) | | ASTA - Média (cm ²) | | ASTA - Distal (cm ²) | |
|-------------------------|--|-----------------|--|-----------------|--|-----------------|
| | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino | Pré-Treino | Pós-Treino |
| G. Controlo | 25,4 \pm 4,2 | 25,3 \pm 4,3 | 35,2 \pm 4,7 | 32,4 \pm 5,4 | 22,5 \pm 3,65 | 22,4 \pm 4,2 |
| | $\Delta\%: -0,37$ | | $\Delta\%: -0,49$ | | $\Delta\%: -0,04$ | |
| GExc_Total | 23,5 \pm 1,8 | 25,5 \pm 1,7 | 29,4 \pm 3,2 | 32,30 \pm 3,0 | 20,1 \pm 2,6 | 22,7 \pm 2,8 |
| | $\Delta\%: 8,43$ | | $\Delta\%: 10,0$ | | $\Delta\%: 12,7$ | |
| GExc_Parcial | 24,1 \pm 2,7 | 24,2 \pm 2,7 | 29,5 \pm 4,2 | 30,2 \pm 4,0 | 20,2 \pm 2,5 | 21,1 \pm 2,3 |
| | $\Delta\%: 0,37$ | | $\Delta\%: 2,13$ | | $\Delta\%: 4,06$ | |
| Comparação entre Grupos | Chi ² =15,37; df 2 $p = 0,000$; $r_{es} = 0,62$ | | F = 16,498 df 2 $p=0,000$ $\eta^2 = 0,59$; $\Omega^2 = 0,56$ | | Chi ² =14,73; df 2 $p = 0,001$; $r_{es} = 0,59$ | |
| Post-hoc | $p=0,001$ | $r_{es} = 0,79$ | $p=0,001$ | $d=2,53$ | $p=0,001$ | $r_{es} = 0,79$ |
| | Controlo – GExc_Total | | Controlo – GExc_Total | | Controlo – GExc_Total | |
| Post-hoc | ns | | ns | | ns | |
| | Controlo – GExc_Parcial | | Controlo – GExc_Parcial | | Controlo – GExc_Parcial | |
| Post-hoc | $p=0,001$ | $r_{es} = 0,78$ | $p=0,001$ | $d=2,18$ | $p=0,033$ | $r_{es} = 0,70$ |
| | GExc_Total – GExc_Parcial | | GExc_Total – GExc_Parcial | | GExc_Total – GExc_Parcial | |

p = nível de significância estatístico; η^2 = Dimensão do Efeito na distribuição; Ω^2 = Dimensão do Efeito na população; d = Dimensão do Efeito; r_{es} = Dimensão do Efeito

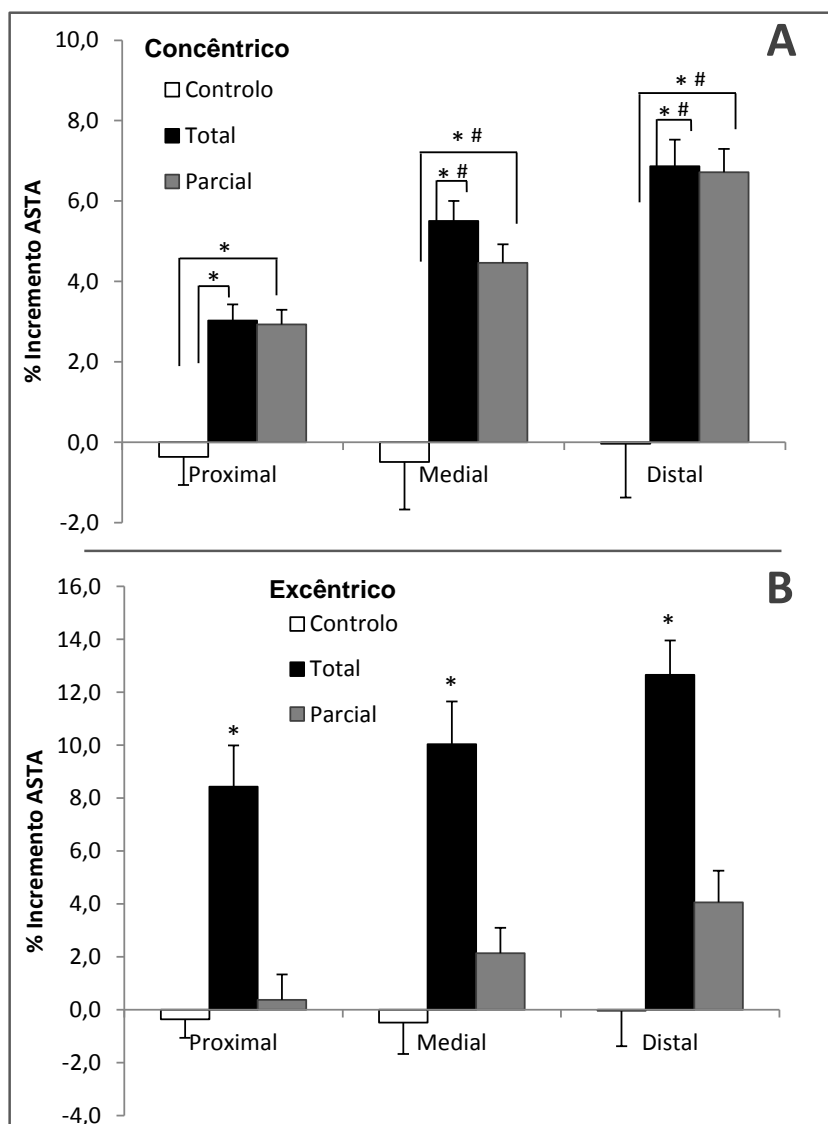


Figura 4-25 - Alterações relativas na área de secção transversal anatómica do vasto externo nas regiões proximal, média e distal, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. Em cima estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e em baixo, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada grupo de treino \pm o erro padrão da média (SEM). * Diferenças significativas para o grupo de controlo ($p < 0,001$). # Diferenças significativas para a região proximal ($p < 0,05$).

4.4.2.4 Alterações nas Características de Produção de Força

A capacidade de produção de força melhorou significativamente do pré-treino para o pós-treino. Quer no regime concêntrico, quer no excêntrico, as melhorias observadas são independentes da amplitude de movimento. No protocolo concêntrico, o momento máximo de extensão produzido no ângulo ótimo, aumentou de $290,7 \pm 45,0$ para $383,8 \pm 56,1$ Nm ($p=0,000$, $d=4,0$) na condição de amplitude total, e de $292,3 \pm 54,6$ para $365,4 \pm 44,7$ Nm, na amplitude parcial ($p=0,002$, $d=2,9$), correspondendo a um aumento relativo de 32,0 e 25,0%, respetivamente.

Também no protocolo de treino excêntrico, o momento máximo de força aumentou de $231,0 \pm 26,6$ para $323,0 \pm 40,2$ Nm ($p=0,000$, $d=5,2$) na condição de amplitude total de movimento, e de $240,4 \pm 18,2$ para $320,9 \pm 44,0$ Nm ($p=0,00$, $d=3,6$) na condição parcial, correspondendo a aumentos relativos de 39,8% e 33,5%, respetivamente.

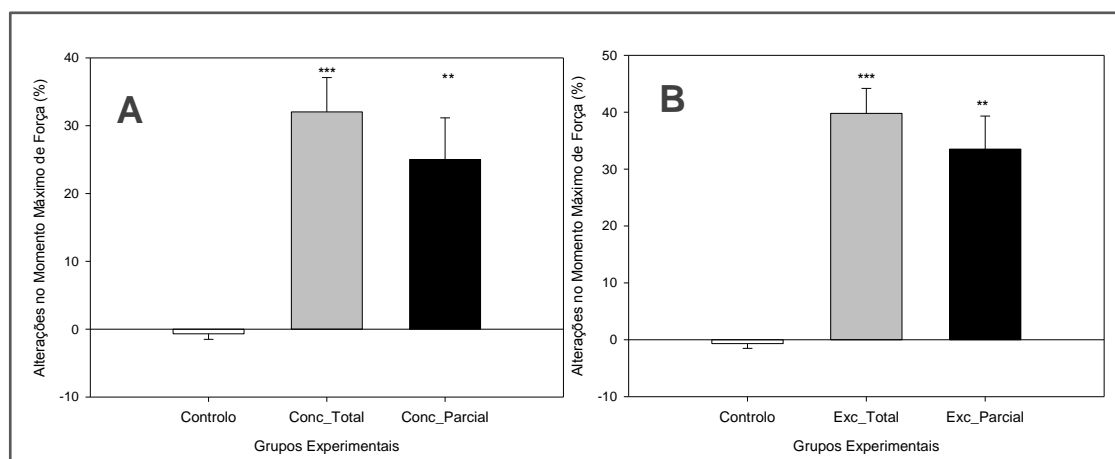


Figura 4-26 - Alterações relativas do momento máximo de extensão, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm SEM. Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

Embora tenha existido uma tendência de adaptação dos níveis de ativação voluntária dos agonistas e da co-ativação antagonista, estas não se mostraram suficientemente consistentes para obter um significado estatístico ($p > 0,5$; Tabela 4-29). Do mesmo

modo, não se verificaram alterações no ângulo articular ótimo de produção de força (Tabela 4-28), nem do braço de momento do tendão patelar (Tabela 4-29).

A correção do momento máximo de extensão para todos estes fatores devolveu, para o protocolo de treino concêntrico, um aumento da força máxima transmitida ao tendão (força máxima do quadríceps) de $27,8 \pm 5,9\%$ ($p=0,000$, $d=2,8$) na condição de amplitude total de movimento, e de $17,8 \pm 17,7\%$ na condição parcial ($p=0,012$, $d=2,2$; Tabela 4-28; Figura 4-27).

Em sequência do protocolo de treino excêntrico, a força máxima do quadríceps, aumentou de $6,0 \pm 0,6$ para $8,0 \pm 1,0$ KN na condição de amplitude total, e de $6,3 \pm 0,6$ para $7,9 \pm 1,2$ KN, correspondendo a aumentos relativos de 34,8 e 24,3%, respetivamente ($p < 0,001$; Tabela 4-26).

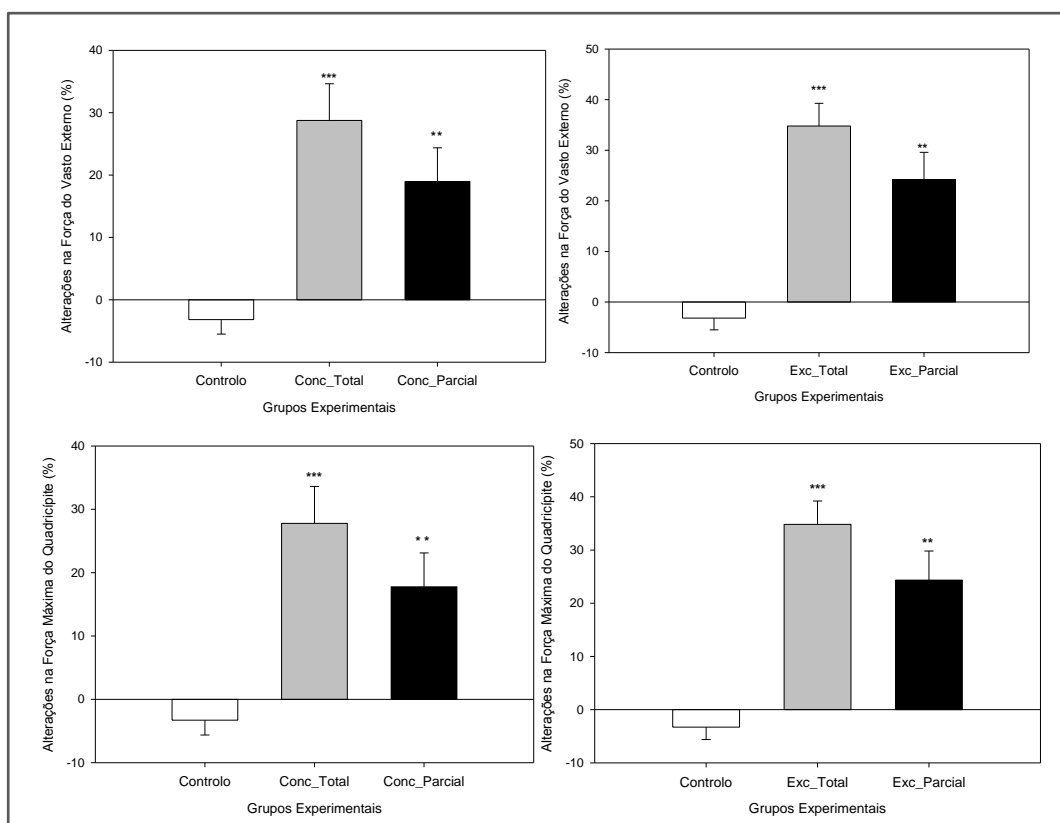


Figura 4-27- Alterações relativas da força máxima de extensão produzida pelo quadríceps femoral (em cima) e da força máxima desenvolvida pelo músculo vasto externo, tendo em consideração a orientação das respetivas fibras musculares (em baixo), observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico, e à direita, as do estímulo excêntrico. As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm SEM. Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

Tabela 4-28- Alterações absolutas e relativas das características de produção de força: momento máximo de extensão, força máxima transmitida ao tendão, força dos fascículos do vasto externo e ângulo ótimo, antes e após o processo de treino. Em tons claros, estão apresentadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico, e a escuro, as promovidas pelo estímulo excêntrico. São apresentados os valores médios \pm SD. Entre parêntesis é apresentado o erro padrão da média (SEM).

| Grupo | Pré-Treino | Pós-Treino | Δ % |
|--|-------------------------|-------------------------|---------------------------|
| Momento Máximo de Extensão (Nm) | | | |
| Concêntrico Total | 290,7 \pm 45,0 (13,6) | 383,8 \pm 56,1 (16,9) | 32,0 \pm 16,8 (5,6) *** |
| Concêntrico Parcial | 292,3 \pm 54,6 (16,5) | 365,4 \pm 44,9 (13,5) | 25,0 \pm 20,4 (6,1) ** |
| Excêntrico Total | 231,0 \pm 26,6 (8,9) | 323,0 \pm 40,2 (13,4) | 39,8 \pm 13,2 (4,4) *** |
| Excêntrico Parcial | 240,4 \pm 18,2 (6,1) | 320,9 \pm 44,0 (14,7) | 33,5 \pm 17,4 (5,8) *** |
| Grupo Controle | 298,0 \pm 28,9 (10,2) | 296,0 \pm 30,2 (10,7) | -0,7 \pm 2,3 (0,8) |
| Ângulo Ótimo (°) | | | |
| Concêntrico Total | 78,6 \pm 6,1 (1,9) | 79,1 \pm 5,1 (1,6) | 0,0 \pm 8,9 (2,7) |
| Concêntrico Parcial | 75,0 \pm 6,7 (2,0) | 76,8 \pm 5,3 (1,6) | 2,4 \pm 6,4 (1,9) |
| Excêntrico Total | 75,0 \pm 4,7 (1,6) | 76,7 \pm 7,1 (2,4) | 2,2 \pm 12,3 (4,1) |
| Excêntrico Parcial | 77,8 \pm 4,8 (1,6) | 75,0 \pm 4,7 (1,5) | -3,6 \pm 6,7 (2,2) |
| Grupo Controle | 73,8 \pm 4,2 (1,5) | 73,1 \pm 5,0 (1,8) | -0,9 \pm 3,8 (1,4) |
| Força Máxima Transmitida ao Tendão (KN) | | | |
| Concêntrico Total | 7,4 \pm 1,2 (0,4) | 9,4 \pm 1,3 (0,4) | 27,8 \pm 19,3 (5,8) *** |
| Concêntrico Parcial | 7,5 \pm 1,6 (0,5) | 8,8 \pm 1,3 (0,4) | 17,8 \pm 17,7 (5,3) * |
| Excêntrico Total | 6,0 \pm 0,6 (0,2) | 8,0 \pm 1,0 (0,3) | 34,8 \pm 13,2 (4,4) *** |
| Excêntrico Parcial | 6,3 \pm 0,6 (0,2) | 7,9 \pm 1,2 (0,4) | 24,3 \pm 16,4 (5,4) *** |
| Grupo Controle | 7,3 \pm 0,8 (0,3) | 7,0 \pm 1,0 (0,4) | -3,3 \pm 6,6 (2,3) |
| Força Máxima Vasto Externo (KN) | | | |
| Concêntrico Total | 2,6 \pm 0,4 (0,1) | 3,4 \pm 0,5 (0,1) | 28,8 \pm 19,5 (5,9) *** |
| Concêntrico Parcial | 2,6 \pm 0,5 (0,2) | 3,1 \pm 0,5 (0,2) | 19,0 \pm 18,0 (5,4) ** |
| Excêntrico Total | 2,1 \pm 0,2 (0,08) | 2,8 \pm 0,4 (0,1) | 34,8 \pm 13,5 (4,5) *** |
| Excêntrico Parcial | 2,2 \pm 0,2 (0,08) | 2,8 \pm 0,4 (0,1) | 24,1 \pm 16,4 (5,5) ** |
| Grupo Controle | 2,6 \pm 0,3 (0,1) | 2,5 \pm 0,4 (0,1) | -3,2 \pm 6,6 (2,3) |
| Tensão Específica (Ncm⁻²) | | | |
| Concêntrico Total | 83,6 \pm 17,3 (5,2) | 102,9 \pm 17,1 (5,2) | 23,0 \pm 18,4 (5,6) *** |
| Concêntrico Parcial | 85,8 \pm 19,6 (5,9) | 92,3 \pm 14,0 (4,4) | 7,6 \pm 17,5 (5,3) |
| Excêntrico Total | 74,2 \pm 14,3 (4,8) | 100,6 \pm 12,0 (4,0) | 35,5 \pm 15,3 (5,1) *** |
| Excêntrico Parcial | 79,9 \pm 11,1 (3,7) | 102,0 \pm 20,3 (6,8) | 27,6 \pm 19,4 (6,5) ** |
| Grupo Controle | 81,0 \pm 13,8 (4,9) | 78,0 \pm 11,7 (4,1) | -3,7 \pm 6,6 (2,3) |

Diferenças significativas relativamente ao grupo de controle ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

Também na força desenvolvida pelo vasto externo, tendo em consideração a orientação das suas fibras musculares (fascículos), não foram verificadas diferenças significativas entre as condições parciais e totais de movimento, ainda que se observe

uma tendência para maiores ganhos, na condição de amplitude total, em ambos os regimes de contração. Após o protocolo de treino concêntrico, foram verificados aumentos de 28,8% e 19,0%, respetivamente para as condições de amplitude total e amplitude parcial, sem diferenças estatisticamente significativas entre elas. Do mesmo modo, na condição de treino excêntrico, os aumentos verificados foram de 34,8% na amplitude total, e 24,1% na parcial, igualmente sem diferenças estatisticamente significativas.

A tensão específica, que resulta da razão entre a força produzida pelo vasto externo e a respetiva área de secção transversal fisiológica, permaneceu inalterável na condição parcial de movimento (regime concêntrico), onde ambas as variáveis aumentaram de forma proporcional após o treino. Na condição de amplitude total, a força desenvolvida pelo vasto externo aumentou proporcionalmente mais do que a ASTF.

Também após o treino excêntrico se observaram adaptações proporcionalmente diferentes na força do vasto externo e na ASTF, contribuindo para um aumento significativo da tensão específica. Estas adaptações podem ser melhor observadas na Tabela 4-28. Não se registaram quaisquer alterações nas características de produção de força dos elementos do grupo de controlo ($p > 0,05$; Tabela 4-28).

Tabela 4-29- Adaptações nas variáveis usadas para calcular a força máxima transmitida ao tendão: nível ativação voluntária, co-ativação antagonista e braço de momento do tendão patelar. Em tons claros, estão apresentadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico, e a escuro, as promovidas pelo estímulo excêntrico.

| Tabela 4-29 (início) | Grupo | Pré-Treino | Pós-Treino | Δ % |
|------------------------------------|---------------------|----------------------|----------------------|------------------------|
| Ativação Voluntária (%) | | | | |
| | Concêntrico Total | 94,0 \pm 2,5 (0,8) | 95,7 \pm 1,7 (0,5) | 1,8 \pm 2,2 (0,7) |
| | Concêntrico Parcial | 93,8 \pm 1,9 (0,6) | 96,0 \pm 1,4 (0,4) | 2,3 \pm 2,3 (0,7) * |
| | Excêntrico Total | 94,1 \pm 2,6 (0,9) | 96,0 \pm 1,3 (0,5) | 2,0 \pm 2,7 (0,9) |
| | Excêntrico Parcial | 93,6 \pm 2,9 (1,0) | 96,0 \pm 2,2 (0,7) | 2,5 \pm 2,7 (0,9) |
| | Grupo Controlo | 93,7 \pm 1,9 (0,6) | 93,5 \pm 1,8 (0,6) | -0,3 \pm 2,1 (0,8) |
| Co-ativação Antagonista (%) | | | | |
| | Concêntrico Total | 13,4 \pm 1,7 (0,5) | 11,2 \pm 1,6 (0,5) | -16,0 \pm 12,7 (3,8) |
| | Concêntrico Parcial | 13,0 \pm 1,1 (0,3) | 10,9 \pm 2,1 (0,6) | -16,2 \pm 15,7 (4,7) |
| | Excêntrico Total | 14,4 \pm 2,3 (0,8) | 13,8 \pm 2,0 (0,7) | -4,0 \pm 3,9 (1,3) |
| | Excêntrico Parcial | 14,2 \pm 1,8 (0,6) | 12,6 \pm 1,5 (0,5) | -11,6 \pm 10,1 (3,4) |
| | Grupo Controlo | 15,2 \pm 3,1 (1,1) | 15,2 \pm 2,3 (0,9) | -0,1 \pm 18,4 (6,5) |

Tabela 4-29 (continuação)

| Braço de Momento do Tendão Patelar (cm) | | | |
|---|------------------|------------------|-----------------|
| Concêntrico Total | 3,7 ± 0,2 (0,05) | 3,7 ± 0,2 (0,05) | 0,6 ± 1,4 (0,4) |
| Concêntrico Parcial | 3,6 ± 0,2 (0,05) | 3,7 ± 0,1 (0,04) | 0,7 ± 2,8 (0,8) |
| Excêntrico Total | 3,6 ± 0,1 (0,05) | 3,6 ± 0,1 (0,03) | 0,6 ± 3,5 (1,1) |
| Excêntrico Parcial | 3,6 ± 0,1 (0,04) | 3,6 ± 0,2 (0,06) | 1,1 ± 2,4 (0,8) |
| Grupo Controlo | 3,8 ± 0,2 (0,1) | 3,8 ± 0,2 (0,1) | 0,0 ± 1,8 (0,6) |

Diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo * $p < 0,05$

Relação Força – Comprimento

De uma forma geral, o processo de treino induziu um desvio da curva força-comprimento para cima, na direção de valores mais elevados de força (momento máximo isométrico). Os aumentos mais significativos ocorreram ao redor do ângulo ótimo, condição que é independente do regime de contração e da amplitude de movimento. É igualmente observável, uma tendência para ganhos progressivamente menores à medida que a condição mecânica (posição angular) se afasta do comprimento muscular ótimo, na direção das extremidades da curva momento-ângulo.

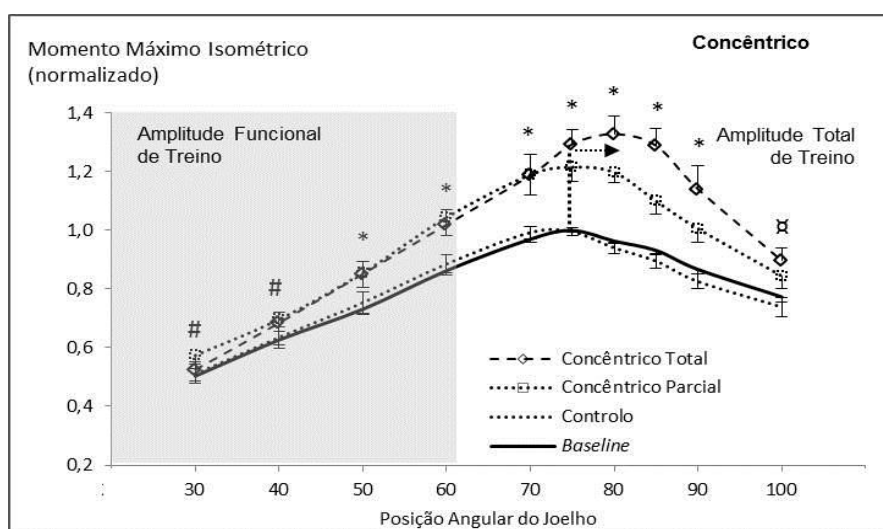


Figura 4-28- Relação momento de momento – ângulo antes (*baseline*) e após o protocolo de força concêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios ± SEM, normalizados ao máximo individual no momento inicial. A seta salienta o deslocamento do ângulo ótimo para a direita, na condição de amplitude total de movimento. São ainda apresentadas as diferenças entre grupos: *Significativamente diferente para os grupos de treino relativamente à *baseline* e controlo ($p < 0,001$); # Significativamente diferente apenas para a condição de amplitude parcial ($p < 0,05$); □ Significativamente diferente apenas para a condição de amplitude total ($p < 0,05$).

No protocolo de treino concêntrico, existiu um notório efeito de especificidade nas adaptações obtidas, com a condição de amplitude parcial a promover maiores ganhos nas posições angulares treinadas (Figura 4-28). A condição de amplitude total promoveu ganhos de força transversais a toda a amplitude angular avaliada, ainda que sem significado estatístico nos ângulos articulares de 30 e 40°. Nesta condição de amplitude total de movimento, foi ainda observado um desvio do ângulo ótimo em direção da flexão (ver seta na Figura 4-28), ou seja, para comprimentos musculares mais pronunciados (5° – dos 75 para os 80° – 6,7%).

No protocolo de treino excêntrico, existiu uma tendência para maiores ganhos na condição de amplitude total face à parcial, ainda que sem poder estatístico de diferenciação. Parece não existir influência da amplitude de treino nos ganhos observados, já que eles foram transversais a todas as posições angulares testadas, à exceção da posição angular de 100° de flexão do joelho, onde não se observaram alterações com significado estatístico. A amplitude total de movimento promoveu um desvio do ângulo ótimo em direção à flexão (ver seta na Figura 4-29), ou seja, para comprimentos musculares mais acentuados (10° – dos 70 para os 80° – um desvio de 14,3%).

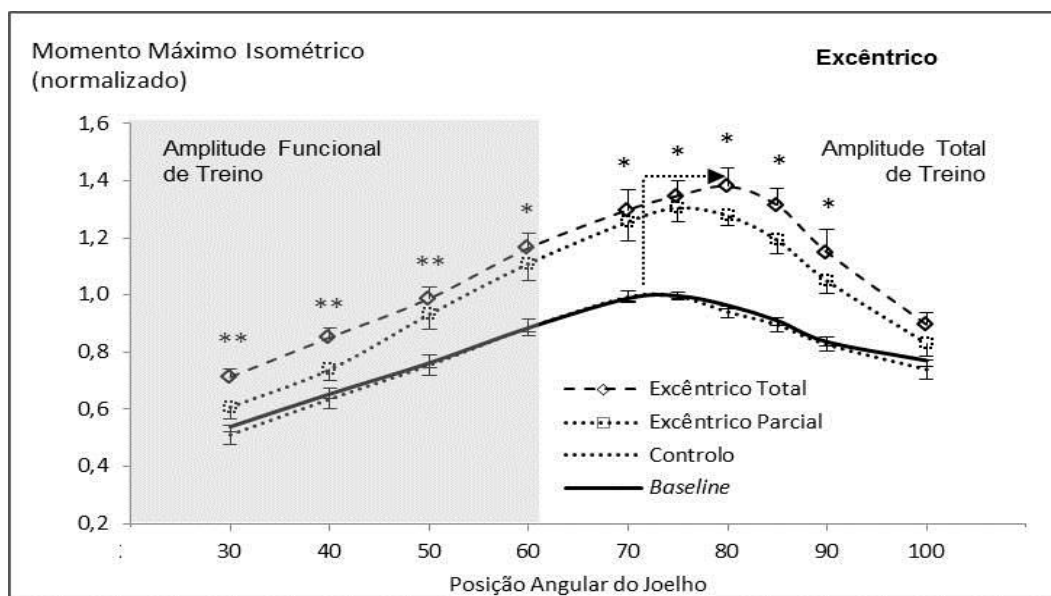


Figura 4-29- Relação momento de momento – ângulo antes (*baseline*) e após o protocolo de força excêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm SEM, normalizados ao máximo individual no momento inicial. A seta salienta o deslocamento do ângulo ótimo para a direita, na condição de amplitude total. São ainda apresentadas as diferenças significativas entre os grupos de treino, controlo e *baseline* ($p < 0,001$; ** 0,01).

Relação Força – Velocidade

A análise da relação momento-velocidade permitiu observar um efeito significativo da velocidade sobre o momento de força ($p < 0,001$), em todas as condições experimentais, exibindo um perfil idêntico à clássica curva força-velocidade [304]. O efeito do treino foi manifestado num aumento significativo do momento produzido em todas as velocidades angulares analisadas. No grupo de controlo, não foram observadas quaisquer alterações entre os dois momentos de avaliação (*baseline* e após 15 semanas; Figura 4-30 e Figura 4-31).

Apesar da sua condição de treino exigir exclusivamente contrações concêntricas, o protocolo de treino concêntrico promoveu, igualmente, alterações positivas na componente excêntrica da curva momento-velocidade (Figura 4-30). Não se observaram diferenças significativas entre as condições de amplitude total e amplitude parcial em nenhuma das três componentes da curva momento-velocidade – componentes concêntrica, isométrica e excêntrica.

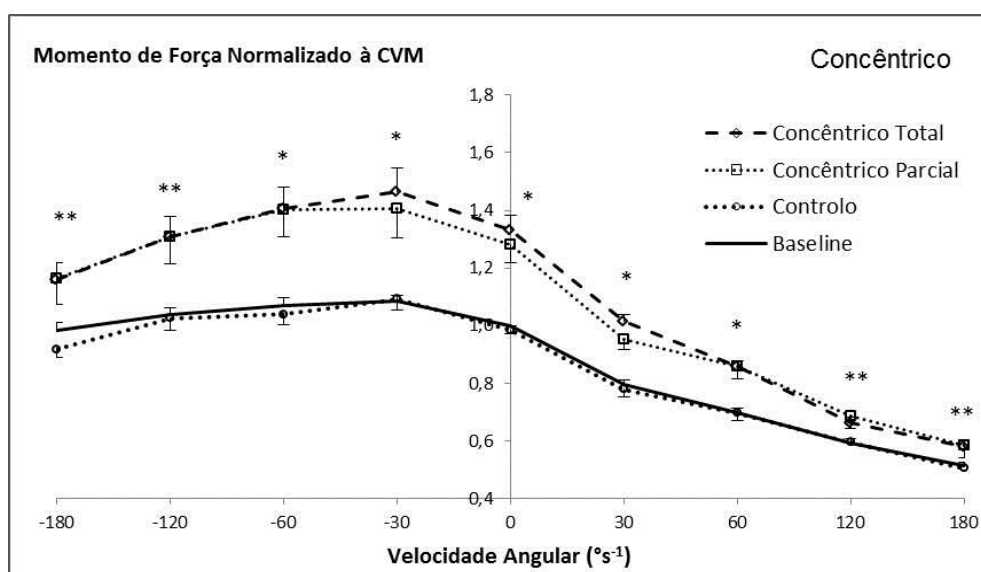


Figura 4-30- Relação momento de momento – velocidade, antes (*baseline*) e após o protocolo de força concêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (*SEM*), normalizados ao máximo individual no momento inicial de avaliação. Os asteriscos representam as diferenças significativas observadas nos grupos de treino relativamente à *baseline* e controlo (* $p < 0,001$; ** $p < 0,01$).

No protocolo de treino excêntrico, existiu um notório efeito de especificidade, manifestado na obtenção de maiores ganhos relativos nas contrações excêntricas, condição que foi independente da amplitude de treino privilegiada (Figura 4-31). À semelhança do que ocorreu com o estímulo concêntrico, a amplitude de ação muscular, não teve influência sobre as adaptações promovidas na curva força-velocidade, pois não foram observadas quaisquer diferenças entre as condições de amplitude total versus amplitude parcial de movimento nas adaptações promovidas na relação momento de força-velocidade angular.

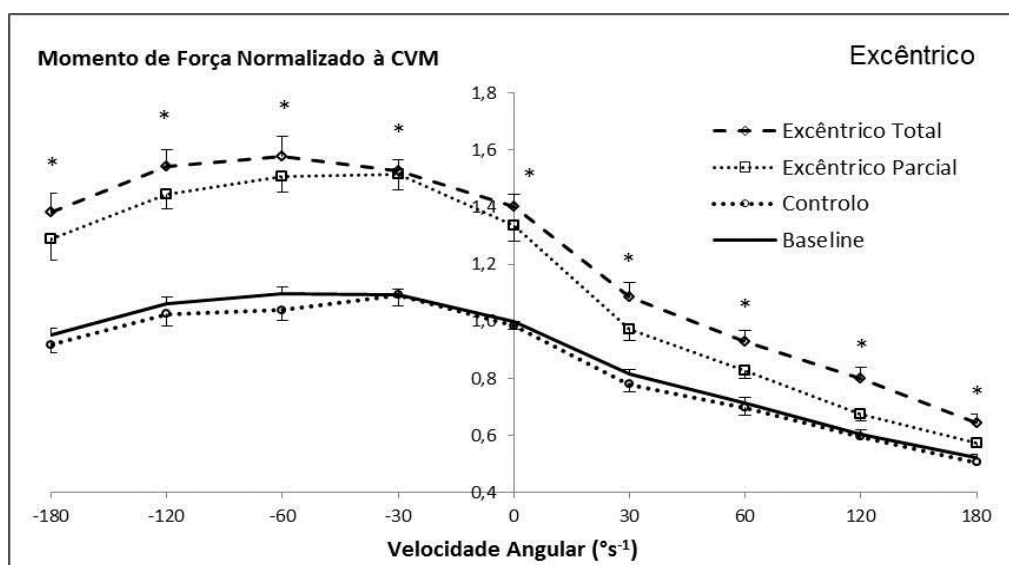


Figura 4-31- Relação momento de momento – velocidade, antes (*baseline*) e após o protocolo de força excêntrico (condições total, parcial e controlo). São apresentados os valores médios \pm o erro padrão da média (*SEM*), normalizados ao máximo individual no momento inicial de avaliação. Os asteriscos representam as diferenças significativas observadas nos grupos de treino relativamente à *baseline* e controlo ($p < 0,001$).

4.4.2.5 Alterações na Capacidade Funcional

As figuras apresentam as adaptações promovidas nas variáveis de desempenho do *Single Leg Jump* (SLJ). De uma forma geral, o processo de treino conduziu a melhorias do desempenho funcional, manifestadas nos aumentos significativos da velocidade de saída e da altura de salto atingida (Figura 4-32). No grupo de controlo não foi observada qualquer alteração, em nenhuma das variáveis mencionadas ($p > 0,5$).

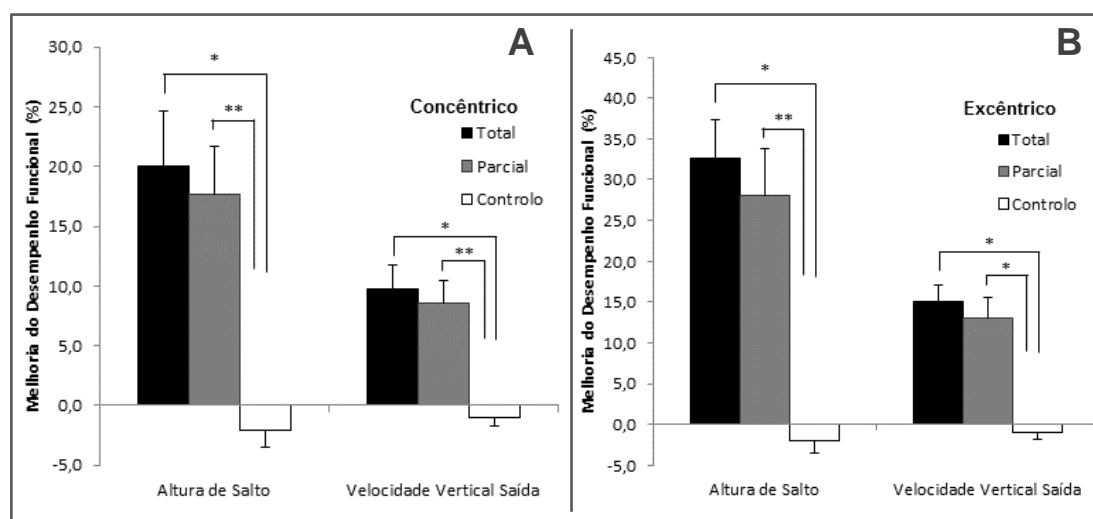


Figura 4-32- Alterações relativas observadas nos parâmetros de desempenho funcional: altura de salto e velocidade vertical de saída, observadas nas condições experimentais de amplitude total versus parcial e comparadas com às de controlo. À esquerda estão representadas as adaptações promovidas pelo estímulo concêntrico (A), e à direita, as do estímulo excêntrico (B). As barras representam as adaptações médias relativas de cada condição experimental \pm SEM. Os asteriscos representam diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo * $p < 0,001$, ** $p < 0,01$.

O aumento da capacidade de salto resultou de uma conjugação de fatores que potenciou a capacidade funcional pós-treino. Embora, sem se evidenciarem estatisticamente significativas, foram observadas adaptações positivas nos momentos de força e potências articulares gerados (Tabela 4-30).

Apesar da condição de treino excêntrico poder estar associada a ganhos de maior dimensão, as adaptações promovidas parecem independentes da amplitude de movimento dos exercícios de treino, já que não foram observadas diferenças dignas de registo entre as condições de amplitude total e parcial de movimento.

Tabela 4-30- Alterações absolutas e relativas nos parâmetros cinéticos e cinemáticos obtidos no teste de desempenho funcional: *Single Leg Jump* (SLJ), antes e após o processo de treino. São apresentados os valores médios \pm SD (SEM).

| Variável / Grupo | | Pré-Treino | Pós-Treino | Δ % |
|--|---------------------|----------------------|----------------------|---------------------------|
| Velocidade de Saída (ms^{-1}) | | | | |
| | Concêntrico Total | 1,8 \pm 0,2 (0,05) | 2,0 \pm 0,1 (0,04) | 9,7 \pm 6,9 (2,1) *** |
| | Concêntrico Parcial | 1,8 \pm 0,2 (0,05) | 2,0 \pm 0,2 (0,05) | 8,6 \pm 6,1 (1,9) *** |
| | Excêntrico Total | 1,7 \pm 0,1 (0,03) | 2,0 \pm 0,1 (0,05) | 15,1 \pm 6,0 (2,0) *** |
| | Excêntrico Parcial | 1,7 \pm 0,1 (0,04) | 1,9 \pm 0,2 (0,05) | 13,0 \pm 7,4 (2,5) *** |
| | Controlo | 1,8 \pm 0,1 (0,05) | 1,8 \pm 0,1 (0,05) | -1,0 \pm 2,1 (0,7) |
| Altura de Salto (cm) | | | | |
| | Concêntrico Total | 16,9 \pm 2,8 (0,8) | 20,3 \pm 2,4 (0,7) | 20,0 \pm 15,5 (4,7) *** |
| | Concêntrico Parcial | 17,2 \pm 3,2 (1,0) | 20,3 \pm 3,4 (1,0) | 17,6 \pm 13,3 (4,0) *** |
| | Excêntrico Total | 14,6 \pm 1,7 (0,6) | 19,4 \pm 2,8 (0,9) | 32,7 \pm 14,0 (4,7) *** |
| | Excêntrico Parcial | 14,6 \pm 2,1 (0,7) | 18,7 \pm 3,1 (1,0) | 28,0 \pm 17,1 (5,7) *** |
| | Controlo | 16,6 \pm 2,4 (0,9) | 16,2 \pm 2,4 (0,9) | -2,0 \pm 4,0 (1,4) |
| Potências Articulares Positivas (W/kg) | | | | |
| Anca | Concêntrico Total | 8,6 \pm 1,5 (0,5) | 9,6 \pm 1,9 (0,6) | 11,8 \pm 22,8 (6,9) |
| | Concêntrico Parcial | 8,8 \pm 2,3 (0,7) | 9,8 \pm 2,2 (0,7) | 12,2 \pm 38,8 (11,7) |
| | Excêntrico Total | 6,9 \pm 1,9 (0,7) | 9,1 \pm 2,3 (0,8) | 31,5 \pm 20,0 (6,7) ** |
| | Excêntrico Parcial | 7,5 \pm 2,5 (0,8) | 9,7 \pm 3,0 (1,0) | 29,0 \pm 38,6 (12,9) ** |
| | Controlo | 8,6 \pm 2,8 (1,0) | 8,5 \pm 2,6 (0,9) | -0,8 \pm 6,8 (2,4) |
| Joelho | Concêntrico Total | 16,5 \pm 3,0 (0,9) | 18,8 \pm 2,6 (0,8) | 13,9 \pm 7,6 (2,3) *** |
| | Concêntrico Parcial | 16,9 \pm 3,2 (1,0) | 17,4 \pm 2,9 (0,9) | 2,6 \pm 13,5 (4,1) |
| | Excêntrico Total | 14,7 \pm 2,2 (0,7) | 17,0 \pm 2,5 (0,8) | 15,6 \pm 11,4 (3,8) ** |
| | Excêntrico Parcial | 13,2 \pm 2,3 (0,8) | 15,8 \pm 2,9 (1,0) | 19,6 \pm 10,3 (3,4) ** |
| | Controlo | 16,8 \pm 3,0 (1,1) | 16,7 \pm 2,8 (1,0) | -0,7 \pm 6,5 (2,3) |
| Tornozelo | Concêntrico Total | 13,3 \pm 3,3 (1,0) | 12,3 \pm 2,7 (0,8) | -7,3 \pm 13,8 (4,2) |
| | Concêntrico Parcial | 12,4 \pm 2,5 (0,7) | 12,7 \pm 2,0 (0,6) | 2,4 \pm 11,8 (3,6) |
| | Excêntrico Total | 11,9 \pm 1,9 (0,6) | 15,0 \pm 1,5 (0,5) | 25,8 \pm 22,5 (7,5) ** |
| | Excêntrico Parcial | 12,8 \pm 1,8 (0,6) | 14,3 \pm 1,9 (0,7) | 11,3 \pm 9,2 (3,0) ** |
| | Grupo Controlo | 12,0 \pm 2,6 (0,9) | 12,1 \pm 2,9 (1,0) | 1,4 \pm 5,2 (1,9) |
| Stiffness Vertical (KN/m) | | | | |
| | Concêntrico Total | 3,7 \pm 1,1 (0,3) | 3,8 \pm 1,0 (0,1) | 4,7 \pm 23,2 (7,0) |
| | Concêntrico Parcial | 3,7 \pm 1,0 (0,3) | 3,8 \pm 0,9 (0,3) | 3,4 \pm 22,8 (6,9) |
| | Excêntrico Total | 3,4 \pm 0,5 (0,2) | 3,7 \pm 0,7 (0,2) | 10,2 \pm 5,7 (1,9) |
| | Excêntrico Parcial | 3,3 \pm 0,5 (0,2) | 3,5 \pm 0,4 (0,1) | 7,1 \pm 6,7 (2,2) |
| | Controlo | 3,5 \pm 1,0 (0,4) | 3,6 \pm 1,0 (0,4) | 2,0 \pm 4,7 (1,7) |

Tabela 4-30 (continuação)

| <i>Stiffness</i> Articular (Nm/°) | | | | |
|-----------------------------------|---------------------|------------------|------------------|----------------------|
| Anca | Concêntrico Total | 2,5 ± 0,6 (0,2) | 2,8 ± 0,8 (0,2) | 10,6 ± 19,0 (5,7) |
| | Concêntrico Parcial | 2,5 ± 0,7 (0,2) | 3,0 ± 0,6 (0,2) | 20,5 ± 30,1 (9,1) |
| | Excêntrico Total | 2,5 ± 0,9 (0,3) | 2,7 ± 0,6 (0,2) | 10,0 ± 24,0 (8,0) |
| | Excêntrico Parcial | 2,2 ± 0,3 (0,09) | 2,7 ± 0,3 (0,1) | 19,6 ± 9,9 (3,3) *** |
| | Grupo Controle | 2,8 ± 1,0 (0,3) | 2,8 ± 0,9 (0,3) | -0,8 ± 5,0 (1,8) |
| Joelho | Concêntrico Total | 2,5 ± 0,6 (0,2) | 2,6 ± 0,9 (0,3) | 5,5 ± 25,5 (7,7) |
| | Concêntrico Parcial | 2,5 ± 0,6 (0,2) | 2,5 ± 0,6 (0,2) | -1,1 ± 13,1 (3,9) |
| | Excêntrico Total | 2,0 ± 0,2 (0,06) | 2,2 ± 0,3 (0,1) | 9,8 ± 13,1 (4,4) |
| | Excêntrico Parcial | 2,1 ± 0,2 (0,07) | 2,3 ± 0,2 (0,05) | 8,1 ± 5,3 (1,8) |
| | Grupo Controle | 2,4 ± 0,8 (0,3) | 2,4 ± 0,7 (0,2) | -0,4 ± 9,8 (3,5) |
| Tornozelo | Concêntrico Total | 2,3 ± 0,5 (0,1) | 2,5 ± 0,9 (0,3) | 5,8 ± 27,2 (8,2) |
| | Concêntrico Parcial | 2,4 ± 0,4 (0,1) | 2,7 ± 0,6 (0,2) | 14,2 ± 16,3 (5,1) |
| | Excêntrico Total | 2,2 ± 0,4 (0,2) | 2,5 ± 0,2 (0,07) | 15,5 ± 25,3 (8,5) |
| | Excêntrico Parcial | 2,2 ± 0,3 (0,1) | 2,4 ± 0,3 (0,1) | 9,8 ± 7,6 (2,5) ** |
| | Grupo Controle | 2,3 ± 0,7 (0,3) | 2,4 ± 0,8 (0,3) | 1,3 ± 3,6 (1,3) |

*Diferenças significativas relativamente ao grupo de controlo *p <0,05, ** p <0,01, ***p <0,001; Diferenças significativas entre grupos de treino: #p <0,05, ###p <0,001*

4.4.3 Discussão

O presente estudo analisou a influência da amplitude dos exercícios de treino (amplitude funcional versus amplitude total de movimento) na resposta adaptativa das propriedades musculares, morfológicas, mecânicas e funcionais dos músculos extensores do joelho, nomeadamente do vasto externo. Para o efeito, foram consideradas duas abordagens distintas, tendo em consideração a amplitude e o regime de ação muscular. Por um lado, procurámos analisar a resposta muscular adaptativa à imposição de carga mecânica em diferentes comprimentos musculares, e por outro, verificar se esse efeito se mantinha, quando alterado o regime de contração. Os principais resultados mostraram que as adaptações promovidas na resposta motora, apesar de independentes da amplitude dos exercícios de treino, resultam de adaptações morfológicas, musculares e mecânicas que parecem a ser influenciadas pela amplitude da ação muscular. Apesar do volume de treino ter sido equalizado entre condições – o que apenas aconteceu no presente estudo –, a restrição da amplitude de movimento tende a promover menores ganhos do tamanho do músculo, particularmente quando associada ao regime de contração excêntrico. Também a

arquitetura muscular parece sensível à amplitude de ação muscular, adaptando-se de forma diferenciada às duas condições de treino. Quando a amplitude de movimento privilegia ações musculares de grande amplitude (amplitude total), o comprimento do fascículo tende a aumentar, enquanto amplitudes parciais, restringidas a comprimentos musculares reduzidos, parecem promover adaptações dependentes do regime de contração. Ações musculares concêntricas de reduzida amplitude tendem a aumentar o ângulo de penação, enquanto ações excêntricas de idêntica amplitude promovem o aumento do comprimento do fascículo.

A maioria dos estudos que investigou os efeitos crônicos de diferentes amplitudes dos exercícios de treino de força (amplitude total versus parcial) [59, 118, 119, 199] centrou a sua análise nas respostas neuromusculares promovidas por ambas as condições. De uma forma geral, esses estudos procuraram quantificar os ganhos de força e analisar a eficácia das repetições parciais nas adaptações promovidas nos restantes ângulos articulares. A eficiência da condição parcial de movimento está associada à possibilidade dos exercícios de treino poderem ser realizados na amplitude articular de maior vantagem mecânica [198, 199], permitindo aumentar a intensidade do exercício (cargas mais elevadas) [199], e com isso promover a obtenção de maiores ganhos de força. No presente estudo, a utilização de uma resistência isocinética, e a definição de uma amplitude parcial, restringida à fase ascendente da curva força-comprimento, conduziu a uma diferenciação da tensão mecânica associada a cada uma das condições experimentais testadas. Como é facilmente observável na Tabela 4-20 e Figura 4-22, a redução da amplitude do deslocamento angular implicou a diminuição da intensidade das contrações, traduzida no momento de força produzido pelos membros de amplitude parcial. Em média, durante as 15 semanas de treino a intensidade das contrações parciais (momento de força produzido) foi 13,2% inferior no protocolo concêntrico e 24,3% no excêntrico, conduzindo a um rácio médio de amplitude total/parcial de 1,15 e 1,32, respetivamente para as contrações concêntricas e excêntricas.

Face ao atrás exposto, e assumindo que a sobrecarga é um fator determinante no desenvolvimento da força, era expectável que a condição de amplitude total promovesse um aumento da capacidade de produção de força dos músculos extensores do joelho significativamente maior do que aquele promovido pela condição parcial de movimento. Contudo, apesar de evidenciarem essa tendência, os nossos resultados não obtiveram poder estatístico de diferenciação entre as duas condições

de treino. Quando considerado o momento máximo de extensão do joelho, obtido no ângulo ótimo e realizado em regime isométrico, foram observados incrementos relativos de 35,9 e 29,3%, respetivamente para as condições de amplitude total e amplitude parcial de movimento. Também relativamente à força máxima transmitida ao tendão (força máxima do quadríceps), os ganhos observados foram de 31,3% na condição de amplitude total e de 21,1% na de amplitude parcial, igualmente sem diferenças estatisticamente significativas entre condições. Apesar disso, a magnitude dos ganhos observados não pode ser considerada surpreendente e está de acordo com os resultados observados na literatura, ainda que as metodologias de avaliação da força – 1RM [198, 199, 240], momento máximo isométrico [41, 204], e/ou pico de momento isocinético [60] – tenham variado significativamente entre estudos.

Um resultado importante deste trabalho, foi a diferença encontrada nos níveis de hipertrofia muscular promovidos pelas diferentes condições experimentais. A amplitude total de movimento revelou-se eficaz na obtenção de massa muscular, já que, independentemente do regime de contração, foi observada uma resposta hipertrófica nas variáveis de espessura muscular, ASTA e volume muscular. Contudo, a eficiência da amplitude parcial no aumento da massa muscular, parece depender do regime de contração imposto. Nas condições parciais de movimento, observou-se um aumento das variáveis indicadoras de hipertrofia apenas no grupo que realizou contrações concêntricas (ΔEM : 6,7%, $p < 0.05$; $\Delta ASTA$: 4,1%, $p < 0,001$, $\Delta Volume$: 6,7%, $p < 0,001$), enquanto o grupo excêntrico não manifestou adaptações significativas no tamanho do músculo (ΔEM : 2,7%, n.s.; $\Delta ASTA$: 1,8%, n.s., $\Delta Volume$: 2,7%, n.s.). Estes resultados podem ser considerados aparentemente contraditórios, se lembrarmos que a tensão imposta pelo estímulo excêntrico, mesmo na amplitude articular parcial, foi sempre superior à imposta por qualquer uma das duas condições de treino concêntrico. No entanto, a tensão mecânica não representa o único fator promotor hipertrofia muscular [102, 262]. O aumento do tamanho das fibras musculares pode igualmente ser potenciado por um nível aumentado de *stress* metabólico ou por dano estrutural da célula muscular [149, 262, 263]. Deste modo, será sempre especulativo discutir sobre os mecanismos que terão estado associados aos resultados agora reportados. No entanto, é possível que o aumento do volume muscular promovido pelo treino concêntrico tenha decorrido essencialmente de um superior *stress* metabólico, reconhecidas que são as elevadas concentrações de lactato produzidas pelas contrações concêntricas [79, 134]. O *stress* metabólico manifesta-se pela acumulação de metabolitos (ácido láctico, iões de hidrogénio,

fosfato inorgânico, e outros) [253, 263, 264, 276, 284], que decorrem de exercícios musculares que utilizam a via glicolítica para a produção de ATP. Estes metabolitos contribuem para o aumento da degradação da fibra muscular e estimulam a secreção de fatores de crescimento [165], mediando assim o aumento da resposta hipertrófica [48]. As contrações excêntricas, por sua vez, têm-se distinguido, sobretudo, pelas elevadas cargas de alongamento que causam danos estruturais nas fibras musculares [55, 94, 133, 262], principalmente quando associadas a grandes comprimentos musculares. Assim, é também possível que a restrição da amplitude de treino a comprimentos musculares mais reduzidos (fase ascendente da relação força-comprimento) tenha promovido a diminuição da tensão de alongamento imposta aos sarcômeros, e com isso reduzido o dano estrutural causado. Ainda assim, este resultado não deixa de ser surpreendente, face à dimensão dos ganhos hipertróficos reportados na literatura em sequência de treino excêntrico, ainda que sem qualquer restrição da amplitude de movimento [22, 103]. Aliás, tanto quanto é do nosso conhecimento, o presente trabalho terá sido o primeiro a analisar as adaptações morfológicas, arquiteturais e funcionais decorrentes da restrição da amplitude muscular excêntrica, condição que torna difícil qualquer comparação de dados. De qualquer forma, a dimensão das adaptações observadas no presente estudo, sob a condição de amplitude total de movimento, está de acordo com as reportadas na literatura, e é comparável, por exemplo, com o trabalho de Franchi et al. [103], que reportou um incremento de 6% após 10 semanas de treino excêntrico realizado num equipamento *leg-press* ou de Baroni et al [22] que referiu aumentos de 9,0% da espessura muscular do vasto externo após 12 semanas de treino excêntrico em equipamento isocinético.

Em sequência do atrás exposto, e devido à já reportada heterogeneidade regional hipertrófica do complexo músculo-tendinoso em reposta ao treino de força [34, 36, 130, 204, 223, 247, 266, 276], procurámos também analisar a influência da amplitude de ação muscular nas adaptações morfológicas regionais do vasto externo. Considerando que redução da amplitude de ação muscular, associada ao estímulo excêntrico não constituiu estímulo mecânico suficiente para induzir adaptações no tamanho do músculo, a nossa análise centrar-se-á apenas nas adaptações decorrentes da manipulação da amplitude de movimento sob condições concêntricas de ação muscular. De uma forma geral, foi observada uma tendência para um progressivo aumento da hipertrofia muscular da zona proximal para a distal, com os maiores aumentos a verificarem-se a 50 e 75% do comprimento do músculo, condição

que é independente da amplitude angular trabalhada no treino. Por outras palavras, a manipulação da amplitude angular dos exercícios, não promoveu alterações na resposta hipertrófica adaptativa ao longo do comprimento do músculo. A carência de informação sobre este tema torna difícil uma eventual comparação e discussão de resultados. Daquilo que nos foi possível apurar, apenas dois outros estudos [41, 204] analisaram a influência da amplitude de movimento nas adaptações musculares dos extensores do joelho, e mesmo assim com resultados distintos. Bloomquist et al. [41] não encontraram diferenças entre as condições de amplitude parcial (meio agachamento) e amplitude total (agachamento completo) nas respostas adaptativas morfológicas dos músculos extensores do joelho. Os autores referem, no entanto, que a hipertrofia promovida nos músculos da região anterior da coxa (costureiro, quadricípite femoral, e adutores na região proximal), avaliada através de cortes axiais transversais obtidos por ressonância magnética, não se relaciona com as adaptações na espessura muscular do vasto externo (medida obtida a 50% do comprimento da coxa, e sem qualquer adaptação observável), sendo eventualmente, melhor explicada por adaptações promovidas nos restantes grupos musculares (não avaliados). Contrariamente, McMahon et al. [204] referem que exercícios de força realizados com amplas amplitudes angulares (combinação de vários exercícios de extensão do joelho, realizados entre os 0 e os 90° de flexão) promovem maior hipertrofia da região distal do vasto externo (ASTA a 75% do comprimento total do fémur), comparativamente a exercícios de amplitude reduzida (0 – 50° de flexão), concluindo que a manipulação da amplitude de ação muscular poderá influenciar a relação tensão/deformação ao longo do comprimento do músculo, promovendo uma discrepância da tensão mecânica entre regiões musculares. No entanto, é importante salientar que, em nenhum destes estudos, o volume de treino, traduzido no tempo sob tensão, foi equalizado entre condições. Isto significa que, para um mesmo número de séries e repetições, a condição de amplitude parcial de movimento resultou num diminuído tempo de tensão aplicado ao músculo, condicionando, assim, o volume total de treino. Considerando que o volume de treino é um fator crítico para o aumento da hipertrofia muscular [262, 263], é possível que as adaptações anteriormente mencionadas decorram de diferentes volumes de treino, e não da manipulação da amplitude de movimento. No nosso estudo, procurámos efetivar essa equalização através da quantificação do tempo (em segundos) em que o músculo esteve sujeito a sobrecarga. Assim, o volume de treino foi equalizado através da prescrição aumentada do número de séries e repetições nos grupos de amplitude parcial de movimento, de forma a compensar a

duração diminuída das respectivas contrações (para mais detalhes ver Tabela 3-2) da metodologia). Deste modo, é possível que as diferenças observadas e agora reportadas decorram, efetivamente, de amplitude articular trabalhada e sejam o reflexo das respectivas características mecânicas.

Os dois estudos mencionados anteriormente terão sido também, os únicos a analisar a influência da amplitudes de movimento dos exercícios de treino nas adaptações promovidas na arquitetura muscular [41, 204]. Nesses estudos, o aumento observado de massa muscular foi acompanhado por um aumento significativo do ângulo de penação, cuja adaptação parece ser independente da amplitude articular dos exercícios de treino. Relativamente ao comprimento do fascículo, apenas o estudo de McMahon et al., [204], refere uma dependência da amplitude de movimento, com os exercícios de maior amplitude a promoverem adaptações positivas de maior dimensão. Tais resultados sugerem que o maior grau de variação de comprimento do músculo, associado aos exercícios de maior amplitude angular, pode ser o estímulo promotor de adaptações positivas no comprimento dos fascículos. Face a isso, e às evidências da literatura de que adaptações específicas na arquitetura muscular dependem também do regime de contração muscular [22, 55, 103, 189], formulámos e testámos a hipótese de que a restrição da amplitude de movimento a comprimentos fasciculares mais reduzidos seria um estímulo promotor do aumento do ângulo de penação, principalmente quando acompanhadas por ações musculares concêntricas, enquanto o estímulo de amplitude total seria um fator diferenciador das adaptações induzidas no comprimento do fascículo, sobretudo quando associadas a ações musculares excêntricas.

De acordo com as nossas expectativas, os resultados obtidos confirmaram a hipótese de uma reorganização arquitetural diferenciada em função da amplitude de movimento privilegiada no treino. A condição de amplitude total promoveu, de facto, um superior aumento do comprimento do fascículo comparativamente à condição de amplitude parcial, situação que é independente do regime de contração associado. A excursão muscular máxima utilizada no presente estudo (condição de amplitude total – 100° de flexão do joelho) terá imposto um maior grau de alongamento às fibras musculares do vasto externo comparativamente à condição de amplitude parcial (60° de flexão). Tal situação conduziu a adaptações positivas do comprimento do fascículo, cuja dimensão se torna mais significativa quando a contração muscular é associada a um alongamento das fibras musculares (contração excêntrica). Estes resultados são

consistentes com as evidências observadas em modelos animais de que variação de comprimento muscular (ou excursão muscular) [163] e as contrações excêntricas [189] são fatores promotores de alterações no comprimento do fascículo. Também de acordo com as nossas expectativas, e face às evidências da literatura de que o estímulo concêntrico favorece o aumento do número de sarcômeros em paralelo [149, 155, 181], foi observado, apenas em sequência do protocolo concêntrico, um aumento significativo do ângulo de penação, condição que é independente da amplitude de movimento. O mesmo resultado tinha já sido reportado no estudo de McMahon et al. [204], salientando-se, no entanto, que a dimensão da adaptação e, sobretudo, a diferença observada entre condições de treino, pode estar sobrestimada, face à já salientada discrepância entre os respetivos volumes de treino.

Um outro resultado interessante do presente estudo foi a observação de que exercícios de amplitude total de movimento promovem um aumento mais acentuado da tensão específica do vasto externo. Este parâmetro, que representa a força produzida por unidade de área muscular (ASTF), reflete a desproporção observada entre ganhos de força e ganhos de massa muscular, tantas vezes reportada em sequência de treino de força [92]. Normalmente, é avançada a explicação de que uma melhoria da capacidade de ativação neural, mais do que os ganhos observados no tamanho do músculo, pode justificar essa desproporção entre a massa muscular e força produzida [215, 281]. No entanto, no presente estudo, o nível de ativação voluntária do quadríceps aumentou apenas $\approx 2,2\%$, sem obter significado estatístico, mas de acordo com os ganhos observados em estudos anteriores [92, 247, 260]. De igual forma, foi também observada uma alteração mínima dos padrões de co-ativação antagonista após o treino ($\approx -12\%$), igualmente consistente com a tendência encontrada na literatura [92, 135, 247]. Assim, aparentemente, a contribuição das adaptações neurais para os ganhos de força observados no momento máximo de extensão (≈ 36 e 29% , respetivamente nas condições de amplitude total e amplitude parcial de movimento) terá sido muito reduzida. Além disso, a correção do momento máximo de extensão para os fatores atrás referidos (ativação voluntária e co-ativação antagonista) e para o braço de momento do tendão patelar (que se manteve inalterado após o treino), devolveu um aumento da força máxima do quadríceps de ≈ 31 e 21% respetivamente para as condições de amplitude total e parcial de movimento. Consequentemente, o fator decisivo para os ganhos observados na força máxima produzida pelos extensores do joelho, terá acontecido a nível muscular, através do aumento da massa muscular e da qualidade muscular [64]. Deste modo, é possível

concluir que o processo de treino, sobretudo quando realizado em condição de amplitude total de movimento, resultou num real aumento da tensão específica do quadríceps em geral, e do vasto externo em particular, fato que contribuiu decisivamente para o aumento dos níveis de força observados no presente estudo. Apesar de não ser possível deduzir, a partir dos nossos resultados, a razão pela qual este aumento aconteceu, existem várias explicações apresentadas na literatura. Uma delas assenta na possibilidade de um aumento do número de miofilamentos espessos por unidade de área muscular (*packing density*), condição que foi já reportada após treino de força de longa duração [234, 235]. Outra alternativa reside na possibilidade de uma alteração na composição do tipo de fibras musculares e/ou de uma hipertrofia preferencial das fibras tipo-II [56, 282], e ainda uma eventual alteração da qualidade da ligação entre o tecido contráctil e o tecido conjuntivo circundante, condição que favorece a transmissão de força do músculo para os tendões e segmentos ósseos [150].

Uma das possíveis consequências mecânicas da manipulação da amplitude de movimento dos exercícios de treino é a alteração da relação muscular força-comprimento. Respeitando o “princípio da acentuação” [313] que propõe a realização dos exercícios de treino numa amplitude próxima das exigidas funcionalmente e baseados no pressuposto de que as propriedades mecânicas do músculo-esquelético apresentam significativa adaptabilidade às exigências funcionais da atividade [129, 259], era nossa convicção que a restrição da amplitude de treino a comprimentos musculares mais reduzidos promovesse um desvio da curva força-comprimento na direção da sua fase ascendente. Isto significaria que o músculo se tornaria funcionalmente mais adaptado às tarefas quotidianas e/ou desportivas, conseguindo desenvolver maiores níveis de força na amplitude angular crítica do desempenho funcional (angulações próximas da extensão máxima do joelho). Os resultados obtidos confirmaram parcialmente este tipo de adaptação, evidenciando um claro efeito de especificidade nos ganhos de força. A condição parcial de movimento potenciou a força produzida nas posições angulares funcionais, mas não de forma suficientemente vincada que se traduzisse num desvio da curva força-comprimento para a esquerda, nem capaz de promover alterações no desempenho funcional em tarefas de salto vertical. Este efeito de especificidade foi confirmado por uma análise da dimensão do efeito ($0,7 < d < 2,9$, $0,64 < r_{es} < 0,82$) que indica um forte poder explicativo da condição amplitude parcial de movimento (51%) sobre os ganhos de força obtidos naquela amplitude angular (30-60°). Idêntico resultado tinha já sido reportado para os músculos

extensores do joelho, num estudo [118] que comparou o efeito de exercícios de uma amplitude total (dos 120° aos 0° de flexão do joelho) e duas amplitudes parciais de movimento (dos 120° aos 60° e dos 60° aos 0°), tendo reportado ganhos de força exclusivos à amplitude angular treinada. Esta tendência foi confirmada em vários outros estudos [41, 59, 171, 198, 204, 240], e apesar de funcionalmente vantajosa, foi interpretada por alguns autores como potenciadora de desequilíbrios musculares, levando-os a sugerir a utilização da amplitude total nos exercícios de treino de força [118], sobretudo quando direcionados a principiantes [240]. Segundo os autores, a utilização da amplitude total é mais eficiente na obtenção de maiores níveis de força, promove ganhos transversais a todos os ângulos articulares e reduz o risco de lesão muscular [240]. No entanto, existem estudos que reportam ganhos de força idênticos e transversais a todos os ângulos articulares, independentemente da amplitude de movimento utilizada no treino (total ou parcial) [119, 199], havendo ainda quem defenda a supremacia dos exercícios de amplitude parcial na obtenção de maiores níveis de força e hipertrofia muscular [273]. Na nossa perspetiva, e face aos resultados obtidos no presente estudo, não existem fortes contraindicações para a restrição da amplitude angular dos exercícios de treino, desde que devidamente direcionados às exigências funcionais da atividade. Pode ser até aconselhável, a sua inclusão no processo de treino de populações específicas. Por exemplo, dada a especificidade e as exigências funcionais da maioria dos gestos desportivos, os atletas poderão beneficiar deste tipo de intervenção em fases específicas da sua preparação. Do mesmo modo, é, igualmente importante, saber privilegiar a amplitude total dos exercícios de treino, quando se trata de aumentar os índices de massa muscular e/ou desenvolver a força geral, por exemplo com jovens atletas e/ou iniciantes em treino de força.

4.4.4 Conclusão

Os resultados obtidos neste estudo sugerem que 15 semanas de treino de força, independentemente da amplitude articular privilegiada no treino, induzem ganhos positivos na resposta mecânica e funcional de jovens adultos, manifestados na melhoria da capacidade de produção de força e do desempenho funcional. Contudo, estas respostas funcionais, embora de idêntica dimensão, resultam de diferentes reorganizações da morfologia e arquitetura musculares. A amplitude total de movimento tende a promover maiores ganhos no comprimento do fascículo e na hipertrofia muscular, condição que terá repercussões vantajosas na velocidade de contração muscular e no desenvolvimento da força geral. Contrariamente, quando a amplitude de ação muscular é restringida a comprimentos musculares reduzidos (amplitude parcial), as adaptações musculares tendem a ser mais específicas e podem adquirir maior importância em etapas avançadas de treino de força, ou em fases específicas de preparação desportiva.

Capítulo 5: Conclusões

Este capítulo apresenta as conclusões gerais desta investigação, com base nos resultados obtidos, e apresenta sugestões para futuros trabalhos científicos.

5.1 Introdução

Neste último capítulo são apresentadas as conclusões gerais desta investigação, as quais foram suportadas nos resultados apresentados no capítulo anterior e que resumem as conclusões parciais dos trabalhos apresentados. Partindo dos objetivos que fundamentaram e orientaram toda a investigação, procuraremos, neste capítulo, responder, de forma clara e sucinta, às perguntas/hipóteses de estudo colocadas inicialmente, no capítulo 1.

Procurámos, sempre que possível, retirar dos resultados obtidos, ilações e recomendações práticas e aplicativas, que possam vir a ser consideradas no processo de preparação de diferentes populações de atletas, particularmente no que ao treino da força diz respeito.

Finalmente, em sequência das muitas experiências vivenciadas, limitações observadas e expectativas criadas, concluímos esta dissertação com algumas recomendações e hipóteses de investigação futuras.

5.2 Principais Conclusões da Investigação

De acordo com as perguntas/hipóteses iniciais de estudo, a nossa investigação permitiu concluir o seguinte:

1. Existe uma reorganização arquitetural distinta em resposta a regimes de contração diferenciados. O estímulo concêntrico promove o aumento do ângulo de penação e um ligeiro aumento no comprimento do fascículo, o que se traduz num aumento da área de secção transversal fisiológica. Ao invés, quando o treino é realizado em condições de contração excêntrica, a hipertrofia muscular ocorre, principalmente, devido ao aumento do comprimento do fascículo, sem qualquer alteração do ângulo de penação;
2. Apesar de alguns estudos de referência não terem consigo evidenciar esta adaptação [36], o presente trabalho, em linha com duas recentes investigações [22, 103], foi dos primeiros a evidenciar que 15 semanas de treino de força em regime de contração excêntrico são suficientes para induzir o aumento do

- comprimento do fascículo (13,1%). Estes resultados, conjugados com as evidências em estudos com modelos animais, que referem que o aumento do comprimento do fascículo decorre da adição de sarcómeros em série [188], permite sugerir que a repetição sistemática de contrações máximas excêntricas constituirá um estímulo mecânico promotor de hipertrofia muscular, sustentada na adição de sarcómeros em série;
3. A amplitude de movimento dos exercícios de treino é um fator promotor de diferentes adaptações arquiteturais e morfológicas. A restrição da amplitude de movimento tende a promover menores ganhos no tamanho do músculo, particularmente quando associada a regimes de contração excêntricos. A utilização da amplitude total de movimento contribui para promover um aumento no comprimento do fascículo. Ações musculares concêntricas de pequena amplitude privilegiam o aumento do ângulo de penação, enquanto ações musculares excêntricas da mesma amplitude possibilitam um ligeiro aumento do comprimento do fascículo;
 4. Uma reorganização da arquitetura muscular terá sempre consequências nas propriedades mecânicas do complexo músculo-tendinoso. A relação força-comprimento é sensível, sobretudo, ao aumento do comprimento do fascículo, condição que promove uma alteração do ângulo ótimo de produção de força, com conseqüente desvio da curva para a direita, no sentido de comprimentos musculares mais acentuados;
 5. O desenvolvimento da força máxima parece ser independente da amplitude de movimento privilegiada no treino. Existe, no entanto, uma tendência para um efeito de especificidade dos ganhos observados, com a condição de amplitude parcial a potenciar a força produzida nas posições angulares treinadas. A amplitude total de movimento é mais eficiente na obtenção de ganhos transversais a todos os ângulos articulares;
 6. O efeito de especificidade mencionado anteriormente para a condição de restrição da amplitude de movimento não foi suficiente para promover um desvio da curva força-comprimento para a esquerda. No entanto, é possível que a duração da intervenção (15 semanas) tenha sido demasiado pequena para promover tal adaptação. Admitimos que um prolongamento do treino, poderá promover, a longo prazo, uma adaptação desse género;
 7. As adaptações promovidas na relação força-velocidade são independentes da amplitude de movimento, mas tendem a ser específicas do modo de contração.

O treino desenvolvido sob condições excêntricas de contração apresenta um claro efeito de especificidade, manifestado em maiores ganhos relativos da componente excêntrica da curva força-velocidade. O estímulo concêntrico promove adaptações mais equilibradas, desenvolvendo, de igual forma, as três componentes da curva força-velocidade (componentes concêntrica, isométrica e excêntrica), podendo classificar-se como um estímulo mecânico geral;

8. O aumento do comprimento do fascículo é um fator determinante da capacidade funcional, mostrando-se relacionado com melhores desempenhos em tarefas explosivas do membro inferior.

5.3 Implicações Práticas

Chegados a este ponto, parece-nos importante referir algumas implicações que as adaptações mencionadas podem adquirir na prática.

1. O comprimento das fibras (ou fascículos) é considerado, atualmente, o fator mais determinante da velocidade de contração, podendo assumir implicações favoráveis no desempenho de provas de potência e velocidade [4, 5, 172]. Sendo o estímulo excêntrico um fator promotor de adaptações positivas no comprimento das fibras musculares, recomenda-se a sua integração em programas de treino que objetivem o aumento da velocidade de contração muscular. Por outras palavras, o treino excêntrico é uma condição essencial para atletas de velocidade e potência muscular;
2. A utilização de exercícios de amplitude parcial ou reduzida, desde que funcionalmente orientados, parece não apresentar nenhuma desvantagem no desenvolvimento dos níveis de força e pode ser até aconselhável no processo de treino de populações específicas. Por exemplo, dada a especificidade e as exigências funcionais da maioria dos gestos desportivos, os atletas poderão beneficiar deste tipo de intervenção em fases específicas da sua preparação. Também em casos de reabilitação, nos quais os pacientes possuam amplitude limitada de movimento, a integração de exercícios de força parciais pode desempenhar um papel relevante;

3. A amplitude total de movimento deve ser considerada quando o objetivo é o desenvolvimento da hipertrofia muscular, ou o desenvolvimento da força geral, por exemplo com jovens atletas e/ou iniciantes em treino de força.

5.4 Recomendações para Futuras Investigações

A principal limitação do presente estudo terá sido a ausência de avaliações intermédias (e.g. às 5 e 10 semanas) que permitissem aceder à cronologia das adaptações, sobretudo na arquitetura muscular. Existe, ainda, uma clara lacuna na literatura sobre este tema [36, 103], pelo que futuros trabalhos devem ser projetados e orientados no sentido de permitir esse tipo de análise.

Do mesmo modo, dadas as recentes evidências de uma adaptação morfológica diferenciada entre os músculos extensores do joelho [36, 55] será importante observar quais as adaptações promovidas nas restantes porções do quadríceps (sinergistas do vasto externo nas tarefas de treino desenvolvidas). Também a informação de uma adaptação inter-regional diferenciada ao longo do próprio músculo, levanta a possibilidade de uma diferenciação quanto às respetivas reorganizações arquiteturais. Além disso, será também importante, analisar se existe uma diferenciação da carga mecânica imposta a cada região muscular.

Será importante também alargar a investigação às estruturas tendinosas e analisar o efeito que diferentes estímulos mecânicos têm sobre as propriedades morfológicas e mecânicas do tendão.

No presente estudo, a manipulação dos diferentes tipos de contração muscular foi propositadamente realizada através do recurso a uma condição isocinética. Por esta razão e numa dimensão mais ecológica, fará sentido verificar se o sentido das adaptações ao nível da arquitetura muscular, nomeadamente no regime de contração excêntrica, ocorre de forma similar quando a carga mecânica aplicada ao complexo músculo-tendinoso acontece noutras condições de resistência exterior, nomeadamente isoinerciais [7].

Ainda que fora do âmbito da presente linha de investigação, não podemos deixar de mencionar a pertinência da investigação sobre as vias sinalizadoras intracelulares

específicas ao estímulo concêntrico e excêntrico. É uma área de investigação de ponta, na qual a biologia molecular poderá, certamente, fornecer um importante contributo.

Referências

Este capítulo apresenta todas as referências que fundamentaram e suportaram esta dissertação.

Referências

1. Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, S.P., Halkjaer-Kristensen, J., and Dyhre-Poulsen, P., (2000). *Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training.* J Appl Physiol (1985). 89(6): p. 2249-57.
2. Aagaard, P., Andersen, J.L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A.M., Wagner, A., Magnusson, S.P., Halkjaer-Kristensen, J., and Simonsen, E.B., (2001). *A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture.* J Physiol. 534(Pt. 2): p. 613-23.
3. Abe, T., (2002). *Fascicle length of gastrocnemius muscles in monozygous twins.* J Physiol Anthropol Appl Human Sci. 21(6): p. 291-5.
4. Abe, T., Kumagai, K., and Brechue, W.F., (2000). *Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners.* Med Sci Sports Exerc. 32(6): p. 1125-9.
5. Abe, T., Fukushima, S., Harada, Y., and Kawamoto, K., (2001). *Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters.* J Physiol Anthropol Appl Human Sci. 20(2): p. 141-7.
6. Abellaneda, S., Guissard, N., and Duchateau, J., (2009). *The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals.* J Appl Physiol (1985). 106(1): p. 169-77.
7. ACSM, (2009). *American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults.* Med Sci Sports Exerc. 41(3): p. 687-708.
8. Adams, G.R., (2006). *Satellite cell proliferation and skeletal muscle hypertrophy.* Appl Physiol Nutr Metab. 31(6): p. 782-90.
9. Aggeloussis, N., Giannakou, E., Albracht, K., and Arampatzis, A., (2010). *Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo.* Gait Posture. 31(1): p. 73-7.
10. Akima, H., Kuno, S., Fukunaga, T., and Katsuta, S., (1995). *Architectural properties and specific tension of human knee extensor and flexor muscles based on magnetic resonance imaging.* Jpn J Phys Fitness Med. (44): p. 267-278.
11. Akima, H., Takahashi, H., Kuno, S.Y., Masuda, K., Masuda, T., Shimojo, H., Anno, I., Itai, Y., and Katsuta, S., (1999). *Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training.* Med Sci Sports Exerc. 31(4): p. 588-94.
12. Alegre, L.M., Jimenez, F., Gonzalo-Orden, J.M., Martin-Acero, R., and Aguado, X., (2006). *Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength.* J Sports Sci. 24(5): p. 501-8.
13. An, K.N., Ueba, Y., Chao, E.Y., Cooney, W.P., and Linscheid, R.L., (1983). *Tendon excursion and moment arm of index finger muscles.* J Biomech. 16(6): p. 419-25.

14. Anderson, J.E., (2006). *The satellite cell as a companion in skeletal muscle plasticity: currency, conveyance, clue, connector and colander*. *J Exp Biol*. 209(Pt 12): p. 2276-92.
15. Andrikoula, S., Tokis, A., Vasiliadis, H.S., and Georgoulis, A., (2006). *The extensor mechanism of the knee joint: an anatomical study*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 14(3): p. 214-20.
16. Asmussen, E. and Bonde-Petersen, F., (1974). *Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise*. *Acta Physiol Scand*. 92(4): p. 537-45.
17. Baechle, T.R., Earle, R.W., and National Strength & Conditioning Association (U.S.), (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. 3rd Champaign, IL: Human Kinetics. xiv, 641 p.
18. Baltzopoulos, V., (1995). *A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 10(2): p. 85-92.
19. Baltzopoulos, V., *Isokinetic dynamometry*, in *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*, C.J. Payton and R.M. Bartlett., Editors. 2008, The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines. Routledge. p. 103-128.
20. Baltzopoulos, V. and Brodie, D.A., (1989). *Isokinetic dynamometry. Applications and limitations*. *Sports Med*. 8(2): p. 101-16.
21. Baroni, B.M., Stocchero, C.M.A., Santo, R.C.E., Ritzel, C.H., and M.A., V., (2011). *The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise*. *Isokinetics and Exercise Science*. 19(3): p. 215-220.
22. Baroni, B.M., Geremia, J.M., Rodrigues, R., De Azevedo Franke, R., Karamanidis, K., and Vaz, M.A., (2013). *Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis*. *Muscle Nerve*. 48(4): p. 498-506.
23. Baroni, B.M., Rodrigues, R., Franke, R.A., Geremia, J.M., Rassier, D.E., and Vaz, M.A., (2013). *Time course of neuromuscular adaptations to knee extensor eccentric training*. *Int J Sports Med*. 34(10): p. 904-11.
24. Becker, I., Baxter, G.D., and Woodley, S.J., (2010). *The vastus lateralis muscle: an anatomical investigation*. *Clin Anat*. 23(5): p. 575-85.
25. Bembien, M.G., (2002). *Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size*. *J Strength Cond Res*. 16(1): p. 103-8.
26. Benard, M.R., Becher, J.G., Harlaar, J., Huijing, P.A., and Jaspers, R.T., (2009). *Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry*. *Muscle Nerve*. 39(5): p. 652-65.
27. Binzoni, T., Bianchi, S., Hanquinet, S., Kaelin, A., Sayegh, Y., Dumont, M., and Jequier, S., (2001). *Human gastrocnemius medialis pennation angle as a function of age: from newborn to the elderly*. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*. 20(5): p. 293-8.
28. Biolo, G., Heer, M., Narici, M., and Strollo, F., (2003). *Microgravity as a model of ageing*. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*. 6(1): p. 31-40.

29. Bird, S.P., Tarpenning, K.M., and Marino, F.E., (2005). *Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: a review of the acute programme variables.* Sports Med. 35(10): p. 841-51.
30. Bland, J.M. and Altman, D.G., (1986). *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.* Lancet. 1(8476): p. 307-10.
31. Blazeovich, A.J., (2006). *Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry.* Sports Med. 36(12): p. 1003-17.
32. Blazeovich, A.J. and Giorgi, A., (2001). *Effect of testosterone administration and weight training on muscle architecture.* Med Sci Sports Exerc. 33(10): p. 1688-93.
33. Blazeovich, A.J., Gill, N.D., and Zhou, S., (2006). *Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo.* J Anat. 209(3): p. 289-310.
34. Blazeovich, A.J., Gill, N.D., Bronks, R., and Newton, R.U., (2003). *Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes.* Med Sci Sports Exerc. 35(12): p. 2013-22.
35. Blazeovich, A.J., Gill, N.D., Deans, N., and Zhou, S., (2007). *Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training.* Muscle Nerve. 35(1): p. 78-86.
36. Blazeovich, A.J., Cannavan, D., Coleman, D.R., and Horne, S., (2007). *Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles.* J Appl Physiol (1985). 103(5): p. 1565-75.
37. Blazeovich, A.J., Coleman, D.R., Horne, S., and Cannavan, D., (2009). *Anatomical predictors of maximum isometric and concentric knee extensor moment.* Eur J Appl Physiol. 105(6): p. 869-78.
38. Blazeovich, A.J., Horne, S., Cannavan, D., Coleman, D.R., and Aagaard, P., (2008). *Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps.* Muscle Nerve. 38(3): p. 1133-46.
39. Blazeovich, A.J., Cannavan, D., Horne, S., Coleman, D.R., and Aagaard, P., (2009). *Changes in muscle force-length properties affect the early rise of force in vivo.* Muscle Nerve. 39(4): p. 512-20.
40. Blix, M., (1894). *Die Laenge und die Spannung des Muskels.* Skand Arch Physiol. 5: p. 149-206.
41. Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M., and Raastad, T., (2013). *Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations.* Eur J Appl Physiol. 113(8): p. 2133-42.
42. Bobbert, M.F., Huijing, P.A., and van Ingen Schenau, G.J., (1986). *A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping.* J Biomech. 19(11): p. 887-98.
43. Bojsen-Moller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjaer, M., and Magnusson, S.P., (2004). *Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo.* J Appl Physiol (1985). 97(5): p. 1908-14.

44. Boonyarom, O. and Inui, K., (2006). *Atrophy and hypertrophy of skeletal muscles: structural and functional aspects*. Acta Physiol (Oxf). 188(2): p. 77-89.
45. Brechue, W.F. and Abe, T., (2002). *The role of FFM accumulation and skeletal muscle architecture in powerlifting performance*. Eur J Appl Physiol. 86(4): p. 327-36.
46. Brughelli, M. and Cronin, J., (2007). *Altering the length-tension relationship with eccentric exercise : implications for performance and injury*. Sports Med. 37(9): p. 807-26.
47. Brughelli, M., Cronin, J., and Nosaka, K., (2010). *Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players*. J Strength Cond Res. 24(3): p. 717-21.
48. Buresh, R., Berg, K., and French, J., (2009). *The effect of resistive exercise rest interval on hormonal response, strength, and hypertrophy with training*. J Strength Cond Res. 23(1): p. 62-71.
49. Burkholder, T.J., (2001). *Age does not influence muscle fiber length adaptation to increased excursion*. J Appl Physiol (1985). 91(6): p. 2466-70.
50. Burkholder, T.J. and Lieber, R.L., (1998). *Sarcomere number adaptation after retinaculum transection in adult mice*. J Exp Biol. 201(Pt 3): p. 309-16.
51. Burkholder, T.J. and Lieber, R.L., (2001). *Sarcomere length operating range of vertebrate muscles during movement*. J Exp Biol. 204(Pt 9): p. 1529-36.
52. Burkholder, T.J., Fingado, B., Baron, S., and Lieber, R.L., (1994). *Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb*. J Morphol. 221(2): p. 177-90.
53. Butterfield, T.A. and Herzog, W., (2006). *The magnitude of muscle strain does not influence serial sarcomere number adaptations following eccentric exercise*. Pflugers Arch. 451(5): p. 688-700.
54. Butterfield, T.A. and Herzog, W., (2006). *Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage*. J Appl Physiol (1985). 100(5): p. 1489-98.
55. Butterfield, T.A., Leonard, T.R., and Herzog, W., (2005). *Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent*. J Appl Physiol (1985). 99(4): p. 1352-8.
56. Campos, G.E., Luecke, T.J., Wendeln, H.K., Toma, K., Hagerman, F.C., Murray, T.F., Ragg, K.E., Ratamess, N.A., Kraemer, W.J., and Staron, R.S., (2002). *Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones*. Eur J Appl Physiol. 88(1-2): p. 50-60.
57. Cavagna, G.A., Dusman, B., and Margaria, R., (1968). *Positive work done by a previously stretched muscle*. J Appl Physiol. 24(1): p. 21-32.
58. Chleboun, G.S., France, A.R., Crill, M.T., Braddock, H.K., and Howell, J.N., (2001). *In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle*. Cells Tissues Organs. 169(4): p. 401-9.

-
59. Clark, R.A., Bryant, A.L., and Humphries, B., (2008). *An examination of strength and concentric work ratios during variable range of motion training.* J Strength Cond Res. 22(5): p. 1716-9.
 60. Clark, R.A., Humphries, B., Hohmann, E., and Bryant, A.L., (2011). *The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads.* J Strength Cond Res. 25(3): p. 704-11.
 61. Cohen, J., (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* Second Edition. New Jersey: Lawrence Erlbaum.
 62. Cooperberg, P.L., Tsang, I., Truelove, L., and Knickerbocker, W.J., (1978). *Gray scale ultrasound in the evaluation of rheumatoid arthritis of the knee.* Radiology. 126(3): p. 759-63.
 63. Cormie, P., McGuigan, M.R., and Newton, R.U., (2010). *Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training.* Med Sci Sports Exerc. 42(8): p. 1582-98.
 64. Correa, C.S., Baroni, B.M., Radaelli, R., Lanferdini, F.J., Cunha Gdos, S., Reischak-Oliveira, A., Vaz, M.A., and Pinto, R.S., (2013). *Effects of strength training and detraining on knee extensor strength, muscle volume and muscle quality in elderly women.* Age (Dordr). 35(5): p. 1899-904.
 65. Cosgrove, D.O., Meire, H.B., Lim, A., and Eckersley, R.J., *Ultrasound: general principles*, in *Diagnostic Radiology: A Textbook of Medical Imaging.*, D.A. Adam A, eds. Grainger & Allison's Editor 2008, Churchill Livingstone: New York, NY.
 66. Cronin, N.J. and Lichtwark, G., (2013). *The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion.* Gait Posture. 37(3): p. 305-12.
 67. Cronin, N.J., Ishikawa, M., Af Klint, R., Komi, P.V., Avela, J., Sinkjaer, T., and Voigt, M., (2009). *Effects of prolonged walking on neural and mechanical components of stretch responses in the human soleus muscle.* J Physiol. 587(Pt 17): p. 4339-47.
 68. Cronin, N.J., Ishikawa, M., Grey, M.J., af Klint, R., Komi, P.V., Avela, J., Sinkjaer, T., and Voigt, M., (2009). *Mechanical and neural stretch responses of the human soleus muscle at different walking speeds.* J Physiol. 587(Pt 13): p. 3375-82.
 69. Cutts, A., (1989). *Sarcomere length changes in muscles of the human thigh during walking.* J Anat. 166: p. 77-84.
 70. D'Antona, G., Pellegrino, M.A., Adami, R., Rossi, R., Carlizzi, C.N., Canepari, M., Saltin, B., and Bottinelli, R., (2003). *The effect of ageing and immobilization on structure and function of human skeletal muscle fibres.* J Physiol. 552(Pt 2): p. 499-511.
 71. de Boer, M.D., Seynnes, O.R., di Prampero, P.E., Pisot, R., Mekjavic, I.B., Biolo, G., and Narici, M.V., (2008). *Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles.* Eur J Appl Physiol. 104(2): p. 401-7.
 72. De Flaviis, L., Scaglione, P., Nesi, R., Ventura, R., and Calori, G., (1988). *Ultrasonography of the hand in rheumatoid arthritis.* Acta Radiol. 29(4): p. 457-60.
-

73. De Luca, C.J., (2002). *Surface electromyography: detection and recording. Tutorials and Technical Notes - Delsys.*
74. De Luca, C.J., Kuznetsov, M., Gilmore, L.D., and Roy, S.H., (2012). *Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. J Biomech.* 45(3): p. 555-61.
75. Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., and Rosen, J.M., (1990). *An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Trans Biomed Eng.* 37(8): p. 757-67.
76. Dempster, W.T., (1955). *Space requirements of the seated operator.* Ohio: In W.-P.A.F. Base (Ed.), WADC Technical Report
77. Donald, I., Macvicar, J., and Brown, T.G., (1958). *Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound. Lancet.* 1(7032): p. 1188-95.
78. Duehring, M.D., Feldmann, C.R., and Ebben, W.P., (2009). *Strength and conditioning practices of United States high school strength and conditioning coaches. J Strength Cond Res.* 23(8): p. 2188-203.
79. Durand, R.J., Castracane, V.D., Hollander, D.B., Tryniecki, J.L., Bamman, M.M., O'Neal, S., Hebert, E.P., and Kraemer, R.R., (2003). *Hormonal responses from concentric and eccentric muscle contractions. Med Sci Sports Exerc.* 35(6): p. 937-43.
80. Dussik, K.T., (1942). *On the possibility of using ultrasound waves as a diagnostic aid. Neurol. Psychiat.* 174: p. 153-168.
81. Dussik, K.T., Dussik, F., and Wyt, L., (1947). *Auf dem Wege Zur Hyperphonographie des Gehirnes. Wien Med Wochenschr.* 97: p. 425-429.
82. Dussik, K.T., Fritch, D.J., Kyriazidou, M., and Sear, R.S., (1958). *Measurements of articular tissues with ultrasound. Am J Phys Med.* 37(3): p. 160-5.
83. Ebben, W.P. and Blackard, D.O., (2001). *Strength and conditioning practices of National Football League strength and conditioning coaches. J Strength Cond Res.* 15(1): p. 48-58.
84. Edman, K.A., (1966). *The relation between sarcomere length and active tension in isolated semitendinosus fibres of the frog. J Physiol.* 183(2): p. 407-17.
85. Edman, K.A. and Reggiani, C., (1987). *The sarcomere length-tension relation determined in short segments of intact muscle fibres of the frog. J Physiol.* 385: p. 709-32.
86. Eisenberg, R.L., (1992). *Radiology: An Illustrated History.* St Louis: Mosby.
87. Ema, R., Wakahara, T., Miyamoto, N., Kanehisa, H., and Kawakami, Y., (2013). *Inhomogeneous architectural changes of the quadriceps femoris induced by resistance training. Eur J Appl Physiol.* 113(11): p. 2691-703.
88. Eng, J., (2003). *Sample size estimation: how many individuals should be studied? Radiology.* 227(2): p. 309-13.
89. Engstrom, C.M., Loeb, G.E., Reid, J.G., Forrest, W.J., and Avruch, L., (1991). *Morphometry of the human thigh muscles. A comparison between anatomical sections and computer tomographic and magnetic resonance images. J Anat.* 176: p. 139-56.

90. Erickson, H.P., (1994). *Reversible unfolding of fibronectin type III and immunoglobulin domains provides the structural basis for stretch and elasticity of titin and fibronectin.* Proc Natl Acad Sci U S A. 91(21): p. 10114-8.
91. Erskine, R.M., Jones, D.A., Maganaris, C.N., and Degens, H., (2009). *In vivo specific tension of the human quadriceps femoris muscle.* Eur J Appl Physiol. 106(6): p. 827-38.
92. Erskine, R.M., Jones, D.A., Williams, A.G., Stewart, C.E., and Degens, H., (2010). *Resistance training increases in vivo quadriceps femoris muscle specific tension in young men.* Acta Physiol (Oxf). 199(1): p. 83-9.
93. Esformes, J.I., Narici, M.V., and Maganaris, C.N., (2002). *Measurement of human muscle volume using ultrasonography.* Eur J Appl Physiol. 87(1): p. 90-2.
94. Evans, W.J., (2002). *Effects of exercise on senescent muscle.* Clin Orthop Relat Res. (403 Suppl): p. S211-20.
95. Farthing, J.P. and Chilibeck, P.D., (2003). *The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy.* Eur J Appl Physiol. 89(6): p. 578-86.
96. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.G., and Buchner, A., (2007). *G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences.* Behav Res Methods. 39(2): p. 175-91.
97. Favier, F.B., Benoit, H., and Freyssenet, D., (2008). *Cellular and molecular events controlling skeletal muscle mass in response to altered use.* Pflugers Arch. 456(3): p. 587-600.
98. Fenn, W.O. and Marsh, B.S., (1935). *Muscular force at different speeds of shortening.* J Physiol. 85(3): p. 277-97.
99. Ficklin, T., Lund, R., and Schipper, M., (2014). *A comparison of jump height, takeoff velocities, and blocking coverage in the swing and traditional volleyball blocking techniques.* J Sports Sci Med. 13(1): p. 78-83.
100. Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., and Komi, P.V., (2003). *Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises.* Acta Physiol Scand. 177(4): p. 483-91.
101. Firestone, F.A., (1946). *The Supersonic Reflectoscope, an Instrument for Inspecting the Interior of Solid Parts by Means of Sound Waves* J. Acoust. Soc. Am. 17(3): p. 287-299.
102. Folland, J.P. and Williams, A.G., (2007). *The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength.* Sports Med. 37(2): p. 145-68.
103. Franchi, M.V., Atherton, P.J., Reeves, N.D., Fluck, M., Williams, J., Mitchell, W.K., Selby, A., Beltran Valls, R.M., and Narici, M.V., (2014). *Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle.* Acta Physiol (Oxf). 210(3): p. 642-54.
104. Friederich, J.A. and Brand, R.A., (1990). *Muscle fiber architecture in the human lower limb.* J Biomech. 23(1): p. 91-5.

105. Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y., and Fukunaga, T., (1995). *Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo.* *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 71(6): p. 555-7.
106. Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kuno, S., Funato, K., and Fukashiro, S., (1997). *Muscle architecture and function in humans.* *J Biomech.* 30(5): p. 457-63.
107. Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., Kawakami, Y., and Fukashiro, S., (1997). *Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo.* *J Appl Physiol (1985).* 82(1): p. 354-8.
108. Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., and Kanehisa, H., (2001). *Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans.* *Acta Physiol Scand.* 172(4): p. 249-55.
109. Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., and Maganaris, C.N., (2001). *In vivo behaviour of human muscle tendon during walking.* *Proc Biol Sci.* 268(1464): p. 229-33.
110. Fukunaga, T., Roy, R.R., Shellock, F.G., Hodgson, J.A., Day, M.K., Lee, P.L., Kwong-Fu, H., and Edgerton, V.R., (1992). *Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging.* *J Orthop Res.* 10(6): p. 928-34.
111. Funato, K., Matsuo, A., Ikegawa, S., and Fukunaga, T., *Force-velocity characteristics between weightlifters and bodybuilders in mono- and multi-articular movements.*, in *XVth Congress of the International Society of Biomechanics.* (Edited by Hakkinen, K., Keskinen, K. L., Komi, P. V. and Mero, A.). Jyvaskyla, Finland 1995. p. 294-295.
112. Gajdosik, R.L., (2001). *Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications.* *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 16(2): p. 87-101.
113. Gans, C. and Bock, W.J., (1965). *The functional significance of muscle architecture--a theoretical analysis.* *Ergeb Anat Entwicklungsgesch.* 38: p. 115-42.
114. Gans, C. and Gaunt, A.S., (1991). *Muscle architecture in relation to function.* *J Biomech.* 24 Suppl 1: p. 53-65.
115. Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., and Martin, A., (2005). *Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture.* *Med Sci Sports Exerc.* 37(8): p. 1291-9.
116. Gordon, A.M., Huxley, A.F., and Julian, F.J., (1966). *The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres.* *J Physiol.* 184(1): p. 170-92.
117. Graf, R., (1980). *The diagnosis of congenital hip-joint dislocation by the ultrasonic Compound treatment.* *Arch Orthop Trauma Surg.* 97(2): p. 117-33.
118. Graves, J.E., Pollock, M.L., Jones, A.E., Colvin, A.B., and Leggett, S.H., (1989). *Specificity of limited range of motion variable resistance training.* *Med Sci Sports Exerc.* 21(1): p. 84-9.
119. Graves, J.E., Pollock, M.L., Leggett, S.H., Carpenter, D.M., Fix, C.K., and Fulton, M.N., (1992). *Limited range-of-motion lumbar extension strength training.* *Med Sci Sports Exerc.* 24(1): p. 128-33.

120. Griffin, D.R. and Galambos, R., (1941). *The sensory basis of obstacle avoidance by flying bats.* Journal of Experimental Zoology. 86(3): p. 481-506.
121. Gulch, R.W., Fuchs, P., Geist, A., Eisold, M., and Heitkamp, H.C., (1991). *Eccentric and posteccentric contractile behaviour of skeletal muscle: a comparative study in frog single fibres and in humans.* Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 63(5): p. 323-9.
122. Hakkinen, K., Pakarinen, A., Kraemer, W.J., Hakkinen, A., Valkeinen, H., and Alen, M., (2001). *Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women.* J Appl Physiol (1985). 91(2): p. 569-80.
123. Hallisey, M.J., Doherty, N., Bennett, W.F., and Fulkerson, J.P., (1987). *Anatomy of the junction of the vastus lateralis tendon and the patella.* J Bone Joint Surg Am. 69(4): p. 545-9.
124. Hanavan, E.P., Jr., (1964). *A Mathematical Model of the Human Body.* Amrl-Tr-64-102. AMRL TR. p. 1-149.
125. Harry, J.D., Ward, A.W., Heglund, N.C., Morgan, D.L., and McMahon, T.A., (1990). *Cross-bridge cycling theories cannot explain high-speed lengthening behavior in frog muscle.* Biophys J. 57(2): p. 201-8.
126. Hashimoto, B.E., Kramer, D.J., and Wiitala, L., (1999). *Applications of musculoskeletal sonography.* J Clin Ultrasound. 27(6): p. 293-318.
127. Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G., (2000). *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.* J Electromyogr Kinesiol. 10(5): p. 361-74.
128. Herzog, W. and ter Keurs, H.E., (1988). *Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles.* Pflugers Arch. 411(6): p. 642-7.
129. Herzog, W., Guimaraes, A.C., Anton, M.G., and Carter-Erdman, K.A., (1991). *Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners.* Med Sci Sports Exerc. 23(11): p. 1289-96.
130. Higbie, E.J., Cureton, K.J., Warren, G.L., 3rd, and Prior, B.M., (1996). *Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation.* J Appl Physiol (1985). 81(5): p. 2173-81.
131. Hill, A.V., (1938). *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.* Proceeding of the Royal Society of London Series B: Biological Sciences (London). 126: p. 136 – 195.
132. Hill, C.R., (1973). *Medical ultrasonics: an historical review.* Br J Radiol. 46(550): p. 899-905.
133. Hill, M. and Goldspink, G., (2003). *Expression and splicing of the insulin-like growth factor gene in rodent muscle is associated with muscle satellite (stem) cell activation following local tissue damage.* J Physiol. 549(Pt 2): p. 409-18.
134. Hollander, D.B., Durand, R.J., Trynicki, J.L., Larock, D., Castracane, V.D., Hebert, E.P., and Kraemer, R.R., (2003). *RPE, pain, and physiological adjustment to concentric and eccentric contractions.* Med Sci Sports Exerc. 35(6): p. 1017-25.

135. Hortobagyi, T., Hill, J.P., Houmard, J.A., Fraser, D.D., Lambert, N.J., and Israel, R.G., (1996). *Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans.* J Appl Physiol (1985). 80(3): p. 765-72.
136. Hortobagyi, T., Barrier, J., Beard, D., Braspenninx, J., Koens, P., Devita, P., Dempsey, L., and Lambert, J., (1996). *Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening.* J Appl Physiol (1985). 81(4): p. 1677-82.
137. Housh, D.J., Housh, T.J., Johnson, G.O., and Chu, W.K., (1992). *Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training.* J Appl Physiol (1985). 73(1): p. 65-70.
138. Hoy, M.G., Zajac, F.E., and Gordon, M.E., (1990). *A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle.* J Biomech. 23(2): p. 157-69.
139. Huijing, P.A., (1998). *Muscle, the motor of movement: properties in function, experiment and modelling.* J Electromyogr Kinesiol. 8(2): p. 61-77.
140. Huijing, P.A. and Baan, G.C., (2001). *Extramuscular myofascial force transmission within the rat anterior tibial compartment: proximo-distal differences in muscle force.* Acta Physiol Scand. 173(3): p. 297-311.
141. Huxley, A.F., (1957). *Muscle structure and theories of contraction.* Prog Biophys Biophys Chem. 7: p. 255-318.
142. Ichinose, Y., Kawakami, Y., Ito, M., Kanehisa, H., and Fukunaga, T., (2000). *In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during "isokinetic" action.* J Appl Physiol (1985). 88(3): p. 851-6.
143. Imran, A., Huss, R.A., Holstein, H., and O'Connor, J.J., (2000). *The variation in the orientations and moment arms of the knee extensor and flexor muscle tendons with increasing muscle force: a mathematical analysis.* Proc Inst Mech Eng H. 214(3): p. 277-86.
144. Infantolino, B.W., Gales, D.J., Winter, S.L., and Challis, J.H., (2007). *The validity of ultrasound estimation of muscle volumes.* J Appl Biomech. 23(3): p. 213-7.
145. Ishikawa, M. and Komi, P.V., (2007). *The role of the stretch reflex in the gastrocnemius muscle during human locomotion at various speeds.* J Appl Physiol (1985). 103(3): p. 1030-6.
146. Ishikawa, M., Komi, P.V., Grey, M.J., Lepola, V., and Bruggemann, G.P., (2005). *Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking.* J Appl Physiol (1985). 99(2): p. 603-8.
147. Ito, M., Akima, H., and Fukunaga, T., (2000). *In vivo moment arm determination using B-mode ultrasonography.* J Biomech. 33(2): p. 215-8.
148. Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S., and Fukunaga, T., (1998). *Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle.* J Appl Physiol (1985). 85(4): p. 1230-5.
149. Jones, D.A. and Rutherford, O.M., (1987). *Human muscle strength training: the effects of three different regimens and the nature of the resultant changes.* J Physiol. 391: p. 1-11.

-
150. Jones, D.A., Rutherford, O.M., and Parker, D.F., (1989). *Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training*. Q J Exp Physiol. 74(3): p. 233-56.
 151. Kane, D., Grassi, W., Sturrock, R., and Balint, P.V., (2004). *A brief history of musculoskeletal ultrasound: 'From bats and ships to babies and hips'*. Rheumatology (Oxford). 43(7): p. 931-3.
 152. Kanehisa, H., Nagareda, H., Kawakami, Y., Akima, H., Masani, K., Kouzaki, M., and Fukunaga, T., (2002). *Effects of equivolume isometric training programs comprising medium or high resistance on muscle size and strength*. Eur J Appl Physiol. 87(2): p. 112-9.
 153. Kawakami, Y., Abe, T., and Fukunaga, T., (1993). *Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles*. J Appl Physiol (1985). 74(6): p. 2740-4.
 154. Kawakami, Y., Ichinose, Y., and Fukunaga, T., (1998). *Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction*. J Appl Physiol (1985). 85(2): p. 398-404.
 155. Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S.Y., and Fukunaga, T., (1995). *Training-induced changes in muscle architecture and specific tension*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 72(1-2): p. 37-43.
 156. Kawakami, Y., Muraoka, Y., Kubo, K., Suzuki, Y., and Fukunaga, T., (2000). *Changes in muscle size and architecture following 20 days of bed rest*. J Gravit Physiol. 7(3): p. 53-9.
 157. Kawakami, Y., Ichinose, Y., Kubo, K., Ito, M., Imai, M., and Fukunaga, T., (2000). *Architecture of Contracting Human Muscles and It's Functional Significance*. Journal of Applied Biomechanics. 16(1): p. 88-97.
 158. Kawakami, Y., Akima, H., Kubo, K., Muraoka, Y., Hasegawa, H., Kouzaki, M., Imai, M., Suzuki, Y., Gunji, A., Kanehisa, H., and Fukunaga, T., (2001). *Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise*. Eur J Appl Physiol. 84(1-2): p. 7-12.
 159. Kearns, C.F., Abe, T., and Brechue, W.F., (2000). *Muscle enlargement in sumo wrestlers includes increased muscle fascicle length*. Eur J Appl Physiol. 83(4 - 5): p. 289-96.
 160. Kellis, E. and Baltzopoulos, V., (1997). *The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 76(3): p. 253-9.
 161. Kellis, E. and Baltzopoulos, V., (1999). *In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion*. Clin Biomech (Bristol, Avon). 14(2): p. 118-24.
 162. Kellis, E., Galanis, N., Natsis, K., and Kapetanios, G., (2009). *Validity of architectural properties of the hamstring muscles: correlation of ultrasound findings with cadaveric dissection*. J Biomech. 42(15): p. 2549-54.
 163. Koh, T.J. and Herzog, W., (1998). *Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior*. J Physiol. 508 (Pt 1): p. 267-80.
-

164. Konig, N., Cassel, M., Intziagianni, K., and Mayer, F., (2014). *Inter-rater reliability and measurement error of sonographic muscle architecture assessments.* J Ultrasound Med. 33(5): p. 769-77.
165. Kraemer, W.J., Marchitelli, L., Gordon, S.E., Harman, E., Dziados, J.E., Mello, R., Frykman, P., McCurry, D., and Fleck, S.J., (1990). *Hormonal and growth factor responses to heavy resistance exercise protocols.* J Appl Physiol (1985). 69(4): p. 1442-50.
166. Kraemer, W.J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G.A., Dooly, C., Feigenbaum, M.S., Fleck, S.J., Franklin, B., Fry, A.C., Hoffman, J.R., Newton, R.U., Potteiger, J., Stone, M.H., Ratamess, N.A., and Triplett-McBride, T., (2002). *American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults.* Med Sci Sports Exerc. 34(2): p. 364-80.
167. Kubo, K., Kawakami, Y., and Fukunaga, T., (1999). *Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans.* J Appl Physiol (1985). 87(6): p. 2090-6.
168. Kubo, K., Kanehisa, H., and Fukunaga, T., (2002). *Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo.* J Physiol. 538(Pt 1): p. 219-26.
169. Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., and Fukunaga, T., (2001). *Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo.* J Appl Physiol (1985). 90(2): p. 520-7.
170. Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K., Ishizu, M., Kuno, S.Y., Okada, M., and Fukunaga, T., (2003). *Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women.* Int J Sports Med. 24(2): p. 125-30.
171. Kubo, K., Ohgo, K., Takeishi, R., Yoshinaga, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., and Fukunaga, T., (2006). *Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex in vivo.* Scand J Med Sci Sports. 16(3): p. 159-67.
172. Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W.F., Ryushi, T., Takano, S., and Mizuno, M., (2000). *Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters.* J Appl Physiol (1985). 88(3): p. 811-6.
173. Kurjak, A., (2000). *Ultrasound scanning - Prof. Ian Donald (1910-1987).* Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol. 90(2): p. 187-9.
174. Kwah, L.K., Pinto, R.Z., Diong, J., and Herbert, R.D., (2013). *Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review.* J Appl Physiol (1985). 114(6): p. 761-9.
175. Lew, H.L., Chen, C.P., Wang, T.G., and Chew, K.T., (2007). *Introduction to musculoskeletal diagnostic ultrasound: examination of the upper limb.* Am J Phys Med Rehabil. 86(4): p. 310-21.
176. Lichtwark, G.A. and Wilson, A.M., (2006). *Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion.* J Exp Biol. 209(Pt 21): p. 4379-88.
177. Lieber, R.L., (2009). *Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity: The physiological basis of rehabilitation.* Third Edition. W.K.L.W. Wilkins.
178. Lieber, R.L. and Bodine-Fowler, S.C., (1993). *Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation.* Phys Ther. 73(12): p. 844-56.

179. Lieber, R.L. and Friden, J., (1998). *Musculoskeletal balance of the human wrist elucidated using intraoperative laser diffraction*. *J Electromyogr Kinesiol.* 8(2): p. 93-100.
180. Lieber, R.L. and Friden, J., (2000). *Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture*. *Muscle Nerve.* 23(11): p. 1647-66.
181. Lieber, R.L. and Friden, J., (2001). *Clinical significance of skeletal muscle architecture*. *Clin Orthop Relat Res.* (383): p. 140-51.
182. Lieber, R.L., Loren, G.J., and Friden, J., (1994). *In vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes*. *J Neurophysiol.* 71(3): p. 874-81.
183. Lieber, R.L., Jacobson, M.D., Fazeli, B.M., Abrams, R.A., and Botte, M.J., (1992). *Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer*. *J Hand Surg Am.* 17(5): p. 787-98.
184. Loeb, G.E., Pratt, C.A., Chanaud, C.M., and Richmond, F.J., (1987). *Distribution and innervation of short, interdigitated muscle fibers in parallel-fibered muscles of the cat hindlimb*. *J Morphol.* 191(1): p. 1-15.
185. Lucia, A., Hoyos, J., and Chicharro, J.L., (2001). *Preferred pedalling cadence in professional cycling*. *Med Sci Sports Exerc.* 33(8): p. 1361-6.
186. Lund, H., Christensen, L., Savnik, A., Boesen, J., Danneskiold-Samsoe, B., and Bliddal, H., (2002). *Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging*. *Eur Radiol.* 12(12): p. 2982-7.
187. Lynch, N.A., Metter, E.J., Lindle, R.S., Fozard, J.L., Tobin, J.D., Roy, T.A., Fleg, J.L., and Hurley, B.F., (1999). *Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups*. *J Appl Physiol (1985).* 86(1): p. 188-94.
188. Lynn, R. and Morgan, D.L., (1994). *Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running*. *J Appl Physiol (1985).* 77(3): p. 1439-44.
189. Lynn, R., Talbot, J.A., and Morgan, D.L., (1998). *Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running*. *J Appl Physiol (1985).* 85(1): p. 98-104.
190. Maganaris, C.N., (2001). *Force-length characteristics of in vivo human skeletal muscle*. *Acta Physiol Scand.* 172(4): p. 279-85.
191. Maganaris, C.N., (2004). *Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons*. *Eur J Appl Physiol.* 91(2-3): p. 130-9.
192. Maganaris, C.N. and Paul, J.P., (1999). *In vivo human tendon mechanical properties*. *J Physiol.* 521 Pt 1: p. 307-13.
193. Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V., and Sargeant, A.J., (1998). *In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function*. *J Physiol.* 512 (Pt 2): p. 603-14.
194. Maganaris, C.N., Baltzopoulos, V., Ball, D., and Sargeant, A.J., (2001). *In vivo specific tension of human skeletal muscle*. *J Appl Physiol (1985).* 90(3): p. 865-72.
195. Magid, A. and Law, D.J., (1985). *Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle*. *Science.* 230(4731): p. 1280-2.

196. Martin, D.C., Medri, M.K., Chow, R.S., Oxorn, V., Leekam, R.N., Agur, A.M., and McKee, N.H., (2001). *Comparing human skeletal muscle architectural parameters of cadavers with in vivo ultrasonographic measurements.* J Anat. 199(Pt 4): p. 429-34.
197. Martinoli, C., Bianchi, S., Dahmane, M., Pugliese, F., Bianchi-Zamorani, M.P., and Valle, M., (2002). *Ultrasound of tendons and nerves.* Eur Radiol. 12(1): p. 44-55.
198. Massey, C.D., Vincent, J., Maneval, M., and Johnson, J.T., (2005). *Influence of range of motion in resistance training in women: early phase adaptations.* J Strength Cond Res. 19(2): p. 409-11.
199. Massey, C.D., Vincent, J., Maneval, M., Moore, M., and Johnson, J.T., (2004). *An analysis of full range of motion vs. partial range of motion training in the development of strength in untrained men.* J Strength Cond Res. 18(3): p. 518-21.
200. Matta, T., Simao, R., de Salles, B.F., Spinetti, J., and Oliveira, L.F., (2011). *Strength training's chronic effects on muscle architecture parameters of different arm sites.* J Strength Cond Res. 25(6): p. 1711-7.
201. Mayhew, T.P., Rothstein, J.M., Finucane, S.D., and Lamb, R.L., (1995). *Muscular adaptation to concentric and eccentric exercise at equal power levels.* Med Sci Sports Exerc. 27(6): p. 868-73.
202. McClearn, D., (1985). *Anatomy of raccoon (Procyon lotor) and coati (Nasua narica and N. nasua) forearm and leg muscles: relations between fiber length, moment-arm length, and joint-angle excursion.* J Morphol. 183(1): p. 87-115.
203. McDonald, D.G. and Leopold, G.R., (1972). *Ultrasound B-scanning in the differentiation of Baker's cyst and thrombophlebitis.* Br J Radiol. 45(538): p. 729-32.
204. McMahon, G.E., Morse, C.I., Burden, A., Winwood, K., and Onambele, G.L., (2014). *Impact of range of motion during ecologically valid resistance training protocols on muscle size, subcutaneous fat, and strength.* J Strength Cond Res. 28(1): p. 245-55.
205. Medwin, H. and Clay, C.S., (1998). *Fundamentals of Acoustical Oceanography.* San Diego, USA: Academic Press.
206. Menegaldo, L.L., de Toledo Fleury, A., and Weber, H.I., (2004). *Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model.* J Biomech. 37(9): p. 1447-53.
207. Merletti, R. and Hermens, H., (2000). *Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action.* J Electromyogr Kinesiol. 10(5): p. 283-6.
208. Mian, O.S., Thom, J.M., Ardigo, L.P., Minetti, A.E., and Narici, M.V., (2007). *Gastrocnemius muscle-tendon behaviour during walking in young and older adults.* Acta Physiol (Oxf). 189(1): p. 57-65.
209. Mitsiopoulos, N., Baumgartner, R.N., Heymsfield, S.B., Lyons, W., Gallagher, D., and Ross, R., (1998). *Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography.* J Appl Physiol (1985). 85(1): p. 115-22.

210. Miyatani, M., Kanehisa, H., and Fukunaga, T., (2000). *Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm.* *Eur J Appl Physiol.* 82(5-6): p. 391-6.
211. Miyatani, M., Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y., and Fukunaga, T., (2004). *The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups.* *Eur J Appl Physiol.* 91(2-3): p. 264-72.
212. Moore, D.R., Young, M., and Phillips, S.M., (2012). *Similar increases in muscle size and strength in young men after training with maximal shortening or lengthening contractions when matched for total work.* *Eur J Appl Physiol.* 112(4): p. 1587-92.
213. Morgan, D.L., (1990). *New insights into the behavior of muscle during active lengthening.* *Biophys J.* 57(2): p. 209-21.
214. Morgan, D.L., Brockett, C.L., Gregory, J.E., and Proske, U., (2002). *The role of the length-tension curve in the control of movement.* *Adv Exp Med Biol.* 508: p. 489-94.
215. Moritani, T. and deVries, H.A., (1979). *Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain.* *Am J Phys Med.* 58(3): p. 115-30.
216. Munn, J., Herbert, R.D., Hancock, M.J., and Gandevia, S.C., (2005). *Resistance training for strength: effect of number of sets and contraction speed.* *Med Sci Sports Exerc.* 37(9): p. 1622-6.
217. Muramatsu, T., Muraoka, T., Kawakami, Y., Shibayama, A., and Fukunaga, T., (2002). *In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles.* *J Appl Physiol (1985).* 92(1): p. 129-34.
218. Muraoka, T., Kawakami, Y., Tachi, M., and Fukunaga, T., (2001). *Muscle fiber and tendon length changes in the human vastus lateralis during slow pedaling.* *J Appl Physiol (1985).* 91(5): p. 2035-40.
219. Nagy, A., Grama, L., Huber, T., Bianco, P., Trombitas, K., Granzier, H.L., and Kellermayer, M.S., (2005). *Hierarchical extensibility in the PEVK domain of skeletal-muscle titin.* *Biophys J.* 89(1): p. 329-36.
220. Narici, M., (1999). *Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications.* *J Electromyogr Kinesiol.* 9(2): p. 97-103.
221. Narici, M. and Cerretelli, P., (1998). *Changes in human muscle architecture in disuse-atrophy evaluated by ultrasound imaging.* *J Gravit Physiol.* 5(1): p. P73-4.
222. Narici, M.V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F., and Cerretelli, P., (1996). *In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction.* *J Physiol.* 496 (Pt 1): p. 287-97.
223. Narici, M.V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claassen, H., Gavardi, C., Conti, M., and Cerretelli, P., (1996). *Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training.* *Acta Physiol Scand.* 157(2): p. 175-86.
224. Narici, M.V., Flueck, M., Koesters, A., Gimpl, M., Reifberger, A., Seynnes, O.R., Niebauer, J., Rittweger, J., and Mueller, E., (2011). *Skeletal muscle remodeling*

- in response to alpine skiing training in older individuals. Scand J Med Sci Sports. 21 Suppl 1: p. 23-8.*
225. Nemeth, G. and Ohlsen, H., (1985). *In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. J Biomech. 18(2): p. 129-40.*
226. Nguyen, T.Q., Flores, M., and Plavsic, S.K., *Accuracy of Ultrasound Measurements by Novices: Pixels or Voxels, in Donald School Journal of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*.2011. p. 303-309.
227. Nickols-Richardson, S.M., Miller, L.E., Wootten, D.F., Ramp, W.K., and Herbert, W.G., (2007). *Concentric and eccentric isokinetic resistance training similarly increases muscular strength, fat-free soft tissue mass, and specific bone mineral measurements in young women. Osteoporos Int. 18(6): p. 789-96.*
228. Nimphius, S., McGuigan, M.R., and Newton, R.U., (2012). *Changes in muscle architecture and performance during a competitive season in female softball players. J Strength Cond Res. 26(10): p. 2655-66.*
229. Nogueira, W., Gentil, P., Mello, S.N., Oliveira, R.J., Bezerra, A.J., and Bottaro, M., (2009). *Effects of power training on muscle thickness of older men. Int J Sports Med. 30(3): p. 200-4.*
230. Noorkoiv, M., Stavnsbo, A., Aagaard, P., and Blazevich, A.J., (2010). *In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography. J Appl Physiol (1985). 109(6): p. 1974-9.*
231. Novacheck, T.F., (1998). *The biomechanics of running. Gait Posture. 7(1): p. 77-95.*
232. O'Brien, T.D., Reeves, N.D., Baltzopoulos, V., Jones, D.A., and Maganaris, C.N., (2010). *In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. Exp Physiol. 95(1): p. 202-10.*
233. Ounjian, M., Roy, R.R., Eldred, E., Garfinkel, A., Payne, J.R., Armstrong, A., Toga, A.W., and Edgerton, V.R., (1991). *Physiological and developmental implications of motor unit anatomy. J Neurobiol. 22(5): p. 547-59.*
234. Pansarasa, O., Rinaldi, C., Parente, V., Miotti, D., Capodaglio, P., and Bottinelli, R., (2009). *Resistance training of long duration modulates force and unloaded shortening velocity of single muscle fibres of young women. J Electromyogr Kinesiol. 19(5): p. e290-300.*
235. Parente, V., D'Antona, G., Adami, R., Miotti, D., Capodaglio, P., De Vito, G., and Bottinelli, R., (2008). *Long-term resistance training improves force and unloaded shortening velocity of single muscle fibres of elderly women. Eur J Appl Physiol. 104(5): p. 885-93.*
236. Pavone, E. and Moffat, M., (1985). *Isometric torque of the quadriceps femoris after concentric, eccentric and isometric training. Arch Phys Med Rehabil. 66(3): p. 168-70.*
237. Peetrons, P., (2002). *Ultrasound of muscles. Eur Radiol. 12(1): p. 35-43.*
238. Phillips, S.M., (2000). *Short-term training: when do repeated bouts of resistance exercise become training? Can J Appl Physiol. 25(3): p. 185-93.*
239. Pincivero, D.M., Salfetnikov, Y., Campy, R.M., and Coelho, A.J., (2004). *Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. J Biomech. 37(11): p. 1689-97.*

-
240. Pinto, R.S., Gomes, N., Radaelli, R., Botton, C.E., Brown, L.E., and Bottaro, M., (2012). *Effect of range of motion on muscle strength and thickness.* J Strength Cond Res. 26(8): p. 2140-5.
241. Potier, T.G., Alexander, C.M., and Seynnes, O.R., (2009). *Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement.* Eur J Appl Physiol. 105(6): p. 939-44.
242. Proske, U. and Morgan, D.L., (2001). *Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications.* J Physiol. 537(Pt 2): p. 333-45.
243. Raj, I.S., Bird, S.R., Westfold, B.A., and Shield, A.J., (2012). *Effects of eccentrically biased versus conventional weight training in older adults.* Med Sci Sports Exerc. 44(6): p. 1167-76.
244. Raue, U., Terpstra, B., Williamson, D.L., Gallagher, P.M., and Trappe, S.W., (2005). *Effects of short-term concentric vs. eccentric resistance training on single muscle fiber MHC distribution in humans.* Int J Sports Med. 26(5): p. 339-43.
245. Reeves, N.D. and Narici, M.V., (2003). *Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo.* J Appl Physiol (1985). 95(3): p. 1090-6.
246. Reeves, N.D., Narici, M.V., and Maganaris, C.N., (2004). *In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age.* Exp Physiol. 89(6): p. 675-89.
247. Reeves, N.D., Narici, M.V., and Maganaris, C.N., (2004). *Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans.* J Appl Physiol (1985). 96(3): p. 885-92.
248. Reeves, N.D., Maganaris, C.N., Longo, S., and Narici, M.V., (2009). *Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans.* Exp Physiol. 94(7): p. 825-33.
249. Reeves, N.J., Maganaris, C.N., Ferretti, G., and Narici, M.V., (2002). *Influence of simulated microgravity on human skeletal muscle architecture and function.* J Gravit Physiol. 9(1): p. P153-4.
250. Reider, B., Marshall, J.L., Koslin, B., Ring, B., and Girgis, F.G., (1981). *The anterior aspect of the knee joint.* J Bone Joint Surg Am. 63(3): p. 351-6.
251. Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., and Reid, W.D., (2009). *The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis.* Br J Sports Med. 43(8): p. 556-68.
252. Ronnestad, B.R., Kojedal, O., Losnegard, T., Kvamme, B., and Raastad, T., (2012). *Effect of heavy strength training on muscle thickness, strength, jump performance, and endurance performance in well-trained Nordic Combined athletes.* Eur J Appl Physiol. 112(6): p. 2341-52.
253. Rooney, K.J., Herbert, R.D., and Balnave, R.J., (1994). *Fatigue contributes to the strength training stimulus.* Med Sci Sports Exerc. 26(9): p. 1160-4.
254. Rosset, A., Spadola, L., and Ratib, O., (2004). *OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images.* J Digit Imaging. 17(3): p. 205-16.
-

255. Rutherford, O.M. and Jones, D.A., (1992). *Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo.* *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 65(5): p. 433-7.
256. Rutherford, O.M., Jones, D.A., and Newham, D.J., (1986). *Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation.* *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 49(11): p. 1288-91.
257. Sacks, R.D. and Roy, R.R., (1982). *Architecture of the hind limb muscles of cats: functional significance.* *J Morphol.* 173(2): p. 185-95.
258. Sandri, M., (2008). *Signaling in muscle atrophy and hypertrophy.* *Physiology (Bethesda).* 23: p. 160-70.
259. Savelberg, H.H. and Meijer, K., (2003). *Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists.* *J Appl Physiol (1985).* 94(6): p. 2241-8.
260. Scaglioni, G., Ferri, A., Minetti, A.E., Martin, A., Van Hoecke, J., Capodaglio, P., Sartorio, A., and Narici, M.V., (2002). *Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training.* *J Appl Physiol (1985).* 92(6): p. 2292-302.
261. Schlumberger, A., Stec, J., and Schmidtbleicher, D., (2001). *Single- vs. multiple-set strength training in women.* *J Strength Cond Res.* 15(3): p. 284-9.
262. Schoenfeld, B.J., (2010). *The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training.* *J Strength Cond Res.* 24(10): p. 2857-72.
263. Schoenfeld, B.J., (2013). *Potential mechanisms for a role of metabolic stress in hypertrophic adaptations to resistance training.* *Sports Med.* 43(3): p. 179-94.
264. Schott, J., McCully, K., and Rutherford, O.M., (1995). *The role of metabolites in strength training. II. Short versus long isometric contractions.* *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 71(4): p. 337-41.
265. Seger, J.Y. and Thorstensson, A., (2005). *Effects of eccentric versus concentric training on thigh muscle strength and EMG.* *Int J Sports Med.* 26(1): p. 45-52.
266. Seger, J.Y., Arvidsson, B., and Thorstensson, A., (1998). *Specific effects of eccentric and concentric training on muscle strength and morphology in humans.* *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 79(1): p. 49-57.
267. Seynnes, O.R., de Boer, M., and Narici, M.V., (2007). *Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training.* *J Appl Physiol (1985).* 102(1): p. 368-73.
268. Shampo, M.A. and Kyle, R.A., (1997). *John Julian Wild--pioneer in ultrasonography.* *Mayo Clin Proc.* 72(3): p. 234.
269. Sheehan, F.T., (2007). *The 3D patellar tendon moment arm: quantified in vivo during volitional activity.* *J Biomech.* 40(9): p. 1968-74.
270. Shi, X. and Garry, D.J., (2006). *Muscle stem cells in development, regeneration, and disease.* *Genes Dev.* 20(13): p. 1692-708.
271. Shih, R., Wang, Z., Heo, M., Wang, W., and Heymsfield, S.B., (2000). *Lower limb skeletal muscle mass: development of dual-energy X-ray absorptiometry prediction model.* *J Appl Physiol (1985).* 89(4): p. 1380-6.

-
272. Simenz, C.J., Dugan, C.A., and Ebben, W.P., (2005). *Strength and conditioning practices of National Basketball Association strength and conditioning coaches. J Strength Cond Res.* 19(3): p. 495-504.
273. Sisco, P. and Little, J., (1997). *Power Factor Training: A Scientific Approach to Building Lean Muscle Mass.* Chicago: Contemporary Books.
274. Smidt, G.L., (1973). *Biomechanical analysis of knee flexion and extension. J Biomech.* 6(1): p. 79-92.
275. Smith, J. and Finnoff, J.T., (2009). *Diagnostic and interventional musculoskeletal ultrasound: part 1. Fundamentals. PM R.* 1(1): p. 64-75.
276. Smith, R.C. and Rutherford, O.M., (1995). *The role of metabolites in strength training. I. A comparison of eccentric and concentric contractions. Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 71(4): p. 332-6.
277. Spanjaard, M., Reeves, N.D., van Dieen, J.H., Baltzopoulos, V., and Maganaris, C.N., (2007). *Gastrocnemius muscle fascicle behavior during stair negotiation in humans. J Appl Physiol (1985).* 102(4): p. 1618-23.
278. Spoor, C.W. and van Leeuwen, J.L., (1992). *Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. J Biomech.* 25(2): p. 201-6.
279. Spoor, C.W., van Leeuwen, J.L., Meskers, C.G., Titulaer, A.F., and Huson, A., (1990). *Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. J Biomech.* 23(12): p. 1247-59.
280. Starkey, D.B., Pollock, M.L., Ishida, Y., Welsch, M.A., Brechue, W.F., Graves, J.E., and Feigenbaum, M.S., (1996). *Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness. Med Sci Sports Exerc.* 28(10): p. 1311-20.
281. Staron, R.S., Leonardi, M.J., Karapondo, D.L., Malicky, E.S., Falkel, J.E., Hagerman, F.C., and Hikida, R.S., (1991). *Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. J Appl Physiol (1985).* 70(2): p. 631-40.
282. Staron, R.S., Karapondo, D.L., Kraemer, W.J., Fry, A.C., Gordon, S.E., Falkel, J.E., Hagerman, F.C., and Hikida, R.S., (1994). *Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. J Appl Physiol (1985).* 76(3): p. 1247-55.
283. T.S., C., J.E., D., and Murray, R.C., in *Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*, L. Febeger, Editor 1984: Philadelphia. p. 351-400.
284. Tesch, P.A., Colliander, E.B., and Kaiser, P., (1986). *Muscle metabolism during intense, heavy-resistance exercise. Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 55(4): p. 362-6.
285. Tesch, P.A., Ekberg, A., Lindquist, D.M., and Trieschmann, J.T., (2004). *Muscle hypertrophy following 5-week resistance training using a non-gravity-dependent exercise system. Acta Physiol Scand.* 180(1): p. 89-98.
286. Tis, L.L., Perrin, D.H., Weltman, A., Ball, D.W., and Gieck, J.H., (1993). *Effect of preload and range of motion on isokinetic torque in women. Med Sci Sports Exerc.* 25(9): p. 1038-43.
287. Tsaopoulos, D.E., Baltzopoulos, V., and Maganaris, C.N., (2006). *Human patellar tendon moment arm length: measurement considerations and clinical*
-

- implications for joint loading assessment. Clin Biomech (Bristol, Avon).* 21(7): p. 657-67.
288. Tsaopoulos, D.E., Baltzopoulos, V., Richards, P.J., and Maganaris, C.N., (2009). *A comparison of different two-dimensional approaches for the determination of the patellar tendon moment arm length. Eur J Appl Physiol.* 105(5): p. 809-14.
289. Tskhovrebova, L. and Trinick, J., (2010). *Roles of titin in the structure and elasticity of the sarcomere. J Biomed Biotechnol.* 2010: p. 612482.
290. Ullrich, B. and Brueggemann, G.P., (2008). *Moment-knee angle relation in well trained athletes. Int J Sports Med.* 29(8): p. 639-45.
291. Veloso, A.P., *Biomecânica do comportamento inter-segmentar: modelo do sistema músculo-esquelético e sua aplicação.*, in *Doutoramento em Motricidade Humana, especialidade de Ciências da Motricidade.*2000, Faculdade de Motricidade Humana - Universidade Técnica de Lisboa: Lisboa.
292. Vikne, H., Refsnes, P.E., Ekmark, M., Medbo, J.I., Gundersen, V., and Gundersen, K., (2006). *Muscular performance after concentric and eccentric exercise in trained men. Med Sci Sports Exerc.* 38(10): p. 1770-81.
293. Visser, J.J., Hoogkamer, J.E., Bobbert, M.F., and Huijting, P.A., (1990). *Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 61(5-6): p. 453-60.
294. Vissing, K., Brink, M., Lonbro, S., Sorensen, H., Overgaard, K., Danborg, K., Mortensen, J., Elstrom, O., Rosenhoj, N., Ringgaard, S., Andersen, J.L., and Aagaard, P., (2008). *Muscle adaptations to plyometric vs. resistance training in untrained young men. J Strength Cond Res.* 22(6): p. 1799-810.
295. Vogt, S., Heinrich, L., Schumacher, Y.O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H.H., and Schmid, A., (2006). *Power output during stage racing in professional road cycling. Med Sci Sports Exerc.* 38(1): p. 147-51.
296. Volek, J.S., Duncan, N.D., Mazzetti, S.A., Staron, R.S., Putukian, M., Gomez, A.L., Pearson, D.R., Fink, W.J., and Kraemer, W.J., (1999). *Performance and muscle fiber adaptations to creatine supplementation and heavy resistance training. Med Sci Sports Exerc.* 31(8): p. 1147-56.
297. Waligora, A.C., Johanson, N.A., and Hirsch, B.E., (2009). *Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. Clin Orthop Relat Res.* 467(12): p. 3297-306.
298. Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J., and Ramirez-Mitchell, R., (1993). *Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles. The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. Biophys J.* 64(4): p. 1161-77.
299. Ward, S.R., Eng, C.M., Smallwood, L.H., and Lieber, R.L., (2009). *Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? Clin Orthop Relat Res.* 467(4): p. 1074-82.
300. Webber, S. and Kriellaars, D., (1997). *Neuromuscular factors contributing to in vivo eccentric moment generation. J Appl Physiol (1985).* 83(1): p. 40-5.
301. Weinstabl, R., Scharf, W., and Firbas, W., (1989). *The extensor apparatus of the knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. Surg Radiol Anat.* 11(1): p. 17-22.

-
302. Weir, J.P., (2005). *Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM.* J Strength Cond Res. 19(1): p. 231-40.
303. Wernbom, M., Augustsson, J., and Thomee, R., (2007). *The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans.* Sports Med. 37(3): p. 225-64.
304. Westing, S.H. and Seger, J.Y., (1989). *Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps and hamstring muscles in females.* Int J Sports Med. 10(3): p. 175-80.
305. Westing, S.H., Cresswell, A.G., and Thorstensson, A., (1991). *Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension.* Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 62(2): p. 104-8.
306. Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., and Edgerton, V.R., (1983). *Muscle architecture of the human lower limb.* Clin Orthop Relat Res. (179): p. 275-83.
307. Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., Powell, P.L., Perrine, J.J., and Edgerton, V.R., (1984). *Muscle architecture and force-velocity relationships in humans.* J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol. 57(2): p. 435-43.
308. Wilson, D.L., Zhu, Q., Duerk, J.L., Mansour, J.M., Kilgore, K., and Crago, P.E., (1999). *Estimation of tendon moment arms from three-dimensional magnetic resonance images.* Ann Biomed Eng. 27(2): p. 247-56.
309. Winter, S.L. and Challis, J.H., (2010). *The force-length curves of the human rectus femoris and gastrocnemius muscles in vivo.* J Appl Biomech. 26(1): p. 45-51.
310. Woo, J. 2006 *A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology.*
311. Yoxen, E., (1987). *Seeing with sound: a study of the development of medical images.* The social construction of technological systems: new directions in the sociology and history of technology. H.T. Bijker WE., Pinch T.J. (Eds)Cambridge: MIT Press.
312. Yucesoy, C.A., Maas, H., Koopman, B.H., Grootenboer, H.J., and Huijing, P.A., (2006). *Mechanisms causing effects of muscle position on proximo-distal muscle force differences in extra-muscular myofascial force transmission.* Med Eng Phys. 28(3): p. 214-26.
313. Zatsiorsky, V.M. and Kraemer, W.J., (2006). *Science and practice of strength training.* 2nd Champaign (Ill.): Human Kinetics. xii, 251 p.

Anexos

Neste espaço são incluídos todos os documentos necessários à concretização dos estudos que suportaram esta dissertação.

Anexo I: Parecer do Conselho de Ética



ETHICS COUNCIL

MEMBERS

Pedro Teixeira (President)
 Filomena Carnide (Vice-president)
 Fátima Baptista
 Hermínio Barreto
 José Alves Diniz
 Paula Bruno
 Paulo Armada da Silva
 Celeste Simões (supl.)
 Gonçalo Tavares (supl.)

To: Dr. Maria João Valamatos
 Faculdade de Motricidade Humana

Date: July 9, 2013

Research Project: *Arquitetura Muscular e Treino de Força. Influência do Tipo de Acção Muscular e da Amplitude de Movimento*

This Council has reviewed the project indicated above. Based on independent reviews by two experts of all information provided by the proponent, we declare that this project is in accordance with Portuguese and international guidelines for scientific research involving human beings, including the 2008 Declaration of Helsinki on Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects, and the 1997 Convention on Human Rights and Biomedicine (the "Oviedo Convention").

The President of the Ethics Council

Pedro J. Teixeira, Ph.D.

Anexo II: Consentimento Informado

ARQUITECTURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de acção muscular e da amplitude de movimento

Maria João Valamatos, 2012

ANEXO A – CÓPIA DO CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO

INFORMAÇÃO

Está a ser convidado a participar num estudo de investigação científica que pretende identificar os factores musculares mais determinantes da velocidade de contracção (potência muscular) e determinar os estímulos de treino de força que promovem adaptações arquitecturais capazes de a potenciar. Entende-se por adaptações da arquitectura muscular, alterações na organização muscular, nomeadamente no comprimento das fibras musculares e no volume muscular.

É um estudo que envolve um período específico de treino, com cargas de intensidade e volume bem definidos, de aproximadamente 15 semanas de duração. Está elaborado de acordo com os requisitos exigidos pela Declaração de Helsínquia para pesquisa com seres humanos, e é financiado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia (SFRH/BD/60882/2009).

Antes de decidir se aceita participar, é importante perceber qual a razão desta investigação e quais os procedimentos que envolve. Por favor, leia cuidadosamente a presente informação e sinta-se à vontade para esclarecer todas as dúvidas que surjam e/ou para acrescentar algum comentário que achar conveniente ou necessário.

Objectivos de Estudo

Este estudo pretende contribuir para identificar e caracterizar os estímulos de treino de força que aperfeiçoam as propriedades musculares e, consequentemente melhoram a prestação física e desportiva.

Assim, e de uma forma resumida, pretende-se:

- a) Analisar a influência do comprimento das fibras musculares e da sua organização dentro do músculo, na capacidade de produção de força em diversas posições

ARQUITECTURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de acção muscular e da amplitude de movimento

Maria João Valamatos, 2012

angulares (relação força-ângulo) e a diferentes velocidades de movimento (relação força-velocidade).

- b) Analisar as adaptações musculares e mecânicas (produção de força) em resposta a estímulos de treino específicos, tendo em consideração o tipo de acção muscular (concêntrico / excêntrico) e a amplitude do movimento (parcial versus máxima amplitude articular);
- c) Determinar a relação entre os estímulos de treino e as adaptações induzidas no comprimento das fibras e respectivo ângulo de penetração.

Período de Vigência do Estudo

O início dos trabalhos remete para Janeiro de 2013, e a sua organização prevê a aplicação de um processo de treino de duração aproximada de 14-16 semanas. Estima-se que a avaliação das adaptações decorrentes do processo de treino esteja concluída em Maio/Junho de 2013.

A sua calendarização respeitará a seguinte estrutura:

1. Avaliação Inicial (Momento 0) – Janeiro 2013;
2. Processo de Treino – Fevereiro a Maio 2013;
3. Avaliação Final (Momento 1) – Junho 2013.

O estudo decorrerá, na sua totalidade, no Laboratório de Fisiologia e Bioquímica da Faculdade de Motricidade Humana, e será conduzido por operadores e investigadores com experiência em treino e avaliações laboratoriais.

Informação sobre as Sessões de Avaliação

As sessões de avaliação (Momentos 0 e 1) seguirão a seguinte organização:

1. Avaliação da Capacidade Funcional: Avaliação da Força Máxima, através de contracções máximas concêntricas e excêntricas. Para avaliar a Força Máxima utiliza-se a variável Momento de Força (também designada de torque), que representa a força produzida pelo grupo muscular multiplicada pela distância entre o ponto de aplicação da força (tornozelo) e o eixo articular (joelho). As medidas de Força Máxima serão obtidas em várias posições angulares do joelho e com diferentes velocidades de movimento. Serão integralmente realizadas num dinamómetro isocinético designado por Bioindex.

Além da força, será também avaliada a activação muscular dos músculos flexores do joelho, utilizando-se a técnica de electromiografia. Esta é uma técnica não-

ARQUITECTURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de acção muscular e da amplitude de movimento

Maria João Valamatos, 2012

invasiva, que envolve a colocação de eléctrodos adesivos na zona posterior da coxa.

Complementarmente, por uma ocasião, será aplicado um estímulo supra-máximo (electroestimulação) para determinação da capacidade de activação muscular voluntária. Esta técnica envolve a imposição de um estímulo eléctrico em estado de repouso e durante a contracção voluntária máxima, com o objectivo de activar toda a musculatura extensora do membro inferior. Esta estimulação será realizada com um equipamento específico (electroestimulador), e exige a colocação de dois eléctrodos adesivos sobre a face anterior da coxa. Este procedimento irá potenciar uma contracção muscular, causando uma sensação de espasmo (forte contracção muscular), e ligeiro desconforto momentâneo. No entanto, este desconforto será imediatamente revertido, não conduzindo a qualquer reacção física posterior.

2. Avaliação da Arquitectura Muscular e das Propriedades Mecânicas Musculares: O comprimento das fibras musculares e respectivo ângulo de inserção (penação) serão determinados através de ecografia muscular, em repouso e durante as contracções musculares de extensão do joelho. Serão obtidas imagens ecográficas do músculo vasto externo (face anterior da coxa), e determinados os principais parâmetros musculares: espessura muscular, comprimento das fibras e ângulo de inserção.

Informação sobre as Sessões de Treino

O desenho experimental envolverá 15 semanas de treino, com 3 sessões semanais de duração aproximada de 30 minutos.

Serão realizadas séries de contracções máximas dos extensores do joelho no mesmo equipamento utilizado nas sessões de avaliação (dinamómetro isocinético – Biodex System 3, Biodex Medical Systems).

As séries serão realizadas com velocidades baixas (60°s^{-1}) a altas (180°s^{-1}), respeitando um modelo de periodização linear, com aumento progressivo da velocidade de contracção e do número de repetições, e utilizando a amplitude articular definida no estudo (parcial ou total).

O modo de contracção poderá ser concêntrico (produção de força durante o encurtamento muscular – contracção dos músculos anteriores da coxa durante a extensão do joelho) ou excêntrico (produção de força durante o alongamento do músculo – contracção dos músculos

ARQUITECTURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de acção muscular e da amplitude de movimento

Maria João Valamatos, 2012

anteriores da coxa durante a flexão imposta do joelho), consoante o grupo de treino que venha a pertencer.

É possível que venha a sentir algumas dores musculares tardias induzidas pelo exercício, entre 24 a 48 horas após as primeiras sessões de treino. Este dano residual, a existir, decorrerá da sua inexperiência na realização do esforço solicitado e tenderá a regredir naturalmente, sem qualquer consequência a médio ou longo prazo.

Confidencialidade

Todos os dados pessoais que venham a ser registados durante a realização deste estudo serão mantidos em sigilo e nunca relevados a terceiros sem o seu consentimento prévio. No sentido de garantir a confidencialidade dos seus registos, todos os dados serão tratados de forma anónima, utilizando-se apenas códigos pessoais, cuja protecção será mantida pelo acesso exclusivo do investigador principal à base de dados resultante.

Contudo, os resultados gerais do estudo poderão vir a ser publicados sob a forma de artigos científicos ou teses académicas, sem que seja revelada a identidade dos seus participantes.

Participação e Abandono

A participação neste estudo é absolutamente voluntária e livre de qualquer gratificação ou compensação monetária.

A eventual aceitação de participação não obriga à respectiva permanência até ao fim do período de vigência do estudo. É livre de cancelar a sua participação em qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo para si. Pode, inclusive e se o desejar, recusar que os seus dados (recolhidos até então) sejam considerados para análise.

No caso de ser estudante da Faculdade de Motricidade Humana, é possível que o investigador principal leccione uma ou mais disciplinas do seu percurso académico. Contudo, o seu estatuto enquanto estudante da FMH permanecerá sempre inalterado, quer venha a colaborar no estudo ou manifeste intenção de o abandonar. A sua participação não conduzirá a qualquer gratificação ou benefício académico, assim como um eventual abandono, não afectará ou inviabilizará o bom cumprimento do seu curso.

ARQUITECTURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de acção muscular e da amplitude de movimento

Maria João Valamatos, 2012

Danos físicos decorrentes da Investigação

As avaliações e tarefas motoras a desempenhar no estudo não envolvem actividade física de elevado risco, pelo que a probabilidade de sofrer danos físicos é mínima. No entanto, se tal acontecer, as despesas inerentes a qualquer dano sofrido em resultado directo da sua participação no estudo, serão cobertas pelo seu Seguro Escolar, enquanto aluno da Faculdade de Motricidade Humana.

CrITÉrios de Exclusão

À equipa responsável pelo estudo reserva-se o direito de excluir um participante sempre que o mesmo não corresponda aos pré-requisitos estabelecidos. Deste modo, não serão aceites participantes que apresentem patologias musculares e/ou ortopédicas que afectem o padrão motor exigido, e/ou que aleguem prática regular e sistematizada de treino de força muscular.

CONSENTIMENTO INFORMADO

Compreendo perfeitamente todos os procedimentos deste estudo e os riscos inerentes aos mesmos.

Todas as minhas dúvidas sobre a participação no estudo foram satisfatoriamente esclarecidas. Caso sinta necessidade de esclarecimentos adicionais, poderei solicitá-los junto dos investigadores responsáveis.

Entendo perfeitamente que não sou obrigado a participar no estudo e que posso, em qualquer momento, interromper essa participação, sem que sofra qualquer penalidade.

Fui informado dos meus direitos de participante e sei que, em caso dos mesmos serem ignorados, negligenciados ou recusados, posso e devo informar os Órgãos Competentes da Faculdade de Motricidade Humana (Estrada da Costa, Cruz Quebrada, 1495-688 Cruz Quebrada-Dafundo), que se encarregarão de investigar a referida reclamação.

ARQUITECTURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de acção muscular e da amplitude de movimento

Maria João Valamatos, 2012

Declaro que li a informação referida neste documento. Ao assinar este formulário de consentimento, estou a assumir a minha intenção voluntária de participar no estudo, e não estou a renunciar a qualquer direito legal, hipótese de reclamação ou possibilidade de desistência.

Ser-me-á fornecida uma cópia deste formulário.

Identificação do Participante:

Nome Completo: _____

Data de Nascimento: _____

Contactos: Telefone: _____; Telemóvel: _____; E-mail: _____

Cruz Quebrada, ___ de _____ de _____

Assinatura

Responsáveis do Estudo: Contactos :

Responsável do Estudo: Doutoranda Maria João Valamatos – E-mail: mjvalamatos@fmh.utl.pt

Orientador do Estudo: Prof. Doutor Pedro Mil-Homens – E-mail: pmil@fmh.utl.pt

Co-Orientador do Estudo: Prof. Doutor António Veloso – E-mail: apveloso@fmh.utl.pt

Telfs.: 214149207; 214149142; 966132611

Anexo III: Tabelas de Revisão de Estudos

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

Anexo III

ESTUDOS LONGITUDINAIS – TREINO DE FORÇA E ARQUITETURA MUSCULAR

| Estudo | Amostra | Características do Treino | Músculos | Diferenças Arquiteturais | Conclusões |
|---------------------------------|---|---|---|--|---|
| Rutherford & Jones (1992) [255] | 12 Sujeitos 7 Homens, 5 Mulheres 4 deles realizavam treino de potência e velocidade. | Treino de quadríceps, num leg press 12 Semanas, 3 x por semana 4 séries de 6 RM | Vasto Externo (VE) Vasto Interno (VI) | MVC, AST e MVC/AST aumentaram significativamente Sem alteração do ângulo de penação (AP) do VE e VI | Um dos estudos pioneiros na utilização do ultrassom para medição do ângulo de penação. Concluíram que a ultra-sonografia pode ser usada para medir AP em grupos musculares superficiais e com valores semelhantes aos medidos em cadáveres. A técnica foi capaz de detectar a variação no AP em função da variação do comprimento do músculo. Músculos de maior volume apresentaram maiores AP, mas não foi possível demonstrar uma relação entre o AP e a capacidade de produção de força ou uma alteração do AP em consequência do treino de força. |
| Kawakami et al. (1995) [155] | 5 Sujeitos homens fisicamente activos | Treino unilateral de extensão do cotovelo - Braço esquerdo. Braço direito serviu de controlo 16 semanas, 3 x semana "French Press": Treino concêntrico/excêntrico 80% de 1RM, 5 séries de 8 reps | Tríceps braquial (porções longa, curta e intermédia; porção longa apenas para o AP) | Aumento significativo do volume muscular (31,7%), ASTMax (31,7%), ASTF (33,3%), EM (27%) Aumento significativo do AP (29,1%); Comprimento do Fascículo sem alteração | Demonstraram aumentos de volume e força muscular, bem como alterações na arquitetura muscular como resultado do treino de força. É possível que a alteração induzida na arquitetura muscular reduza a tensão específica do músculo. Em músculos altamente hipertrofiados, como observado nos fisiculturistas, a tensão específica, possa ser menor do que a de músculos menos hipertrofiados. |
| Aagaard et al. (2001) [2] | 11 Sujeitos treinados em treino de força | Treino: 14 semanas (38 sessões) treino de força de alta intensidade (treino concêntrico convencional) Agachamento, Leg press inclinado, extensão do joelho, Flexão dos Isquiotibiais e calf raises. Quatro (semanas 1-10) ou cinco (semanas 11-14) séries de 3 a 10 repetições máximas (RM), por exercício. | Vasto Externo (VE) | Ângulo de Penação (AP) Significativamente superior (85,5 ± 8,3%) Comprimento do Fascículo (FL) Não incluído Volume Muscular: Aumentos na área da fibra (15,5 ± 5,1%), ASTA (10,2 ± 2,2%) e volume (10,3 ± 2,2%) do quadríceps. | O treino induziu alterações na arquitetura muscular do quadríceps, que se manifestaram no aumento no AP do VE. Este aumento no AP permitiu um aumento da ASTF, e consequentemente da capacidade máxima de produção de força. |
| Blazevich & Giorgi (2001) [32] | 9 Sujeitos com experiência prévia em treino de força (pelo menos 1 ano) | 12 Semanas (4 x semana) 2 Dias de treino 1 Dia de intervalo Duas sessões para o Tríceps | Tríceps Braquial | Ângulo de Penação (AP) – Aumentou | Doses supra-fisiológicas de testosterona quando combinadas com 12 semanas de treino de força de alta intensidade, não aumentaram a massa muscular do tríceps, mais do que o treino de força isolado. |

Maria João Valamatos, 2014

Anexo III

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

| | | | | | |
|---|--|--|---|---|--|
| <p>Gondin et al. (2005) [115]</p> | <p>20 Estudantes homens (12 grupo de estudo – electroestimulação e 8 controlos)</p> | <p>8 Semanas, 4 sessões por semana 32 Sessões de 18-min de estimulação isométrica (bilateral). Estimulação no nervo femoral.</p> | <p>ACSA – Quadrícipites Arquitetura – Ângulo de Penação Vasto Externo</p> | <p>Aumento significativo da ACSA (6%) dos quadrícipites Aumento significativo do VE AP (14%).</p> | <p>Adaptações neurais e musculares são responsáveis pelo aumento do momento máximo isométrico do quadrícipite, após 8 semanas de treino de electroestimulação. Ambas as alterações, neurais e musculares, foram mais acentuadas no VE do que no RF, provavelmente devido à especificidade da solicitação muscular.</p> |
| <p>Alegre et al. (2006) [12]</p> | <p>30 Sujeitos fisicamente activos 16 Treino 14 Controlos</p> | <p>13 semanas; 3 dias por semana half squat lift Estímulo Excêntrico / Concêntrico 3 a 4 séries de 6 a 12 reps (3 min de pausa) Semanas 1 e 2: 30% de 1 RM (3 x 12 reps) Semanas 3-13: 50 – 60% de 1-RM. A intensidade foi progressivamente aumentada até à semana 9 e o volume reduzido, de 12 para 6-8 reps.</p> | <p>Vasto Externo (VE)</p> | <p>Ângulo de Penação (AP) – Decréscimo, mas sem significado estatístico Comprimento do fascículo (FL) – Aumento significativo (absoluto 10,3%, relativo 10,5%) Espessura muscular (EM) – Aumentou 6,9% (P<0.001)</p> | <p>Treino dinâmico de força com cargas leves provoca um aumento na espessura muscular e comprimento do fascículo, que podem estar relacionados a uma transmissão mais eficiente da força da fibra no tendão.</p> |
| <p>Blazevich, Gill et al. (2007) [35]</p> | <p>29 Sujeitos fisicamente activos (15 de estudo – 7 homens e 8 mulheres; 14 Controlos – 7 homens e 7 mulheres);</p> | <p>5 Semanas, 3 x por semana Treino unilateral máximo concêntrico-excêntrico dos extensores do joelho, em equipamento isocinético a 60°/s</p> | <p>Vasto Externo Recto Femoral, Crural, Vasto Interno Primeiras 2 semanas e meia: 4 Séries de 6 contrações exc-conc máximas a 60°/s Últimas 2 semanas e meia: 5 Séries de 6 contrações exc-conc máximas a 60°/s 1 minuto de pausa entre séries (sempre)</p> | <p>Metodologia utilizada – 15 locais de medida, 3 por porção muscular (proximal, medial e distal). Espessura Muscular (EM), Ângulo de penação e Comprimento do Fascículo: Sem alterações, em nenhum local dos 15 medidos Refere procedimentos de cálculo do ICC, e apresenta forma de apresentação destes resultados – (importante)</p> | <p>Aumentos significativos na força do extensor do joelho, sem alterações na arquitetura muscular. Este estudo representa uma importante compreensão sobre as adaptações nas primeiras semanas em resposta ao treino de força em humanos. Tendo em conta que houve uma correlação forte entre a espessura vasto externo e momento máximo do extensor do joelho após o treino, o rápido aumento da força pode, provavelmente, ser explicado por alterações nas estratégias de recrutamento muscular, com os sujeitos com músculos maiores antes do treino a alcançarem as maiores melhorias de força após o treino.</p> |
| <p>Blazevich, Cannavan et al. (2007) [36]</p> | <p>30 Sujeitos fisicamente activos (10 Concêntricos, 11 Excêntricos e 9 Controlos)</p> | <p>10 Semanas; 3 x semana Treino isocinético máximo (a partir da 4 sessão), concêntrico ou excêntrico, a 30°/s Quatro (semanas 1–3), cinco</p> | <p>Vasto Externo, Vasto Interno (ASTF e o FL foram apenas medidos no vasto externo) Análise inter-regional das</p> | <p>Aumento do Volume total do quadrícipite (10,2%, sem diferenças entre grupos): VL: Aumento da ASTF (7,9%), volume (11,1%), EMprox (10,9%), EMdist (13,6%); VM: Aumento do volume (14,8%), EMprox (17,9%), EMdist (12,3%) (análise global, sem</p> | <p>Alterações no ângulo de penação mostraram-se relativamente lineares para os primeiros meses de treino, porém o comprimento do fascículo adaptou-se rapidamente e não se alterou após as primeiras semanas.</p> |

Maria João Valamatos. 2014

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

ANEXO III

| | 4 porções do quadríceps | distinguir grupos) | |
|---|--|---|--|
| | (semanas 4-7), ou seis (semanas 8-10) séries de 6 contrações máximas concêntricas ou excêntricas Nas três primeiras sessões, a intensidade das contrações foi de 50, 70 e 90% do máximo | Comprimento Fascículo VE: aumentou (3,1% no grupo excêntrico e 6,3% no concêntrico (sem diferenças entre grupos). VI: Não foi estimada devido à complexa arquitetura que tornou as medidas não aceitáveis (unreliable) | Adaptações de FL não influenciadas pelo modo de contração, mas, provavelmente, pela amplitude de movimento (ou seja, a tensão fascículo): A velocidade de contração, provavelmente, tem pouco efeito. Pelo contrário, o AP parece estar intrinsecamente ligado à hipertrofia muscular |
| | | Ângulo Penação: Aumentou no grupo excêntrico (21,4%), e no grupo concêntrico (13,3%), embora neste último sem significado estatístico. No VI não se registaram alterações significativas do AP, embora tenha aumentado, em média, 7% no grupo concêntrico e 10,2% no excêntrico. | As alterações no FL mostraram-se intimamente associados às alterações na curva de momento/ângulo, e uma vez que os aumentos foram essencialmente os mesmos em ambos os grupos de treino, é provável que a amplitude de movimento do treino seja um factor de influência mais significativa. |
| | | VE Comprimento Fascículo: aumentou 2,4% após 10 dias de treino e 9,9% no final do período de treino. Ângulo Penação: Aumento significativo apenas no final dos 35 dias de treino (7,7%) Região Medial (50% de comprimento): Aumento significativo da ASTA de todo o quadríceps (7,4 ± 0,8%), VE (7,8 ± 2,0%), CR (non-significant), VI (8,6 ± 3,0%), RF (11,4 ± 5,0%); Região distal (25%): Aumento significativo da ASTA de todo o quadríceps (6,5 ± 1,1%), VE (13,8 ± 3,1%), CR (6,0 ± 1,9%), VI (5,5 ± 1,9%), RF (não medido) | Observou-se um aumento significativo do FL (2%), antes de qualquer aumento significativo no AP e ASTA. Este resultado sugere que a remodelação da arquitetura muscular através da adição de sarcómeros em série precedeu o desenvolvimento da hipertrofia a nível macroscópico. Sabe-se que o alongamento combinado com sobrecarga é o estímulo mais eficaz para promover o crescimento do músculo através da adição de sarcómeros em paralelo e em série (Goldspink, 1999). Os resultados sugerem que a superior componente excêntrica do ergómetro induz maior alongamento das fibras musculares do que as máquinas de musculação convencionais, e promove uma mais rápida adição de sarcómeros em série (inferido a partir do aumento no comprimento fascículo) do que de sarcómeros em paralelo (inferido a partir do aumento da ASTA e AP). |
| 13 Sujeitos activos 7 de treino (5 homens e 2 mulheres) e 6 controlos homens | Bilateral Leg-Extension em ergómetro independente da gravidade Período de treino: 35 dias 3 Treinos/semana (5 semanas) 4 Séries de 7 reps máximas (concêntricas e excêntricas) 2 Minutos de pausa | VE, VI, CR, RF AP e FL medidos apenas no VE | |
| Seynnes et al. (2007) [267] | | | |
| 19 Idosos (homens e senhoras) 9 (5 senhoras e 4 homens) no grupo de treino de força convencional e 10 (5 homens, 5 senhoras) no grupo de treino excêntrico | 14 semanas, 3 x por semana Treino Convencional: Leg extension e leg press; contrações concêntricas (2 seg) e excêntricas 3 seg. 2 x 10 reps, 80% 5RMs Treino Excêntrico: Leg extension, e leg press, apenas a fase excêntrica | Grupo Excêntrico: FL e EM aumentaram significativamente (20% e 12% respectivamente). AP sem alteração: O momento de força aumentou significativamente (entre 9 a 17%) nas contrações excêntricas, mas manteve-se igual nas concêntricas Grupo Convencional: FL (8%), EM (12%) e AP (35%) aumentaram significativamente. O momento de força concêntrico aumentou | Estes resultados sugerem que os estímulos promotores da adição de sarcómeros em série ou em paralelo, podem ser diferentes, implicando diferentes respostas adaptativas aos dois métodos de treino. Na teoria, o estímulo de treino ideal requer dois tipos de contração para operar na mesma curva força-velocidade. Essencialmente envolve a utilização de uma carga mais elevada para a |
| Reeves et al. (2009) [248] | | | |

Maria João Valamatos, 2014

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

Anexo III

| | | | | |
|-----------------------------------|---|--|--|---|
| | | <p>(3 seg)... a fase concêntrica assistido pelo investigador (leg extension) ou por um motor eléctrico (leg press). 2 x 10 reps, 80% 5RMs (avaliados com carga excêntrica)</p> | <p>significativamente (entre 22 a 37%), mas o momento de força excêntrica permaneceu inalterado. O momento máximo isométrico aumentou de forma similar nos dois grupos (≈ 8%)</p> | <p>fase de contração excêntrica e uma carga inferior para a fase concêntrica. Esta abordagem pode apresentar algumas dificuldades práticas em estudos de treino a longo prazo, que utilizam equipamento comercial, mas tem mostrado alguns resultados positivos quando aplicado sobre um período de 7 dias (Hortobagyi et al., 2001)</p> |
| <p>Potier et al. (2009) [241]</p> | <p>22 sujeitos (11 de estudo e 11 controlos)</p> | <p>8 semanas de treino para a perna dominante 3 x por semana Leg curl machine Estímulo excêntrico, com carga correspondente ao 1RM excêntrico, 5 segundos de contração na amplitude total de flexão do joelho. O objectivo era aumentar gradualmente o número de repetições até atingir as 3 séries de 8 reps.</p> | <p>Aumento significativo da força, avaliada por 1RM (34,2%) Aumento significativo do comprimento do fascículo (83,5%). Ângulo de Penação sem alteração. Amplitude articular passiva do joelho aumentou significativamente (6,9°)</p> | <p>Os resultados deste estudo têm uma importante relevância clínica. Os sete graus de aumento na amplitude passiva foram semelhantes às alterações registadas após 6 semanas de alongamento passivo de isquiotibiais (Nelson e Bandt, 2004). Esse aumento combinado com um aumento na força de 34% demonstram que o treino excêntrico pode ser particularmente útil quando se considera a reabilitação funcional de acções musculares, como rematar. Este regime aumenta a força excêntrica e aumenta a amplitude de movimento do joelho, medido com o teste PKE (Passive Knee Extension). Em conjunto com a teoria de que a sarcomerogénese protege contra micro-rupturas, estas adaptações aumentam a prevenção contra lesões musculares.</p> |
| <p>Erskine et al. (2010) [92]</p> | <p>17 Homens não treinados</p> | <p>9 Semanas, 3 x por semana Extensão unilateral do joelho direito, em equipamento convencional. 4 Séries de 10 reps a 80% do 1RM, 2 min de pausa 1 seg para a fase concêntrica, e 1 seg para a excêntrica entre os 100 e os 20° de flexão do joelho</p> | <p>O FL em contração não se alterou em nenhum componente do QF O PA do VE, igualmente em contração aumentou 5,1%. O PA das restantes porções aumentou ligeiramente, mas sem significado estatístico O volume muscular aumentou significativamente em todas as porções do QF, resultando num aumento de 5,5% do volume total do QF ASTF's do RF e VI aumentaram 8,1 e 7,4% respectivamente ASTF do VE e CR mostram tendência de aumento, mas sem significado estatístico (4,4 e 4,7%) A tensão específica do QF aumentou 20,1 ± 13,1% (de 29,5 ± 4,1 Nm para 35,5 ± 5,1 Nm depois do treino).</p> | <p>Os resultados do presente estudo demonstram que quando tidos em conta factores como alterações do volume e arquitectura dos quatro porções do QF, activação muscular voluntária do QF, co-activação dos músculos antagonistas e o braço de momento do tendão patelar, a tensão específica do músculo QF in vivo aumenta após treino de força. A causa deste aumento da tensão específica permanece desconhecida, e estudos futuros devem ser desenvolvidos no sentido de investigar as possíveis influências da alteração da composição das fibras musculares ou um aumento na transmissão de força lateral, de forma a obter uma visão mais completa de como o músculo humano responde a exercícios de resistência muscular.</p> |
| <p>Matta et al. (2011) [200]</p> | <p>49 Homens saudáveis fisicamente activos, mas sem treino de</p> | <p>Pesos livres, Máquina de lat pull-down, Exercícios: Flexão do antebraço, e</p> | <p>Hipertrofia desproporcional (por região) do Bicipite Braquial: Região proximal: 12% de aumento; Região distal 5%</p> | <p>A resposta do bicipite braquial foi diferente para a EM entre as regiões avaliadas, enquanto o triplicite braquial apresentou aumentos</p> |

Maria João Valamatos, 2014

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.
Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

Anexo III

| | força, pelo menos nos 6 meses anteriores (40 de treino + 9 controles) | extensão do antebraço | (proximal medial e distal, respectivamente a 50, 60, e 70% de comprimento) | uniformes nos parâmetros musculares estudados. |
|-------------------------------|---|---|---|---|
| | | 12 semanas, 2 x por semana 24 sessões (8 ciclos de 3 sessões) Sessão 1: 4 séries de 12-15 reps, 1 min pausa (baixa intensidade); Sessão 2: 3 séries de 8-10 reps, 2 min repouso (intensidade moderada); Sessão 3: 2 séries de 3-5 reps, 3 min de repouso (alta intensidade) | A espessura muscular do Tricipite Braquial aumentou significativamente nas 3 regiões estudadas (proximal, medial e distal) | Os exercícios flexores do cotovelo (máquina lat pull-down e flexão do cotovelo com barra) resultou numa hipertrofia acentuada da região proximal do bicipite braquial em comparação com a distal, enquanto exercícios de tricipites (supino com pesos livres e extensão do antebraço na máquina lat pull-down) resultaram numa hipertrofia uniforme das fibras penadas do tricipite braquial. |
| Narici et al. (2011) [224] | 42 idosos (homens e seniores) 22 de estudo, 20 controles | 12 Semanas de treino de ski alpino 2 a 3 sessões por semana 3,5h por sessão | Vasto Externo | Sem conclusões interessantes quanto ao estímulo de treino para adaptações específicas. Esqui alpino é uma intervenção eficaz para aumentar a massa muscular e força em indivíduos idosos. A carga mecânica proporcionada pelo esqui alpino foi suficiente para reverter as alterações na arquitetura muscular tipicamente associados com a sarcopenia. |
| Rønnestad et al. (2012) [252] | 17 Sujeitos (8 de estudo 9 controles) Atletas bem treinados de combinado nórdico Grupo Controlo: apenas treino específico de ski de fundo | 12 semanas de força, de alta intensidade (heavy strength training), em complemento do treino específico de cross-country skiing 2 x por semana Exercícios: Deep squat, Seated pull-down, Standing double-polling 3 a 5 séries por exercício, com cargas entre 3 e 10 RM | Vasto Externo | Aumento da EM do músculo vasto externo, bem como a força do trem superior e inferior no grupo dos atletas bem treinados, sem aumentar o desenvolvimento do VO2máx. |
| Ema et al. (2013) [87] | 21 homens saudáveis fisicamente activos (11 de treino, 10 controles) | Treino unilateral de extensão do joelho, modo concêntrico (2 seg) e excêntrico (2 seg) 80% 1 RM; 5 séries de 8 reps 90 seg de intervalo | Vasto Externo, Vasto Interno, Recto Femoral, Crural (regiões proximal e distal) Crural (regiões medial e lateral) Reportam também o coeficiente de variação das medidas de arquitectura | O treino de força também promoveu o aumento do desempenho em saltos verticais, factor relevante para o desempenho de ski-jump |
| Baroni et al. (2013) [22] | 20 Sujeitos fisicamente activos, não envolvidos em treino de força nos 6 meses prévios à | 12 Semanas (1/2 dias/semana) 21 Sessões Treino isocinético excêntrico máximo, a 60°/s (3-5 séries de 10 reps) | Vasto Externo (VE) RectoFemoral (RF) Semanas 1-4: 3 x 10 reps; Semanas 5-8: 4 x 10 reps; | ASTA's de todas as porções aumentaram significativamente em todas as regiões; A EM e o AP aumentaram significativamente em todas as porções, à excepção da região lateral do VI. FL sem nenhuma alteração, em nenhuma porção. |
| | | | | FL sem nenhuma alteração, em nenhuma porção. |
| | | | | Espeçura Muscular (EM) – Aumentou no RF nas semanas 4 (7,4%), 8 (10%) e 12 (9,7%) VE nas semanas 4 (5,4%), 8 (6,5%) e 12 (7%) Ângulo de Penação (AP) – Sem alterações |

Maria João Valamatos, 2014

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

Anexo III

| | | | |
|--|---|--|--|
| investigação | <p>Semanas 9-12: 5 x 10 reps (1 segundo de repouso entre reps – movimento passivo; 1 minuto de repouso entre séries)</p> | <p>nas semanas 4, 8 ou 12</p> <p>Comprimento do Fascículo (FL) – Aumentou RF nas semanas 4 (5,9%), 8 (13,8%) e 12 (16,7%);</p> <p>VE nas semanas 4 (4,5%), 8 (17,3%) e 12 (19,3%)</p> | <p>Apesar de RF e VE terem uma arquitetura fascicular diferente, apresentaram adaptações morfológicas semelhantes em resposta ao treino excêntrico.</p> |
| <p>12. Jovens adultos (homens) Não experientes (6 concêntricos, 6 excêntricos)</p> | <p>10 Semanas; 3 x por semana num <i>leg press</i> adaptado (permitindo realizar apenas contrações concêntricas ou excêntricas) 80% do 1 RM concêntrico (CONC) e 80% de 1RM Excêntrico (EXC) 4 séries de 8 a 10 reps 1 minuto de pausa Tempo de contração: 2 seg na concêntrica 3 seg na excêntrica</p> | <p>Aumento do VE volume em ambos os grupos (6% no EXC e 8% no CONC, sem diferenças entre ambos)</p> <p>FL VE: maior aumento no EXC (12% contra 5% no CONC)</p> <p>AP: Aumentou mais no CONC (80%) do que no EXC (5%)</p> <p>A hipertrofia regional foi distinta entre grupos (ACSA):</p> <p>Região proximal: Efeitos idênticos (-1% no EXC e -0,5% CONC)</p> <p>Região medial e distal: Diferenças significativas entre grupos, com distintas adaptações:</p> <p>Região medial – Maiores ganhos do CONC (11% contra os 7% do EXC);</p> <p>Região distal – Maiores ganhos do EXC (8% contra 2% do CONC)</p> | <p>O treino EXC leva a um aumento significativo do FL (~1,5 vezes), sem qualquer alteração significativa no AP, enquanto o treino CONC induz um aumento 3 vezes maior no AP, com poucas alterações (<1 vezes) de FL.</p> <p>Estes resultados sugerem que o Treino ECC parece promover a adição de sarcômeros em série, enquanto o Treino CONC favorece a adição de sarcômeros em paralelo. Este padrão diferencial de adição de sarcômeros induzida pelos dois tipos de treino, inferidos pelos aumentos do FL e AP, também parece reflectida pela distribuição de hipertrofia muscular ao longo do ventre muscular do VE, predominante nas regiões medial e distal (Treino EXC) e predominante na região medial (Treino CONC).</p> |

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

Anexo III

ESTUDOS LONGITUDINAIS – TREINO DE FORÇA – CONCÊNTRICO VRS. EXCÊNTRICO

| Estudo | Amostra | Características do Treino | Músculos | Adaptações Arquiteturais |
|------------------------------|---|---|--|---|
| Blazevich et al. (2007) [36] | 30 Sujeitos 10 Concêntricos 11 Excêntricos 9 Controlos Jovens Activos | 10 Semanas – 3 x Semana Treino Isocinético Máximo a 30°/s Modo Concêntrico (Conc) – “as fast and hard as possible” Modo Excêntrico (Exc) – “Stop the dynamometer” Semanas 1–3: 4 x 6 RM's Semanas 4–7: 5 x 6 RM's Semanas 8–10: 6 x 6 RM's Nas três primeiras sessões, a intensidade das contrações foi de 50, 70 e 90% do máximo, respectivamente para as sessões 1, 2 e 3. | Vasto Externo (VE) Vasto Interno (VI) Arquitectura Muscular obtida a 50% do Comprimento do Músculo A ASTF foi apenas obtida no VE | Aumento do volume total do quadricipite (10,2%); Vasto Externo: Aumento da ASTF (7,9%), Volume (11,1%), ASTAproximal (10,9%), ASTAdistal (13,6%); Vasto Interno: Volume (14,8%), ASTAproximal (17,9%),ASTAdistal (12,3%); Treino Concêntrico: Aumento do FL do VE (6,3%)*. Sem alteração do AP do VE e VI; Treino Excêntrico: Aumento do FL do VE (3,1%), Aumento do AP do VE (21,4%)* Sem alteração do AP e FL do VI |
| Franchi et al. (2014) [103] | 12 Jovens adultos (homens) 6 Não experientes 6 Concêntricos 6 Excêntricos | 10 Semanas – 3 x Semana Treino concêntrico ou excêntrico num leg press adaptado (permitindo realizar apenas concêntricas ou excêntricas) 80% do 1RM Concêntrico (Conc) 80% de 1RM Excêntrico (Exc) 4 Séries de 8 a 10 Repts 1 Minuto de pausa Tempo de contração: 2 Seg no Conc 3 Seg no Exc | Vasto Externo (VE) | Aumento do volume muscular em ambos os grupos (6% no Exc e 8% no Conc, sem diferenças entre ambos) FL: maior aumento no Exc* – 12% contra 5% no Conc PA: Aumentou mais no Conc (30%)* do que no Exc (5%) ASTAproximal: Efeitos idênticos (-1% no Exc e -0.5% no Conc) ASTamedial – Maiores ganhos do Conc (11% contra os 7% do Exc) ASTadistal – Maiores ganhos do Exc (8% contra 2% do Conc) |

Maria João Valamatos, 2014

ARQUITETURA MUSCULAR E TREINO DE FORÇA.

Influência do tipo de ação muscular e da amplitude de movimento

Anexo III

ESTUDOS LONGITUDINAIS – TREINO DE FORÇA – AMPLITUDE TOTAL VRS. AMPLITUDE PARCIAL

| Estudo | Amostra | Características do Treino | Músculos | Adaptações Arquiteturais |
|-----------------------------|---|--|----------------------|---|
| Pinto et al. 2012 [240] | 40 Sujeitos 15 Amplitude Total 15 Amplitude Parcial 10 Controlos Jovens activos sem experiência em treino de força. | 10 Semanas – 2 x Semana Flexão bilateral do cotovelo 2-4 Séries de 20 a 8 RM's Amplitude Total – 0-130° de flexão do cotovelo Amplitude Parcial – 50-100° | Flexores do Cotovelo | Aumento Significativo da Espessura Muscular Amplitude Total – 9,52% Amplitude Parcial – 7,37% Sem diferenças entre grupos |
| Bloomquist et al. 2013 [41] | 17 Sujeitos 9 Meio-Agachamento – 0-60° de flexão do joelho) 8 Agachamento Profundo – 0-120° de flexão do joelho) Jovens activos, não envolvidos em treino de força ou potência | 12 Semanas – 3 x Semana 3-5 Séries de 3-10RM's Maior Amplitude – Agachamento Profundo 0-120° de flexão do joelho Amplitude Reduzida – Meio-Agachamento 0-60° | Vasto Externo | Agachamento Profundo: Aumento Significativo da ASTA da região anterior da coxa nos 6 locais avaliados (4-7%); Meio-Agachamento: Aumento Significativo da ASTA da região anterior da coxa nos 2 locais mais proximais (aprox 2-4%). Aumento significativo do AP nos dois grupos: Agachamento Profundo – 22% Meio-Agachamento – 23% Sem diferenças entre grupos |
| McMahon et al. 2014 [204] | 26 Sujeitos 8 Amplitude Reduzida 8 Larga Amplitude 10 Controlos Jovens activos, não envolvidos em treino de força nos 12 meses prévios à intervenção | 8 Semanas – 3 x Semana 4 Exercícios de Pernas 3 Séries de 10 (2 dias) e 30 (1 dia) reps Larga Amplitude – 0-90° de flexão do joelho Amplitude Reduzida – 0-50° de flexão do joelho | Vasto Externo | Larga Amplitude: Aumento Significativo da ASTA a 25 (25%), 50 (15%), e 75% (29%) do comprimento do fémur Reduzida Amplitude: Aumento Significativo da ASTA a 25 (16%), 50 (18%), e 75% (7%) do comprimento do fémur AP: Larga Amplitude: Aumento Significativo a 25 (9%), 50 (7%), e 75% (11%) do comprimento da coxa AP: Amplitude Reduzida: Aumento Significativo a 25 (2%), 50 (4%), e 75% (11%) do comprimento da coxa FL: Aumento Significativo em ambos os grupos (a 25, 50, e 75%) Maior incremento a 50 e 75% no grupo de larga amplitude. |

Maria João Valamatos. 2014

Anexo IV: Ficha Resumo dos Principais Resultados Estatísticos

| | | | | | | | | | | | | | | | |
|-----------------------|--------------------------------|-------|------|------|--|-------|------|--|------|--|-------|--|--|------|-------|
| Stiff_Vert | $\chi^2 = 2,641 ; df = 2$ | ns | | | | | | | | | ns | | | | |
| Mom_For_Anca | | 0,020 | 0,27 | 0,23 | | na | | | | | na | | | | |
| Mom_For_Joelho | $\chi^2 = 5,961 ; df = 2$ | 0,049 | | | | ns | | | | | ns | | | | |
| Mom_For_Tomozelo | $\chi^2 = 11,499 ; df = 2$ | 0,003 | 0,22 | 0,43 | | ns | | | | | 0,020 | | | 0,56 | |
| Stiff_Anti_Anca | | ns | | | | na | | | | | 0,001 | | | 0,78 | 0,53 |
| Stiff_Anti_Joelho | $\chi^2 = 2,984 ; df = 2$ | ns | | | | na | | | | | na | | | | |
| Stiff_Anti_Tomozelo | $\chi^2 = 4,180 ; df = 2$ | ns | | | | na | | | | | na | | | | |
| Pot_Anti_Neg_Anca | | ns | | | | na | | | | | na | | | | |
| Pot_Anti_Neg_Joelho | $\chi^2 = 4,896 ; df = 2$ | ns | | | | na | | | | | na | | | | |
| Pot_Anti_Neg_Tomozelo | $\chi^2 = 10,136 ; df = 2$ | 0,006 | | | | na | | | | | na | | | | |
| Pot_Anti_Pos_Anca | | 0,001 | | 0,41 | | ns | 0,38 | | | | 0,001 | | | 0,81 | |
| Pot_Anti_Pos_Joelho | $F = 10,080 ; df = 2 ; 13,960$ | 0,001 | 0,45 | 0,41 | | ns | | | | | 0,003 | | | | |
| Pot_Anti_Pos_Tomozelo | $F = 9,889 ; df = 2$ | 0,001 | 0,44 | 0,41 | | 0,001 | 0,35 | | 0,76 | | 0,003 | | | | |
| | | | | | | ns | 0,34 | | | | 0,003 | | | | 0,001 |

| | F = 8,563 ; df= 2 | 0,001 | 0,41 | 0,37 | TESTES FUNCIONAIS | | | | | | | | | | | | | | | |
|------------------------|------------------------|-------|------|------|--------------------|---------------|---|--------------------|--------------------|-------|--------------------|--------------------|-------|--------------------|--------------------|-------|--------------------|--------------------|--|-------|
| | | | | | 0,003 | | | 2,280 | | | 0,750 | | | 0,008 | | | 1,570 | | | 0,620 |
| | | | | | Dimensão do Efeito | | | Dimensão do Efeito | | | Dimensão do Efeito | | | Dimensão do Efeito | | | Dimensão do Efeito | | | |
| | | | | | Eta Squared | Omega Squared | r | Pos-hoc | Dimensão do Efeito | r | Pos-hoc | Dimensão do Efeito | r | Pos-hoc | Dimensão do Efeito | r | Pos-hoc | Dimensão do Efeito | | |
| | | | | | | | | CONTROLO - FULL | d | 0,810 | CONTROLO - PARTIAL | d | 0,790 | FULL - PARTIAL | d | 0,790 | FULL - PARTIAL | d | | |
| F_V_Con_180 | | | | | | | | 0,000 | 2,800 | 0,810 | 0,002 | 2,570 | 0,790 | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Altura_Saito | F=22,850 ; df=2;14,231 | 0,000 | | 0,61 | | | | 0,000 | 2,800 | 0,810 | 0,002 | 2,570 | 0,790 | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Vel_Saida | F=21,853 ; df=2;14,241 | 0,000 | | 0,6 | | | | 0,000 | 2,720 | 0,810 | 0,002 | 2,530 | 0,780 | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Fz_apolio | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Desl_Vert_CG | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Stiff_Vert | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Mom_For_Anca | F = 3,454 ; df= 2 | 0,047 | | 0,18 | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Mom_For_Joelho | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Mom_For_Tornozelo | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Stiff_Arti_Anca | F=4,334 ; df=2;13,243 | 0,036 | | 0,19 | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Stiff_Arti_Joelho | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Stiff_Arti_Tornozelo | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Pot_Arti_Neg_Anc | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Pot_Arti_Neg_Joel | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Pot_Arti_Neg_Tomozelo | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Pot_Arti_Pos_Anc | ns | ns | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Pot_Arti_Pos_Joel | F=14,149 ; df=2;14,818 | 0,000 | | 0,48 | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| Pot_Arti_Pos_Tornozelo | ns | ns | | | | | | 0,000 | 2,630 | 0,800 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |
| | | | | | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | |

| | F e df | Sig. | Dimensão do Efeito | | r | Pos-hoc | | TESTES FUNCIONAIS | | 0,750 | 0,001 | 0,790 | ns | ns | ns | | | | |
|------------------------|------------------------|-------|--------------------|---------------|------|-----------------|-------|--------------------|-------|-------|-------|-------|----|----|----|----|---|---|---|
| | | | Eta Squared | Omega Squared | | CONTROLO - FULL | | CONTROLO - PARTIAL | | | | | | | | d | r | d | r |
| | | | | | | 0,000 | 0,000 | 0,002 | 0,001 | | | | | | | | | | |
| F_V_Con_180 | X2 = 15,238 ; df = 2 | 0,000 | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Altura_Salto | F=31,663 ; df=2;12,436 | 0,000 | 0,70 | | | 3,870 | 0,880 | 2,930 | 0,830 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Vel_Saida | F=35,543 ; df=2;12,634 | 0,000 | 0,73 | | | 4,106 | 0,899 | 3,055 | 0,836 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Fz_apolo | F = 12,438 ; df= 2 | 0,000 | 0,49 | | | ns | ns | 1,720 | 0,650 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Desl_Vert_CG | ns | ns | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Stiff_Vert | X2 = 6,091 ; df = 2 | 0,480 | | | 0,24 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Mom_For_Anca | F = 9,508 ; df= 2 | 0,001 | 0,42 | | | 1,790 | 0,666 | 2,767 | 0,810 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Mom_For_Joelho | X2 = 7,431 ; df = 2 | 0,024 | | | 0,90 | ns | ns | ns | 0,580 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Mom_For_Tornozelo | X2 = 12,683 ; df = 2 | 0,002 | | | 0,51 | 0,000 | 0,780 | 0,005 | 0,680 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Mom_For_Anca | F=14,228 ; df=2;13,609 | 0,000 | 0,50 | | | ns | ns | 2,850 | 0,820 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Stiff_Arti_Joelho | ns | ns | | | | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Pot_Arti_Neg_Anca | F=12,343 ; df=2;11,129 | 0,001 | 0,32 | | | ns | ns | 1,711 | 0,650 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Pot_Arti_Neg_Joelho | F = 5,270 ; df= 2 | 0,013 | 0,28 | | | ns | ns | 1,460 | 0,590 | ns | ns | ns | ns | ns | ns | ns | | | |
| Pot_Arti_Neg_Tornozelo | X2 = 8,461 ; df = 2 | 0,015 | | | 0,34 | | | | 0,610 | 0,012 | | | ns | | | | | | |
| Pot_Arti_Pos_Anca | F=12,343 ; df=2;11,129 | 0,001 | 0,47 | | | | | | | ns | | | ns | | | | | | |
| Pot_Arti_Pos_Joelho | F = 6,180 ; df= 2 | 0,007 | 0,31 | | | 2,570 | 0,790 | | | | | | ns | | | | | | |
| Pot_Arti_Pos_Tornozelo | F = 8,755 ; df= 2 | 0,001 | 0,40 | | | 1,860 | 0,680 | | | | | | ns | | | | | | |
| Pot_Arti_Pos_Tornozelo | F=8,627 ; df=2;14,116 | 0,004 | 0,37 | | | 2,050 | 0,720 | | | 0,038 | | | ns | | | | | | |