



UNIVERSIDADE TÉCNICA DE LISBOA  
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



## Indicadores Neuromusculares de Recuperação da Funcionalidade do Joelho Após Cirurgia do Ligamento Cruzado Anterior

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Doutor no ramo de Motricidade  
Humana na especialidade de Fisioterapia

**Orientador:** Professor Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia

**Co-orientador:** Professor Doutor Jan Maria Hendrick Cabri

### Júri

#### Presidente

Reitor da Universidade Técnica de Lisboa

#### Vogais

Doutor João Paulo Vilas-Boas Soares de Campos, Professor Catedrático da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto;

Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia, Professor Associado com Agregação da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa;

Doutor Jan Maria Hendrick Cabri, Professor Associado com Agregação da Norwegian School of Sports Sciences, Department of Physical Performance, Oslo, Noruega;

Doutora Maria Margarida Marques Rebelo Espanha, Professora Associada da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa;

Doutor Raúl Alexandre Nunes da Silva Oliveira, Professor Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa;

Doutor José Carlos Pereira Pinto Noronha, Médico Ortopedista do Hospital Ordem da Trindade do Porto.

Nuno do Carmo Antunes Cordeiro

2013





UNIVERSIDADE TÉCNICA DE LISBOA  
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



Indicadores Neuromusculares de Recuperação da Funcionalidade do Joelho Após Cirurgia do  
Ligamento Cruzado Anterior

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Doutor no ramo de Motricidade  
Humana na especialidade de Fisioterapia

**Orientador:** Professor Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia

**Co-orientador:** Professor Doutor Jan Maria Hendrick Cabri

**Júri**

**Presidente**

Reitor da Universidade Técnica de Lisboa

**Vogais**

Doutor João Paulo Vilas-Boas Soares de Campos, Professor Catedrático da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto;

Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia, Professor Associado com Agregação da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa;

Doutor Jan Maria Hendrick Cabri, Professor Associado com Agregação da Norwegian School of Sports Sciences, Department of Physical Performance, Oslo, Noruega;

Doutora Maria Margarida Marques Rebelo Espanha, Professora Associada da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa;

Doutor Raúl Alexandre Nunes da Silva Oliveira, Professor Auxiliar da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa;

Doutor José Carlos Pereira Pinto Noronha, Médico Ortopedista do Hospital Ordem da Trindade do Porto.

Nuno do Carmo Antunes Cordeiro

**2013**



## Agradecimentos

Para a concretização desta Tese foram co-responsáveis várias pessoas, relativamente às quais estou muito grato:

Ao Professor Doutor Pedro Pezarat Correia, é um enorme privilégio ser orientado por tão Distinto Pedagogo que está sempre presente em todos os passos do trabalho. Pela forma competente com que sempre me orientou, por todos os ensinamentos que me transmitiu (que desde o primeiro momento foram preciosos) e pela forma que os mesmos me influenciam quer pessoal quer profissionalmente. A ele o meu mais profundo agradecimento.

Ao Professor Doutor Jan Cabri, por ter acreditado no projecto e pela preciosa ajuda que deu, especialmente por ter partilhado connosco a sua enorme experiência na recolha de dados. A ele muito obrigado e votos de rápidas melhoras.

Aos Professores Doutores Orlando Jesus Fernandes e Nelson Cortes, o seu contributo na realização dos trabalhos empíricos foi imprescindível, a sua actuação, sem dúvida, permitiu a realização dessa parte do trabalho. Obrigado amigos, um abraço.

Ao Professor Doutor João António Neves Gil, também o seu contributo na realização deste trabalho foi determinante. Infelizmente o seu final de vida precoce não permitiu que chegasse a ver o trabalho final, que decerto (desculpem a ousadia) iria apreciar... Até sempre Terapeuta João Gil.

Aos agentes médicos e desportivos que tornaram possíveis as amostras em estudo e aos elementos que compõem as amostras, sem eles este trabalho não existia mesmo. A todos eles, desculpem e obrigado.

A toda a minha família, que sempre me apoiou. E em especial à Susel, por todo o conforto e suporte que me deu, o que também tornou possível este trabalho. Obrigado a todos.

Por fim, aos meus filhos Inês e Nuno. Filhos só mais um bocadinho, está quase!



## Lista de abreviaturas

°/s – Graus por Segundo;  
ACL – Anterior Cruciate Ligament;  
ACLR – Anterior Cruciate Ligament reconstruction;  
Ang. – Ângulo de obtenção do peak torque;  
BF – Bicipete Femoral ou Bíceps Femoralis;  
CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse;  
CG – Control Group;  
CLBP - Chronic Low Back Pain;  
CVM – Contração Voluntária Máxima;  
EVA – Escala Visual Analógica;  
EMG – Eletromiografia;  
ICC – Intraclass Correlation Coefficient;  
IT – Ísquio-tibiais  
kg/cm<sup>2</sup> – Quilograma por Centímetro Quadrado;  
KOOS – Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score;  
LBP – Low Back Pain;  
LCA – Ligamento Cruzado Anterior do Joelho;  
LCP – Ligamento Cruzado Posterior do Joelho;  
ms – Milissegundos;  
PT – Peak torque;  
Rad.s-1 – Radianos por segundo;  
RF – Recto femoral ou Rectus Femoris;  
RMS - Root Mean Square;  
ROM – Rang of Movement;  
SNC – Sistema Nervoso Central;  
ST – Semitendinoso ou Semitendinosos;  
TSK-13 – Tampa Scale for Kinesiophobia – 13 Items;  
TSK-PT – Escala Tampa de cinesiofobia – versão para língua e cultura portuguesa – 13 items;  
TSKJ-13 e TSK-J – Escala Tampa de cinesiofobia – 13 items – versão específica de joelho;  
VAS – Visual Analog Scale;  
VL – Vasto Lateral ou Vastus Lateralis;  
VMO – Vasto Medial ou Vastus Medialis Obliqué.





## Resumo Geral

Esta tese centrou-se no estudo de respostas neuromotoras associadas a movimentos rápidos do joelho em cadeia cinética aberta, efetuados por jogadores profissionais de futebol, seis meses após ligamentoplastia ao ligamento cruzado anterior do joelho (LCA).

Foram realizados quatro estudos, dois relacionados com o interesse de medir a cinesiofobia, donde resultou a validação da versão portuguesa da Tampa Scale for Kinesiophobia 13 itens (TSK-13 ou TSK-PT) e outro para a avaliação psicométrica duma versão específica do mesmo instrumento para disfunções do joelho (TSKJ-13). Os restantes dois estudos foram laboratoriais e observaram o padrão de movimento da extensão balística do joelho dum remate de futebol e o perfil isocinético dos movimentos de extensão/flexão a 60°, 180° e 300°/segundo, seis meses após a cirurgia.

A versão portuguesa da TSK-13 apresentou propriedades psicométricas adequadas à medição do grau de cinesiofobia, inclusivamente em condições do joelho quando comparada com a TSKJ-13. Apesar da maior cinesiofobia, a realização dum remate de futebol seis meses após ligamentoplastia apresentou na fase de extensão, um padrão de movimento semelhante ao movimento efetuado por atletas sem história anterior de lesão no joelho. Também a análise do pico de força no perfil isocinético mostrou ser inferior em todas as velocidades e com o ângulo em que acontece o pico de força dos extensores maior para a velocidade mais rápida. Apesar do maior grau de cinesiofobia, menor funcionalidade e maior grau de hipotrofia do quadríceps em especial nos movimentos rápidos, os resultados obtidos apontam para um padrão neuromotor recuperado nestes movimentos, nos atletas seis meses após a sua cirurgia ao LCA.

**PALAVRAS-CHAVE:** Fisioterapia, padrão motor, ligamento cruzado anterior, ligamentoplastia, cinesiofobia, Remate de futebol, força, reintegração na atividade desportiva.



## Abstract

This thesis focused on the neuromuscular pattern obtained in open kinetic chain fast movements, performed for professional soccer players of the Portuguese major soccer league, six months after surgery for Anterior Cruciate Ligament reconstruction (ACLR).

Four studies were performed, two for the intercultural validation of the Tampa Scale for kinesiophobia (TSK-13 or TSK-PT) and psychometric exploration of the same instrument adapted to knee dysfunctions (TSKJ-13). The other studies focused on the instep soccer kick to the ballistic knee extension movement pattern obtained and on the isokinetic profile to the strength parameters on the 60°, 180° and 300°/second knee flexion/extension, six months after ACLR.

The TSK-PT presented adequate psychometrics properties for measure kinesiophobia, even better on the knee dysfunction than TSKJ-13. With higher kinesiophobia, the ballistic extension on the instep soccer kick six months after ACLR presented similar movement pattern to the movement performed for players without prior knee injury. On the isokinetic profile, the obtained peak torque (PT) values were lower for the ACLR players in all velocities in both movements and the angle of PT obtainment was larger on the faster movement velocity. But even with higher kinesiophobia level, lower functionality level and quadriceps hypotrophy, the results are in agreement with the movement pattern recuperation on the fast knee movements six months after ACLR.

**KEYWORDS:** Physiotherapy, motor pattern, anterior cruciate ligament reconstruction and kinesiophobia, soccer kick, strength, pre-injury activity reintegration.



# Índice

Agradecimentos.....	v
Lista de abreviaturas.....	vii
Resumo Geral.....	ix
Abstract .....	xi
Capítulo 1 – Introdução.....	15
Capítulo 2 – Portuguese Language Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia [13 Items] .....	31
Capítulo 3 – Utilização da Tampa Scale for Kinesiophobia 13 Itens Após Ligamentoplastia do Cruzado Anterior do Joelho: Versão Genérica Versus Versão de Condição Especifica .....	39
Capítulo 4 – Dynamic Knee Stability and Ballistic Knee Movement after ACL Reconstruction: An Application on Instep Soccer Kick .....	49
Capítulo 5 – Specific Isokinetic Angle Peak Torque of Fast Angular Knee Velocities on Soccer Players after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction .....	63
Capítulo 6 – Discussão Geral .....	75
Capítulo 7 – Conclusões.....	85
Bibliografia Geral.....	89



## **Capítulo 1 – Introdução**





## ENQUADRAMENTO DA TESE

A articulação do joelho é uma das mais complexas estruturas anatómicas do corpo humano, sendo sujeita a uma frequente e intensa solicitação, permite uma grande amplitude articular e é sujeita a grandes cargas mecânicas.

No joelho, distinguem-se duas subarticulações: a fémuro-patelar e a fémuro-tibial. A articulação fémuro-tibial, que articula os côndilos do fémur com as cavidades glenoideas da tibia, é uma articulação do tipo bicondilomeniscartrose, enquanto a articulação fémuro-patelar define-se como uma trocleartrose.

A articulação do joelho está essencialmente preparada para funcionar no plano sagital, em sequências de movimentos de extensão e de flexão. O músculo extensor do joelho é o quadríceps, formado por quatro segmentos musculares: o crural, o vasto externo e o vasto interno (mono-articulares) e o bi-articular recto femoral. Os flexores do joelho são os músculos isquiotibiais: bicípites crural, gracilis, semitendinoso, semimembranoso e o costureiro. Também participam na flexão, o poplíteo e os gémeos.

Como meio passivo de suporte na articulação do joelho temos a cápsula articular, que é um delgado e potente invólucro fibroso, que envolve a extremidade inferior do fémur e a extremidade superior da tibia, mantendo os dois segmentos em contacto um com o outro. Na face posterior do joelho, esta cápsula é membranosa, tem as suas inserções no contorno da superfície articular dos côndilos fémurais e linha intercondiliana. Lateralmente ao joelho, fixa-se ao longo das linhas obliquas, estendendo-se até à tuberosidade anterior da tibia. Uma grande parte da sua área anterior é formada por: tendão quadríceps, patela e tendão patelar. A parede capsular é dupla e profunda devido à membrana sinovial que a reveste internamente [1].

O joelho é muito rico em ligamentos, sendo este facto devido à necessidade de existirem fortes estruturas passivas que dêem direcção ao movimento [2]. Como ligamentos extra-capsulares temos os ligamentos laterais. Estes reforçam a cápsula articular dos lados interno e externo da articulação, assegurando assim a estabilidade lateral quando o joelho está em extensão. O ligamento lateral interno estende-se do côndilo interno à face superior da tibia, a sua camada mais profunda liga-se à cápsula articular e ao menisco interno. O ligamento lateral externo estende-se do côndilo externo à cabeça da perónea [1]. Os ligamentos laterais aumentam de tensão durante a extensão e diminuem-na durante a flexão [2].

Dentro da cápsula articular temos os Ligamentos Cruzados: Ligamento Cruzado Posterior (LCP) e Ligamento Cruzado Anterior (LCA) [1]. Estes ligamentos sofrem

estiramento em todos os movimentos, no entanto, obtêm estiramento máximo com o joelho em extensão. O LCP insere-se atrás da espinha da tíbia, dirigindo-se anteriormente para a face interna do côndilo interno do fêmur, impedindo assim, o deslocamento posterior da tíbia sobre o fêmur. O LCA, insere-se na superfície pré-espinhal da tíbia, dirige-se posteriormente para a face externa do côndilo externo do fêmur e tem uma acção inversa ao LCP, ou seja, impede o deslocamento anterior da tíbia sobre o fêmur [1, 2]. Apesar de intra-articular e extra-sinovial, de entre as estruturas ligamentares, o LCA é a única sem qualquer inserção capsular. Na tíbia, insere-se numa fosseta localizada anteriormente e externamente à espinha tibial anterior, por trás do corno anterior do menisco externo, ao qual adere por uma pequena expansão (nalguns casos, feixes da parte posterior da inserção tibial do LCA aderem ao corno posterior do menisco externo). A sua área de inserção tibial é oval, e tem cerca de 3 cm de diâmetro antero-posterior e no fêmur insere-se na fase média do côndilo fémural externo (numa localização muito posterior), com uma orientação quase vertical, curvilínea, convexa posteriormente e paralela ao rebordo articular posterior do côndilo fémural externo. Esta área de inserção tem cerca de 2 cm<sup>2</sup> [1].

O número de feixes que constituem o LCA é um ponto controverso. Há autores que defendem a existência de um único feixe constituído por fascículos. Outros autores defendem a existência de dois feixes. No entanto, estudos efectuados no cadáver por dissecação do LCA, confirmam a existência de dois feixes sem distinção entre si [3].

A orientação deste ligamento desde a inserção fémural à tibial é antero-interna e distal. Devido à orientação das inserções (sagital no fêmur e transversal na tíbia) há uma torção externa dos fascículos iniciada cerca dos 5mm da inserção fémural, condicionando assim desde a flexão à extensão do joelho uma certa tensão permanente do LCA [4]. Procurando a unanimidade, definimos que o LCA é assim formado por um conjunto de fascículos reunidos em dois feixes, conjectura mais frequentemente vista na bibliografia. Um feixe antero-interno (A.I) com inserção fémural (proximal) e inserção distal antero-interna na tíbia e um segundo feixe, postero-externo (P.E), com origem na parte mais posterior e distal da inserção fémural que termina na zona postero-externa da inserção tibial. Quando o joelho está em extensão ambos os feixes estão tensos. Quando o joelho está em flexão a inserção fémural do LCA torna-se mais horizontal, o que mantêm o feixe A.I em tensão e o feixe P.E em relaxamento [3]. Em resumo, na extensão do joelho ambos os feixes do LCA estão em tensão, a qual reduz com a flexão mais acentuadamente no feixe P.E..

O LCA mede aproximadamente 38 mm de comprimento e 10 mm de largura, é formado por múltiplas bandas de colagénio agrupados em fascículos, com união ao osso feita

por fibrocartilagem e funciona como estabilizador em todos os movimentos do joelho (nas três rotações e nas três translações) [1]. Tem a seu cargo 90% do controlo da translação anterior da tíbia sobre o fémur, quando se realiza flexão entre os 30 e os 90° [2]. Permite ainda suportar algum peso antes da rutura, tem uma resistência mecânica de 50kg/cm<sup>2</sup> [3] e a sua tolerância à rutura está intimamente ligada à sua capacidade visco-elástica. Apesar de todo o comportamento de proteção dado pela arquitetura anatomo-fisiológica e pela componente reflexa, a rutura do LCA é uma lesão muito comum, em especial no futebol [5]. Em situações de procedimento cirúrgico, é necessário substituir eficazmente o LCA com uma plastia sólida. Poderão ser consideradas diversas estruturas como fonte de autoenxerto (plastia), sendo o uso do tendão rótuliano com osso nas extremidades uma das mais utilizadas, sendo essa cirurgia conhecida por osso-tendão-osso [6]. A experiência permite a realização desta cirurgia em menos de uma hora, estando atualmente de tal forma otimizada que alguns autores defendem inclusivamente que o sucesso da recuperação completa dependerá mais da fisioterapia pós operatória do que propriamente da cirurgia [3, 7, 8].

Uma recuperação bem orientada, fundamentada em bases biomecânicas e respeitando o normal processo de ligamentação, permite a obtenção de um neo-ligamento saudável, com características mecânicas e histológicas compatíveis com função quase normal, até mesmo na atividade desportiva [6].

A retoma anatómica da arquitetura do neo-ligamento não é suficiente, tendo a fisioterapia papel preponderante na reeducação proprioceptiva, imprescindível ao bom funcionamento da função neuromuscular e base fundamental para a normal função articular após a cirurgia [6]. Durante todo processo de recuperação, qualquer falha nesta função poderá comprometer o resultado final.

Dada a proteção articular que a contração dos músculos peri-articulares do joelho oferece, a resposta à quantidade de tensão que o enxerto poderá resistir está intimamente ligada ao grau de recuperação da capacidade destes músculos. Os valores da tensão do LCA variam com os graus de flexão do joelho e com a contração simultânea dos músculos quadríceps e isquiotibiais. A carga precoce a utilizar nos protocolos de reabilitação pós reconstrução cirúrgica do LCA deverá relacionar-se diretamente com o grau de recuperação da massa muscular e dos processos coordenativos a que os músculos estão sujeitos pelo Sistema Nervoso Central [6, 9, 10]. A recuperação da capacidade muscular é particularmente importante quando os indivíduos intervencionados são jogadores de futebol, envolvidos em tarefas como o remate, em que o joelho é sujeito a extensões balísticas, realizadas em cadeia cinética aberta e com elevada aceleração.

No âmbito dos processos coordenativos envolvidos é particularmente importante a coordenação entre músculos agonistas e antagonistas. Existem dois tipos de coordenação da musculatura agonista/antagonista: uma presente em movimentos mais lentos e em situações em que o sistema de controlo procura privilegiar a estabilidade articular, que utiliza a contração simultânea dos dois grupos antagonistas, designada por cocontração; a outra, característica de movimentos mais rápidos, caracteriza-se por um padrão fásico constituído por ativações curtas e bem definidos dos músculos agonistas e antagonistas, organizado através de um processo de inervação recíproca, com o início da contração do músculo antagonista a ocorrer muito chegado ao final da contração do agonista, de tal forma que o período de contração simultânea dos dois grupos antagonistas é muito reduzido [11]. Apesar de o padrão fásico ter sido no século passado amplamente estudado em movimentos do membro superior, ele manifesta-se também em movimentos do membro inferior, nomeadamente no joelho [12, 13].

Num regime de cocontração, a ação frenadora que a musculatura antagonista desencadeia no início do movimento não permite movimentos rápidos servindo essencialmente para proteger a articulação [14, 15]. No caso de tarefas não muito treinadas, logo pouco “aprendidas”, mesmo que a intenção para a realização da tarefa seja um movimento rápido, o sistema nervoso central usa a cocontração como medida de segurança e estabilidade para a articulação, obviamente com prejuízo da velocidade de execução. À medida que determinada tarefa começa a ser conhecida, este regime de segurança dá lugar a um tipo de coordenação intermuscular mais característico de inervação recíproca, compatível com a grande velocidade a que o movimento é realizado [12, 13].

Atualmente os estudos sobre a recuperação posterior a uma reconstrução do LCA apresentam evidências de que os exercícios em cadeia cinética fechada resultam num valor de lassidão antero-posterior do joelho similar ao joelho contra lateral normal, desde que exista uma adequada função neuromuscular [9, 16-18]. Com o propósito de recolher uma evidência que suporte estas conclusões, Shelbourne *et al* (1996), num estudo retrospectivo sobre este tema, concluíram que um programa mais agressivo (incluindo extensão total do joelho, marcha imediata com carga total e o retorno à prática desportiva passadas 8 semanas) era mais efetivo do que um protocolo de intervenção mais conservador [6]. Por outro lado, Kvist *et al* (2001) foram da opinião que apesar de não ser tão facilitador à cocontração, os protocolos deveriam, ainda assim, conter movimentos em cadeia cinética aberta, porque proporcionam melhor recrutamento e isolamento de alguns grupos musculares [19], com importância para a correção da atrofia muscular decorrente da imobilização.

Os clássicos protocolos de recuperação da ligamentoplastia do LCA apresentam em comum o entendimento de que a reabilitação propriocetiva é fundamental no sucesso de um programa como medida de treino de coordenação intermuscular [20]. Assim, o trabalho propriocetivo está presente em todos os programas, existindo variações de programa para programa que estão normalmente associadas a diferenças na fase em que este trabalho específico é implementado. Para a fisioterapia, as vinte e quatro semanas após a cirurgia constituem um tempo comumente aceite para o início da retoma de todas as atividades funcionais [6] incluindo as desportivas e de elevada carga cinética [20]. Subsistem no entanto alguma incerteza relativa à total reorganização, nesta fase, do sistema de controlo motor de modo a garantir o movimento normal e, por outro lado a proteção efetiva do neo-ligamento.

Torna-se portanto necessário sistematizar indicadores neuromusculares que permitam a perceção duma correta função neuromuscular, condição essencial para a obtenção de um normal grau de estabilidade no período pós cirúrgico. É conhecida a capacidade de reinervação do enxerto patelar colocado cirurgicamente [21] e, por isso, consideramos existir um perfil de função neuromuscular próprio para o período pós reconstrução, que passe a considerar também informações vindas do novo ligamento. Vários autores têm estudado diferentes características desta função em período pré reconstrução do LCA [22, 23], assistindo-se ultimamente a uma maior frequência ao seu estudo em período pós cirúrgico [24] utilizando indicadores de tónus muscular, atividade muscular, força do quadríceps e coordenação intermuscular agonista-antagonista entre o quadríceps crural e os músculos isquiotibiais.

Uma tarefa comparável a um remate de futebol exige a atividade dos músculos com influência no joelho. Esta tarefa permite observar a atividade fásica do grupo muscular extensor e a forma como este se coordena com o grupo antagonista flexor. Pensamos que o padrão de coordenação observado esteja relacionado com a velocidade angular imposta à articulação do joelho, na sequência da tarefa a realizar.

Um remate deste tipo é descrito na bibliografia como dividido por quatro fases, correspondendo a fase três ao remate propriamente dito [25]. Nesta fase verifica-se uma extensão balística do joelho que atinge valores de velocidade que variam na ordem dos 860 a 1720°/s até o contacto com a bola [26] e que apresenta uma duração de cerca de 200 ms [27]. A atividade do recto anterior e dos vastos do quadríceps, importante na aceleração inicial, é aqui muito elevada e poderá estar muito próxima dos 100% da CVM [25]. De forma a travar a elevada aceleração a que a perna é sujeita, próximo do impacto, a musculatura flexora do joelho regista um pico de atividade [28]. Esta ação dos músculos antagonistas é tanto mas

intensa quanto maior for a ação a desacelerar, sendo que, nos indivíduos não treinados não exige atividade acima dos 60%, mas, em sujeitos treinados a mesma pode ir até aos 80% da CVM [25].

Num período pós-cirúrgico em que a aferência neuromuscular está altamente afetada [29], o silêncio neuromuscular proveniente do novo ligamento é percebido pelo sistema de controlo motor, obrigando a uma resposta dos níveis superiores mais cuidada, no que respeita aos graus de liberdade neuromuscular concedidos à articulação. Assim, qualquer tarefa funcional mais exigente é caracterizada como tarefa desconhecida, logo é mais controlada e apresenta-se com menor grau de liberdade [12]. Sendo o remate de futebol um movimento rápido da articulação do joelho, o sistema de controlo motor deve dar primazia a um padrão motor do tipo de inervação recíproca mesmo que o controlo neuromuscular possa ser diferente do mecanismo existente antes da lesão, ele deverá reestruturar-se de forma a permitir um padrão de movimento desse tipo e torná-lo possível no final do período de recuperação e, tal como anteriormente referido, integrando as informações vindas do novo ligamento na reestruturada rede reflexa de controlo de movimento.

Também não podemos esquecer o impacto psicológico que a lesão e a cirurgia provocam e que pode adicionalmente condicionar a forma de funcionamento da articulação intervencionada e contribuir para que o nível funcional pré-lesão não seja recuperado [30]. O medo de executar movimento deve ser encarado como uma complicação deste tipo intervenção, devendo ser considerado esse fator pelos profissionais que lidam com esta tipologia, particularmente pelo fisioterapeuta, por ser o responsável pelo restabelecimento do movimento normal. Este medo poderá traduzir uma alteração do padrão de coordenação agonista/antagonista presente nos movimentos balísticos, dando lugar a uma maior cocontração muscular que, como vimos, é estratégia normalmente utilizada pelo SNC para produzir aumento de estabilidade articular em situações de maior insegurança nas tarefas [31]. A Tampa Scale for Kinesiophobia [32] permite a graduação do nível do medo e do conforto para desempenhar movimento, possibilitando a ponderação deste fator em cada indivíduo e, conseqüentemente, acautelar a sua influência para o movimento [30].

Por último, tem-se provado que a recuperação da força extensora do joelho é fundamental para o retorno à atividade funcional pois esta apresenta-se fortemente correlacionada com a habilidade do quadrípíte em gerar força [33]. Com vista ao desenvolvimento de estratégias de intervenção mais eficazes, a força do quadrípíte tem vindo a ser estudada em indivíduos com lesão do LCA e submetidos a cirurgia reconstrutiva

do mesmo, quer para inferir a magnitude de fraqueza [34, 35], quer para descortinar quais os mecanismos que conduzem a essa fraqueza [36-40].

Os protocolos isocinéticos têm sido utilizados na avaliação e monitorização desses défices de força [36], pois possibilitam a produção de uma contração muscular contra uma resistência acomodativa e permitem uma contração máxima através de toda a amplitude articular e a uma velocidade constante [41]. O instrumento de medição mais usual é o dinamómetro isocinético que, embora enferme pela incapacidade de reprodução dos movimentos corporais naturais [36], tem sido geralmente aceite como um método fiável e seguro na avaliação da performance muscular, e na monitorização da resposta ao treino e nos resultados da reabilitação [42]. O mais utilizado *outcome* recolhido nestas avaliações é o valor máximo do momento de força gerado durante a amplitude do movimento de extensão do joelho (90° de flexão aos 0° de extensão) [38-42]. De acordo com a literatura existente, a avaliação do pico de momento de força foca-se maioritariamente no seu valor, e não em quando é que este ocorre, quer seja em termos temporais, quer seja em termos de amplitude articular. Assim, embora se saiba que devido à fraqueza muscular consequente à lesão os valores de força produzidos são mais baixos, é pertinente questionar se ocorrerão também diferenças ao nível da amplitude articular em que se dá o pico de força. De acordo com a bibliografia, no que respeita ao estudo do ângulo de pico de força nos músculos isquiotibiais com rutura, Silder et al (2010) [43] demonstram que o pico de força de flexão do joelho foi atingido num menor comprimento muscular (maior grau de flexão). Também a prática de diferentes modalidades desportivas tem provocado, em indivíduos saudáveis, alterações na amplitude em que ocorre o pico de força, sem que o referido pico seja modificado no seu valor, sugerindo uma mudança do comprimento das fibras musculares em função da atividade desportiva praticada, sem variação do valor máximo de força alcançada [44]. Pensamos assim que o retorno à prática do futebol profissional, promova a reaquisição de características musculares ligadas à arquitetura muscular, nomeadamente ao comprimento das fibras musculares em função desta modalidade desportiva e, que atletas em condição de reintegração na referida atividade, obtenham o pico de força produzida pelos músculos peri-articulares do joelho, em ângulos semelhantes a sujeitos sem história de lesão anterior, sendo sinal de que o processo de recuperação esteja completo.

## OBJETIVOS

Apesar de muito ter sido já debatido sobre o estado funcional de indivíduos após substituição cirúrgica do LCA, não existe conhecimento em como tarefas comuns e importantes na prática do futebol estão a ser realizadas pelos profissionais que o praticam, aquando da sua reintegração na atividade desportiva ao nível pré-lesional, principalmente nas tarefas efetuadas a grande velocidade angular e em cadeia cinética aberta. O padrão de movimento obtido na extensão balística do joelho no remate do futebol é disso um exemplo, bem como a caracterização de indicadores de confiança para a execução de movimentos com o joelho e diferentes abordagens na determinação da força da musculatura com influência na articulação em função da modalidade desportiva praticada. O conhecimento do comportamento destes indicadores no período pós-cirúrgico, torna a decisão para a completa retoma das atividades do sujeito a um nível pré-lesional mais esclarecida, já que habitualmente esta decisão resulta em função do tempo decorrido desde a cirurgia, permitindo depois a adaptação e controlo dos programas de fisioterapia a aplicar nestas condições.

Assim, o objetivo geral desta tese centrou-se na caracterização de indicadores neuromusculares em atletas profissionais de futebol, seis meses após a sua ligamentoplastia ao LCA. A verificar-se que estes indicadores se encontram alterados no período pós-cirúrgico, essa alteração é passível de causar alterações nos padrões de movimento, adiando a decisão para a completa retoma das atividades do sujeito a um nível pré-lesional.

Do que precede, delineámos como objetivos específicos para a presente tese:

- A tradução semântica e cultural da Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK-PT) para a língua e cultura portuguesa e avaliação das capacidades psicométricas da versão traduzida numa amostra de indivíduos com dor lombar crónica. Essa tradução é necessária para que a TSK-PT possa ser um instrumento de avaliação do grau de cinesiofobia válido, fiável e disponível para a população portuguesa, para utilização posterior em diferentes condições crónicas, nomeadamente nas disfunções do joelho;

- Após a validação da versão genérica da TSK-PT e relacionado com a avaliação do grau de cinesiofobia em disfunções do joelho, pretende-se fazer a comparação das capacidades psicométricas da TSK-PT aplicada a uma amostra de indivíduos em processo de fisioterapia para recuperação de ligamentoplastia ao LCA, com as obtidas da aplicação na mesma amostra, numa versão por nós adaptada especificamente para condições do joelho (TSK-J);

- Posteriormente, munidos dum instrumento de medição válido e fiável para o conhecimento do nível de cinesiofobia para movimentos do joelho, pretende-se comparar o



padrão de movimento obtido na extensão balística do joelho integrada num remate de futebol a partir da posição de parado, entre atletas da liga portuguesa de futebol profissional, seis meses após a sua ligamentoplastia do LCA na perna dominante e, atletas do mesmo nível competitivo sem quaisquer problemas anteriores no joelho;

- Por ultimo, após o conhecimento do tipo de padrão de movimento obtido na extensão balística do joelho e dirigindo o interesse no estudo do perfil de força dos músculos com influência no joelho em função da modalidade desportiva praticada e nos gestos desportivos nela executados, é nossa intenção comparar o perfil de força, com relevo do máximo momento de força e ângulo articular em que o mesmo acontece, nos movimentos extensão e flexão isocinética do joelho a 60°, 180° e 300%/segundo, entre atletas da liga portuguesa de futebol profissional seis meses após a sua ligamentoplastia do LCA na perna dominante e, atletas de igual nível competitivo mas sem anteriores registos de problemas no joelho.

## **ESTRUTURA DA TESE**

O capítulo 1 inclui o enquadramento do tema e os objetivos da tese.

Os capítulos 2 e 3, apresentam respetivamente os processos de validação da TSK-PT e a comparação da exploração psicométrica da TSK-PT e da TSKJ-13 quando aplicadas em sujeitos em período pós-ligamentoplastia do LCA.

O capítulo 4 versa sobre a comparação do padrão de movimento obtido na extensão balística do joelho que serve de base a um remate de futebol, efetuado por jogadores da liga portuguesa de futebol profissional, seis meses após ligamentoplastia do LCA do seu membro dominante e outros atletas do mesmo nível competitivo sem história anterior de lesão do joelho.

O capítulo 5 compara os perfis de força obtidos nos extensores e flexores do joelho em condições isocinéticas de movimento a 60°, 180° e 300°/s, considerando o momento máximo de força e o ângulo articular em que o mesmo acontece, produzidos por jogadores da liga portuguesa de futebol profissional, seis meses após ligamentoplastia do LCA e indivíduos da mesma competição sem história anterior de lesão do joelho.

O capítulo 6 apresenta a discussão geral dos resultados e o Capítulo 7 as conclusões da tese.

Os capítulos 2, 4 e 5 encontram-se redigidos em língua inglesa por corresponderem a artigos submetidos a revistas internacionais com arbitragem científica. Referimos ainda que

os capítulos 2, 3, 4 e 5, apresentam formatações do texto de acordo com as revistas a que foram submetidos para publicação.

### Quadro sinóptico

<b>Indicadores de funcionalidade do joelho após ligamentoplastia do LCA</b>			
<b>Capítulo 2</b>	<b>Capítulo 3</b>	<b>Capítulo 4</b>	<b>Capítulo 5</b>
Validação semântica e cultural do instrumento de medição de cinesiofobia TSK-PT	Exploração psicocométrica de instrumento de medição de cinesiofobia específico do joelho TSKJ-13	Coordenação intermuscular agonista/antagonista à extensão do joelho num remate de futebol a partir da posição de parado	Força e estrutura muscular com influência no joelho
Sujeitos com dor lombar crónica (n=166, teste- reteste n=41)	Sujeitos em recuperação de ligamentoplastia (n=53)	Futebolistas profissionais: A) – 6 Meses após ligamentoplastia (n=8); B) – Sem qualquer lesão anterior (n=9)	Futebolistas profissionais: A) – 6 Meses após ligamentoplastia (n=15 incluindo os 8 sujeitos do capítulo 4); B) – Sem qualquer lesão anterior (n=69)
<u>Variáveis independentes</u> Nível de dor; Nível de confiança para o movimento.	<u>Variáveis independentes</u> Nível de confiança para o movimento; Grau de cinesiofobia dado pela TSK-PT.	<u>Variáveis independentes</u> Situação do sujeito: A - Situação de seis meses pós-ligamentoplastia ao LCA; B – Ausência de lesão anterior.	<u>Variáveis independentes</u> Situação do sujeito: A - Situação de seis meses pós-ligamentoplastia ao LCA; B – Ausência de lesão anterior.
<u>Variáveis dependentes</u> Grau de cinesiofobia dado pela TSK-PT.	<u>Variáveis dependentes</u> Grau de cinesiofobia dado pela TSKJ-13.	<u>Variáveis dependentes</u> Cinemáticas: Duração do movimento; Instante do contacto com a bola; Instante e valor da velocidade angular máxima; Amplitude de movimento, de flexão e extensão máxima; Ângulo articular do contato e do pico de velocidade; Duração da fase de aceleração/desaceleração; Tempo decorrido desde o pico de velocidade ao contato com a bola. Electromiográficas: RMS – RF, VI e VE; RMS – BF e ST; RMS – BF/VMO; RMS – ST/VMO; RMS – BF/VL; RMS – ST/VL; RMS – ST/BF.	<u>Variáveis dependentes</u> PT Qua 60°/s; PT Qua 180°/s; PT Qua 300°/s; PT IT 60°/s; PT IT 180°/s; PT IT 300°/s; Ang. Qua 60°/s; Ang. Qua 180°/s; Ang. Qua 300°/s; Ang. IT 60°/s; Ang. IT 180°/s; Ang. IT 300°/s; IT/Qua rácio 60°/s; IT/Qua rácio 180°/s; IT/Qua rácio 300°/s.

## REFERÊNCIAS

1. Testut, L., *Compendio de anatomía descriptiva*. 1977.
2. Kapandji, A.I., *Physiology of the Joints: Volume 2 Lower Limb, 6e*. 2010.
3. Noyes, F.R., et al., *Intra-articular cruciate reconstruction. I: Perspectives on graft strength, vascularization, and immediate motion after replacement*. Clin Orthop Relat Res, 1983(172): p. 71-7.
4. Shelbourne, K.D., D.V. Patel, and D.J. Martini, *Classification and management of arthrofibrosis of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 1996. **24**(6): p. 857-62.
5. Roos, H., et al., *Soccer after anterior cruciate ligament injury--an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players*. Acta Orthop Scand, 1995. **66**(2): p. 107-12.
6. Shelbourne, K.D. and D.V. Patel, *Rehabilitation after autogenous bone-patellar tendon-bone ACL reconstruction*. Instr Course Lect, 1996. **45**: p. 263-73.
7. Beynnon, B.D. and R.J. Johnson, *Anterior cruciate ligament injury rehabilitation in athletes. Biomechanical considerations*. Sports Med, 1996. **22**(1): p. 54-64.
8. Brandsson, S., et al., *A prospective four- to seven-year follow-up after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction*. Scand J Med Sci Sports, 2001. **11**(1): p. 23-7.
9. Sernert, N., et al., *Comparison of functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction resulting in low, normal and increased laxity*. Scand J Med Sci Sports, 2002. **12**(1): p. 47-53.
10. Lund-Hanssen, H., et al., *Isokinetic muscle performance in healthy female handball players and players with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction*. Scand J Med Sci Sports, 1996. **6**(3): p. 172-5.
11. Wadman, W., Denier van der Gon, J., Geuze, R., & Mol, C. , *Control of fast goal-directed arm movements*. Journal of Human Movements Studies, 1979. **5**: p. 3-17.
12. Brown, J.M. and W. Gilleard, *Transition from slow to ballistic movement: development of triphasic electromyogram patterns*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1991. **63**(5): p. 381-6.
13. Cordeiro, N., Pezarat-Correia, P., Fernandes, O., Cabri, J., *Agonist/antagonist Pattern and Movement Characteristics During Ballistic Knee Extension 12 Weeks After ACL Reconstruction*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2007(No. 5 Supplement): p. pp S264.
14. Markolf, K.L., A. Graff-Radford, and H.C. Amstutz, *In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(5): p. 664-74.
15. Aagaard, P., et al., *Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension*. Scand J Med Sci Sports, 2000. **10**(2): p. 58-67.
16. Roos, E.M., *Outcome after anterior cruciate ligament reconstruction--a comparison of patients' and surgeons' assessments*. Scand J Med Sci Sports, 2001. **11**(5): p. 287-91.
17. Zatterstrom, R., et al., *Rehabilitation following acute anterior cruciate ligament injuries--a 12-month follow-up of a randomized clinical trial*. Scand J Med Sci Sports, 2000. **10**(3): p. 156-63.
18. Wojtys, E.M. and L.J. Huston, *Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance*. Am J Sports Med, 2000. **28**(3): p. 336-44.

19. Kvist, J. and J. Gillquist, *Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects*. Am J Sports Med, 2001. **29**(1): p. 72-82.
20. Shaw, T., *Accelerated Rehabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Physical Therapy in Sports, 2002. **3**(1): p. 19-26.
21. Barrack, R.L., H.B. Skinner, and S.L. Buckley, *Proprioception in the anterior cruciate deficient knee*. Am J Sports Med, 1989. **17**(1): p. 1-6.
22. Steele, J.R., G.J. Roger, and P.D. Milburn, *Reproducibility of knee laxity assessment results using the dynamic cruciate tester*. J Sci Med Sport, 1998. **1**(4): p. 245-59.
23. Boerboom, A.L., et al., *Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001. **9**(4): p. 211-6.
24. Bryant, A.L., J. Kelly, and E. Hohmann, *Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction*. J Orthop Res, 2008. **26**(1): p. 126-35.
25. De Proft, E., Clarys, J., Bollens, E., Cabri, J. and Dufour, W. , *Muscle activity in the soccer kick*. Science and Football, 1988: p. 434-440.
26. Kellis, E., *Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick*. Journal of Sports Sciences and Medicine, 2007(6): p. 154-165.
27. Lees, A. and L. Nolan, *The biomechanics of soccer: a review*. J Sports Sci, 1998. **16**(3): p. 211-34.
28. Dorge, H.C., et al., *EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick*. Scand J Med Sci Sports, 1999. **9**(4): p. 195-200.
29. Grigg, P., *Peripheral neural mechanisms in proprioception*. Journal of Sport Rehabilitation, 1994. **3**: p. 2-17.
30. Kvist, J., et al., *Fear of re-injury: a hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(5): p. 393-7.
31. Enoka, R.M., *Neural adaptations with chronic physical activity*. J Biomech, 1997. **30**(5): p. 447-55.
32. Kori SH, M.R., Todd DD, *Kinesiophobia: a new view of chronic pain behavior*. Pain Manag., 1990. **3**: p. 35-43.
33. Brasileiro, J.S., et al., *Functional and morphological changes in the quadriceps muscle induced by eccentric training after ACL reconstruction*. Rev Bras Fisioter, 2011. **15**(4): p. 284-90.
34. Krishnan, C. and G.N. Williams, *Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction*. J Orthop Res, 2011. **29**(5): p. 633-40.
35. Ingersoll, C.D., et al., *Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury*. Clin Sports Med, 2008. **27**(3): p. 383-404, vii.
36. Pua, Y.H., et al., *Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction*. Ann Acad Med Singapore, 2008. **37**(4): p. 330-40.
37. Renstrom, P., et al., *Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement*. Br J Sports Med, 2008. **42**(6): p. 394-412.
38. Eitzen, P., *ACL deficient potential copers and non-copers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury*. American Journal Sports of Medicine, 2010. **38**(17): p. 586
39. Skurvydas, A., et al., *Extension and flexion torque variability in ACL deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(8): p. 1307-13.

40. Ageberg, E., et al., *Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009. **17**(2): p. 162-9.
41. Guilhem, G., C. Cornu, and A. Guevel, *A methodologic approach for normalizing angular work and velocity during isotonic and isokinetic eccentric training*. *J Athl Train*, 2012. **47**(2): p. 125-9.
42. Ebert, J.R., et al., *Isokinetic knee extensor strength deficit following matrix-induced autologous chondrocyte implantation*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2012. **27**(6): p. 588-94.
43. Silder, A., D.G. Thelen, and B.C. Heiderscheit, *Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2010. **25**(7): p. 681-6.
44. Brughelli, M., J. Cronin, and K. Nosaka, *Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players*. *J Strength Cond Res*, 2010. **24**(3): p. 717-21.



## **Capítulo 2 – Portuguese Language Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia [13 Items]**

Submetido e aceite para publicação: Cordeiro, N; Pezarat-Correia, P; Gil, J and Cabri, J. Portuguese Language Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia [13 Items]. *Journal of Musculoskeletal Pain*. Vol. 21(1), 2013 58-63





---

ARTICLE

---

## Portuguese Language Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia [13 Items]

Nuno Cordeiro<sup>1</sup>, Pedro Pezarat-Correia<sup>1</sup>, João Gil<sup>2</sup> and Jan Cabri<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Human Kinetics, Center for Research in Physiotherapy, Technical University of Lisbon, Lisbon, Portugal, <sup>2</sup>Faculty of Economics, Centre for Health Studies and Research, University of Coimbra, Coimbra, Portugal, <sup>3</sup>Department Physical Performance, The Norwegian School of Sport Sciences, Oslo, Norway

### ABSTRACT

**Objectives:** The aim of this study was to translate and adapt the Tampa Scale for Kinesiophobia to the Portuguese language and culture [TSK-PT], and validate its use in Portuguese patients with chronic low back pain [CLBP].

**Methods:** The procedures were performed following published international guidelines. Patients with CLBP were recruited to complete the TSK-PT and visual analog scales [VAS] for pain and for confidence in low back movement. A portion of the same patients also completed a second TSK-PT questionnaire after a seven-day interval to establish test-retest reliability. After three months, all of the original patients completed the questionnaire again to assess its responsiveness using standardized effect size and standardized response mean.

**Results:** At baseline, 166 patients with chronic LBP completed the series of questionnaire instruments. After an interval of seven days, forty one patients again completed the series of instruments. Three months after baseline, all 166 patients again completed the questionnaire series. The Cronbach alpha of 0.82 indicated good internal consistency of the TSK-PT total score, and the one-week intraclass correlation coefficient of 0.99 indicated exceptional test-retest reliability. A three-factor solution could be found on factorial analysis. There were significant correlations between the TSK-PT total score and both VAS Pain and VAS Confidence scores. The standardized effect size of the TSK-PT was 0.50 and the standardized response mean was 0.67.

**Conclusions:** The TSK-PT has proven to be a valid and reliable tool in the assessment of kinesiophobia in patients with CLBP.

**KEYWORDS:** Kinesiophobia, pain, fear of movement

### INTRODUCTION

Self-reporting measures are very common instruments for exploring different impacts of impairments in bodily functions. Kinesiophobia is defined as an excessive and debilitating fear of physical movement and activity, resulting from a feeling of vulnerability to painful injury or reinjury (1). It is a type of impairment that simultaneously affects neurobiological and psychological pain factors, as well as all components of movement confidence (2). The fear of movement is an important factor in increasing painful symptoms associated with chronic low back pain [CLBP]. Avoiding movement maintains incorrect posture, exaggerates tension, and extends the impairment (3). The

Tampa Scale for Kinesiophobia [TSK] (4) was specifically developed for the assessment of kinesiophobia (1) and collects information on the degree of comfort, security, and preparation for movement.

The original English version of the TSK is a set of 17 questions, using a four-point Likert scale, assessing the subjective perception of the subjects related to their security and confidence to perform movements. The sum of the scores obtained on each issue will typically range between 17 and 68, where higher scores represent greater levels of perceived fear. Short versions of the TSK, such as the TSK-13 or TSK-11 items, are also used (5). It has been postulated that the use of the TSK without the four inverse items

---

Address correspondence to: Nuno Cordeiro, Faculty of Human Kinetics, Center for Research in Physiotherapy, Technical University of Lisbon, Lisbon, Portugal. [E-mail: ncordeiro@ipcb.pt]

Submitted: September 01, 2011; Revisions Accepted: April 25, 2012

[items 4, 8, 12, and 16] gives better psychometric measures and has the advantage of being a shorter version (6). These factors were significant in the decision to opt for the shorter 13-item TSK for Portuguese validation. The TSK has been validated for different cultures, including Norwegian (7), Dutch (2), Swedish (8), French (9), and Brazilian (10). However, no adaptation and validation of the TSK for the Portuguese culture could be found in the literature and there is no other self-report questionnaire validated for the Portuguese language and culture for measuring kinesiophobia.

The aim of this study was to cross-culturally adapt the TSK-13 to the Portuguese-speaking culture, using a sample of patients with CLBP, in order to explore its reliability and validity, including its factor structure and responsiveness.

## MATERIALS AND METHODS

### *Ethical Oversight*

The study protocol was approved by the ethics committee of the Scientific Board of the Faculty of Human Kinetics – Technical University of Lisbon.

### *Cross-Cultural Adaptation*

The cross-cultural process was carried out following established guidelines (11). Prior to the validation process, the original English TSK-13 items were translated to a Portuguese version [TSK-PT] by two native Portuguese-speaking independent professional translators [T1 TSK-PT and T2 TSK-PT] at the Language Centre of the Polytechnic Institute of Castelo Branco. After combining these into a single Portuguese version [T12 TSK-PT], two other professional translators, without previous contact with the original version of TSK, performed the T12 TSK-PT back-translation to English. A review group consisting of two physiotherapists [from the research group, one of them a methodologist], two of the professional translators, and one language expert then agreed on a pre-final version. In order to ensure that the pre-final TSK-PT version was comprehensible, it was also reviewed and tested on a panel of 10 patients with CLBP. In their opinion, the TSK-PT was a questionnaire that was short, quick and easy to answer, understandable, useful, and suitable for the target population. They unanimously found that the language was simple, clear, and colloquial. The questionnaire took between four and six minutes to answer. No problematic questions or concepts were identified and no difficulties were mentioned in

relation to the content of the translated items. The TSK-PT is provided in Appendix 1.

Patients with nonspecific CLBP were recruited from 14 Portuguese physiotherapy clinics [nine in the center, four in the south, and one in the north of the country]. Subjects were selected after obtaining informed consent and checking inclusion and exclusion criteria. To be included in the study, patients were required to undergo physical therapy treatments [related to CLBP] for at least four weeks, and to have experienced low back pain for at least 12 weeks. Subjects were excluded if they had neurological diseases or any other disabling condition, or if they were unable to read or write Portuguese fluently.

The 13-item TSK-PT was administered as part of a package that also included a socio-demographic questionnaire [age, gender, level of education, work status], a medical questionnaire [physical therapy treatment duration and/or prior back surgery], and a patient-reported outcome instrument visual analog scale [VAS] to measure low back pain [0–100 mm VAS Pain] and low back movements confidence [0–100 mm VAS Confidence]. The VAS Pain form states “On the line, mark the pain that you have at this moment – consider the left side to be complete absence of pain and the right side the worst imaginable pain.” The VAS Confidence form states, “On the line, mark your level of confidence to perform movements, based on your perceived security of movement – consider the left side to be no confidence and the right side to be total confidence.”

The Statistical Package for Social Sciences version 16 was used for the data analysis. Principal component analysis was used to evaluate the factor structure of the TSK-PT. Factors with eigenvalues  $>1$  were extracted, and the factor structure was explored by Varimax orthogonal rotation. Factors loading  $\geq 0.30$  were included in the representation.

Construct validity was tested by relating the TSK-PT total score with variables that could be expected to have an association with them [VAS Pain, VAS Confidence, and duration of pain episode]. Construct validity was tested using Spearman's correlation. Spearman's correlation coefficients were interpreted as an excellent relationship when  $r \geq 0.91$ ; good, 0.90–0.71; fair, 0.70–0.51; weak, 0.50–0.31, and little,  $r \leq 0.30$ . A P-value of 0.05 was considered the level of significance (12).

In order to calculate test–retest reliability, a subgroup of patients were asked to fill in the TSK-PT one week after their first response. The reproducibility of the test was evaluated using an intraclass correlation coefficient [ICC], and a reliability coefficient of 0.70 or better was considered acceptable for group comparisons (13).

TABLE 1. Characteristics of the Subjects

Characteristics	Total study [n = 166]				Test-retest subgroup [n = 41]			
	N	%	Mean	SD	N	%	Mean	SD
Age [year]			50.55	10.80			47.46	12.32
Females	105	63.3			24	58.5		
Married	157	94.6			38	92.7		
Working	144	86.8			36	87.8		
VAS pain score T0			62.6	19.4			61.9	20.5
VAS confidence score T0			34.2	18.8			34.3	19.8
TSK-PT total score T0			33.11	7.26			33.51	7.08

SD, standard deviation, VAS, visual analog scale, T0, baseline, TSK-PT, Portuguese version of the Tampa Scale for Kinesiophobia

Internal consistency was calculated using Cronbach's alpha and corrected item-total scale correlations averaged for all items of the TSK-PT. An alpha value between 0.70 and 0.95 was considered to represent acceptable reliability (13).

Responsiveness three months after the first measurement was calculated using the standardized effect size and standardized mean response. A value of 0.80 or higher was considered high responsiveness (13).

## RESULTS

A total of 166 patients were recruited and participated in the baseline and three-month assessments. Forty-one of the original patients also completed the series of instruments one week post-baseline to establish test-retest reliability. The characteristics of the patients are presented in Table 1, as well as the characteristics of the test-retest group. A three-factor solution was found in the factorial analysis of TSK-PT. Eigenvalues greater than 1 were 5.4, 1.8, and 1.3, respectively, and the factors explained 65 percent of the variance. Principal component analysis suggested that items 2, 3, and 11 loaded on two factors were included on the component where they had the highest load [Table 2]. There were significant correlations between the total score of the TSK-PT and both the VAS Pain and VAS Confidence scores [Table 3]. The correlation between the TSK-PT total score and patients' pain was positive, but negative for movement confidence.

The TSK-PT Cronbach's alpha coefficient was 0.82, and the item total scale correlations were between 0.331 and 0.749, except for items 1, 10, and 13. The last two items showed values lower than 0.30 [0.016 and 0.133, respectively], and item 10 showed a value of 0.300. The one-week ICC was 0.99 for the TSK-PT total score, and ranged from 0.94 to 0.98 for the 13 items of the scale. The mean total score of TSK-PT in the first trial in all patients [n = 166] was 33.11 ± 7.26 and in the repeat one week later on the retest

TABLE 2. Main Component Analysis of the TSK-PT [N= 166]

Item	Activity avoidance	Somatic factors	Pain factor
1		0.719	
2	0.595	0.598	
3	0.775	0.312	
4	0.790		
5	0.814		
6			0.636
7	0.765		
8	0.823		
9	0.736		
10		0.694	
11	0.711	0.495	
12	0.611		
13			0.840

TABLE 3. Relationship between the TSK Total Score and the Patient's Pain and Movement Confidence [n = 166]

		VAS pain	VAS confidence	TSK-PT total score
VAS pain	r	1.000	-0.565	0.691
	P		0.000	0.000
VAS confidence	r	-0.565	1.000	-0.772
	P	0.000	.	0.000

VAS, visual analog scale.

group [n = 41] was 33.51 ± 7.08, but there was no statistical significance between these two scores.

The standardized effect size of the TSK-PT was 0.50 and the standardized response mean was 0.67.

## DISCUSSION

Portuguese is the official language of Portugal and Brazil, but the two cultures are different. As an example, the expression throughout the questionnaire "might the injury" was equivalent to semantic Portuguese as "me magoar" and Brazil as "me machucar." "Me machucar" in Portuguese from Portugal means to crush something with your body weight and only

figuratively relates to “me magoar”, so the option in Portuguese of Portugal could not be “me machucar.” Considerations like this have motivated our choice for this validation study.

The cross-cultural adaptation process resulted in a TSK-PT version that was easily understood by the patients, and no problems were encountered during its application. We used the 13-item TSK short version according to the recommendations for its use for research and clinical purposes, due to its superior reliability level (7,10,14).

The factor structure analysis of TSK-PT showed three factors explaining 65.12 percent of the total variance in CLBP patients. The Norwegian version of the TSK-13 also showed a three-factor solution, which explained only 49.4 percent of the variance (7). In our case, the main component analysis of the TSK-PT showed an association model, with the first component concerning questions related to “activity avoidance,” a second component in relation to “somatic factors,” and a third component related to “pain factors.” In general, the TSK bibliography attempts two-factor solutions in different versions of the scale. These two factors, that is, somatic factors and activity avoidance, are related independently of patient condition (5,15). The results of our study are in accordance with the existing literature. However, our study also showed a third component with only two questions linked with “pain” perception. The heterogeneity of the pain concept, much valorized by CLBP patients, could explain the discrepancy between the answers and link the two questions for one isolated component.

The TSK-PT showed good reliability and internal consistency with a Cronbach’s alpha value of 0.82. Similar values have been obtained in validations of the TSK in other languages. In a psychometric exploration of the original English version in patients with chronic back and/or neck pain, alpha values of 0.84 were obtained (16). In a Dutch version of the TSK in patients with low back pain, the authors obtained alpha values of 0.76 (14), 0.77 (2), and 0.80 (15). In a Norwegian version in patients with sciatica related to disc herniation, the authors obtained an alpha of 0.81 (7). In a Brazilian version of TSK in patients with low back pain, alpha values of 0.95 were obtained, based on interview methodology (10). With the exception of the Norwegian (7) and Brazilian versions (10), all other authors used the 17-item TSK scale, which resulted in lower alpha values. Swinkels-Meewisse et al. (14) verified that if the TSK-13 item questionnaire was used, alpha values increased from 0.76 to 0.80 in his investigation [similar to the values found in our study].

The results of item-total scale correlations in TSK-PT were between 0.331 and 0.749. With the exception of three items [1, 10, and 13], there were no problems with the other items in the psychometric explorations of TSK scales in other languages. In the original English version, all the items showed good values on item-total scale correlations (16).

Our results indicate that items 1, 10, and 13 in the TSK-PT may generate confusion in the subjects regarding the interpretation of the question. If these items were deleted from the scale, the total alpha value would change from 0.82 to 0.86. In our opinion, this small change in the total alpha does not justify the withdrawal of these items because an alpha of 0.82 is a sufficiently high value to justify retention of all items, and it allows the scale to keep its original appearance.

High ICC for the total score and for the 13 items of the questionnaire indicated an acceptable stability of the TSK-PT over time. Also, the mean total TSK-PT score after a one-week interval was similar and without significant statistical difference between the two times. Analogous results were obtained in other studies which have observed a good stability in TSK results over similar time periods (7,10,15).

The hypothesis for construct validity was confirmed: the proposal that the TSK-PT was associated with the concept of fear and movement confidence was correct. The construct validity of the questionnaire had already been measured in other psychometric studies using patients with low back pain, through significant correlations with other self-reported measures, body functions, and behavioral performance/function tests (7,14). In the original English version of the TSK (16), even using the 17-item scale, the scores were significantly correlated with the physical activity and work sub-scales of the Fear Avoidance Beliefs Questionnaire [FABQ] [ $r = 0.53-0.35$ ] and some pain measures, for example, the Pain Catastrophizing Scale [ $r = 0.51$ ] and VAS Pain [ $r = 0.23$ ]. Using the 17-item TSK Dutch version, Crombez (15) observed similar correlation coefficients: FABQ work [ $r = 0.53$ ], FABQ physical activity [ $r = 0.76$ ], and VAS Pain [ $r = 0.27$ ]. In the Norwegian version using the 13-item TSK (7), the same tendency was observed: FABQ work [ $r = 0.38$ ], FABQ physical activity [ $r = 0.51$ ], and VAS Pain [ $r = 0.18$ ]. In the case of the TSK-PT, the relationship with the VAS Pain score showed a fair correlation [ $r = 0.69$ ,  $P = 0.00$ ], the best possible association compared with other cited validations. In our opinion, that was possible based on the characteristics of the population of our study and its sensibility to chronic pain, namely the influence of the present episode of high pain intensity, which was responsible for patients’ adherence to the physiotherapy care program.

The good level of inverse association between VAS Movement and VAS Confidence and the TSK-PT total score [ $r = -0.77$ ,  $P = 0.00$ ] suggests that the TSK-PT offers a good capacity to evaluate the confidence that low back pain patients feel in their ability to perform movements.

Our study showed low to moderate levels of responsiveness on assessment of the TSK-PT three months after the first application. Other authors have found similar vulnerability in this scale in other cultures (7,10). This means that the TSK-PT has a limited capacity for identification of small changes across time in patients with nonspecific CLBP.

In our study, there were some limitations, including the lack of use of another instrument to measure fear or avoidance to assess the construct validity due to the fact there are no alternative measures adapted for Portuguese language and culture. In addition, this validation process only assessed a sample with CLBP, and other studies are necessary with other samples and other patients for psychometric exploration of the TSK-PT 13-item scale.

In conclusion, we found that the translation and cultural adaptation of the Portuguese version of TSK, using patients with unspecific CLBP, showed good construct validity, high internal consistency, good test-retest reliability, and low to moderate responsiveness.

**Declaration of Interest:** The authors did not receive any form of benefit or subsidy and have no other relationships that might lead to a conflict of interest.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors gratefully thank the Language Centre of the Castelo Branco Polytechnic Institute for their support in the translation process.

#### AUTHOR NOTES

Nuno do Carmo Antunes Cordeiro, MS Pt, Assistant Professor of physiotherapy, physiotherapy on sports.

Pedro Luis Camecelha de Pezarat Correia, PhD, Graduate Professor of human kinetics.

João António Neves Gil, PhD, Graduate Professor of physiotherapy.

Jan Maria Hendrick Cabri, PhD, Graduate Professor of physiotherapy.

#### REFERENCES

1. Kori SH, Miller RP, Todd DD: Kinesiophobia: a new view of chronic pain behavior. *Pain Manag.* 3:35–43, 1990.
2. Vlaeyen JW, Kole-Snidiers AM, Boeren RG, Van Eek H: Fear of movement/ (re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain* 62(3):363–372, 1995.
3. Barke A, Baudewig J, Schmidt-Samoa C, Dechent P, Kroner-Herwig B: Neural correlates of fear of movement in high and low fear-avoidant chronic low back pain patients: an event-related fMRI study. *Pain* 153(3):540–552, 2012.
4. Miller RP, Kori SH, Todd DD: The Tampa scale for kinesiophobia. Unpublished Report, Tampa, 1991.
5. Woby SR, Roach NK, Urmston M, Watson PJ: Psychometric properties of the TSK-11: a shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *Pain* 117(1–2): 137–144, 2005.
6. Goubert L, Crombez G, Van Damme S, Vlaeyen JW, Bijttebier P, Roelofs J: Confirmatory factor analysis of the Tampa Scale for Kinesiophobia: invariant two-factor model across low back pain patients and fibromyalgia patients. *Clin J Pain* 20(2):103–110, 2004.
7. Haugen AJ, Grovle L, Keller A, Grotle M: Cross-cultural adaptation and validation of the Norwegian version of the Tampa scale for kinesiophobia. *Spine (Phila Pa 1976)*33(17): 595–601, 2008.
8. Lundberg MKE, Styf J, Carlsson SG: A psychometric evaluation of the Tampa Scale for Kinesiophobia- from a physiotherapeutic perspective. *Physiother Theor Pract* 20: 121–133, 2004.
9. French DJ, Roach PJ, Mayes S: Peur du mouvement chez des accidentés du travail: L'Échelle de Kinésiophobie de Tampa (EKT). *Can J Behav Sci* 34(1): 28–33, 2002.
10. Souza FS, Marinho CS, Siqueira FB, Maher CG, Costa LO: Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original versions of the Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)* 33(9): 1028–1033, 2008.
11. Beaton DE, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz MB: Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. *Spine (Phila Pa 1976)* 25(24):3186–3191, 2000.
12. Fermanian J: (Measuring agreement between 2 observers: a quantitative case). *Rev Epidemiol Sante Publique* 32(6): 408–413, 1984.
13. Husted JA, Cook RJ, Farewell VT, Gladman DD: Methods for assessing responsiveness: a critical review and recommendations. *J Clin Epidemiol* 53(5): 459–468, 2000.
14. Swinkels-Meewisse EJ, Swinkels RA, Verbeek AL, Vlaeyen JW, Oostendorp RA: Psychometric properties of the Tampa Scale for kinesiophobia and the fear-avoidance beliefs questionnaire in acute low back pain. *Man Ther* 8(1): 29–36, 2003.
15. Crombez G, Vlaeyen JW, Heuts PH, Lysens R: Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. *Pain* 80(1–2): 329–339, 1999.
16. French DJ, France CR, Vigneau F, French JA, Evans RT: ear of movement/(re)injury in chronic pain: a psychometric assessment of the original English version of the Tampa scale for kinesiophobia (TSK). *Pain* 127(1–2):42–51, 2007.

## APPENDIX

## ESCALA DE TAMPA DE CINESIOFOBIA (13 Items)

THE TAMPA SCALE  
MILLER, KORI & TODD  
TAMPA, FLORIDA  
1991

- 1 = Discordo Plenamente**  
**2 = Discordo**  
**3 = Concordo**  
**4 = Concordo plenamente**

**LEIA CADA PERGUNTA E ASSINALE O NÚMERO  
QUE MELHOR CORRESPONDE AO QUE SENTE**

Nº		1	2	3	4
1	Tenho medo de me magoar se fizer exercício.				
2	Se tentasse ultrapassar a dor, a intensidade dela iria aumentar.				
3	O meu corpo está a dizer-me que tenho algo de errado e grave.				
4	As outras pessoas não levam o meu estado de saúde a sério.				
5	O acidente que sofri colocou o meu corpo em risco para o resto da vida.				
6	A dor significa sempre que me magoei.				
7	Tenho medo de magoar-me acidentalmente.				
8	Tentar não fazer movimentos desnecessários é a melhor coisa que eu posso fazer para evitar que a dor se agrave.				
9	Não sentiria tanta dor se não se passasse algo de potencialmente grave no meu corpo.				
10	A dor avisa-me quando devo parar de fazer actividade física, evitando assim que me magoe.				
11	Não é seguro para uma pessoa com a minha condição física ser fisicamente activa.				
12	Não posso fazer tudo o que as outras pessoas fazem, porque me magoo muito facilmente.				
13	Ninguém deveria ter que fazer actividade física quando sente dor.				

**1991 by authors**

© All rights reserved. No part of this SCALE can be reproduced in any form without permission of the authors. Send permission request to: Dennis D. Todd, Ph.D, Clinical Director, Pain Management Center, Tampa General Hospital, P.O. Box 1289, Tampa, Florida 33601.

### **Capítulo 3 – Utilização da Tampa Scale for Kinesiophobia 13 Itens Após Ligamentoplastia do Cruzado Anterior do Joelho: Versão Genérica Versus Versão de Condição Específica**

Publicação: Cordeiro, N; Pezarat-Correia, P; Gil, J e Cabri, J: Utilização da Tampa Scale for Kinesiophobia 13 Itens Após Ligamentoplastia do Cruzado Anterior do Joelho: Versão Genérica Versus Versão de Condição Específica. Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto 5 (2): 25-31, 2011.





## &gt; ARTIGO ORIGINAL

# Utilização da Tampa Scale of Kinesiophobia 13 Itens Após Ligamentoplastia do Cruzado Anterior do Joelho: Versão Genérica Versus Versão de Condição Específica

Nuno Cordeiro <sup>1</sup>, Pedro Pezarat-Correia <sup>1</sup>, João Gil <sup>2</sup>, Jan Cabri <sup>3</sup>

## Nuno Cordeiro

Faculdade de Motricidade Humana, Centro de Estudos em Fisioterapia, Universidade técnica de Lisboa, Lisboa, Portugal <sup>1</sup>

[ncordeiro@ipcb.pt](mailto:ncordeiro@ipcb.pt)

## Pedro Pezarat-Correia

Faculdade de Motricidade Humana, Centro de Estudos em Fisioterapia, Universidade técnica de Lisboa, Lisboa, Portugal <sup>1</sup>

## João Gil

Universidade de Coimbra, Centro de Estudos de Investigação em Saúde; Instituto Politécnico de Coimbra, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, Portugal <sup>2</sup>

## Jan Cabri

Department Physical Performance, The Norwegian School of Sport Sciences, Oslo, Norway <sup>3</sup>

## >RESUMO

**Introdução:** A ligamentoplastia do ligamento cruzado anterior do joelho é frequente e a cinesiofobia é um factor que o fisioterapeuta deverá conhecer na recuperação. A Tampa Scale of Kinesiophobia 13 items (TSK-13) é um instrumento capaz de monitorizar o grau de cinesiofobia. **Objectivo:** Comparação dos valores da consistência interna e validade de construção da TSK-13 com os obtidos na versão para disfunções do joelho (TSKJ-13) e analisar a sua reprodutibilidade. **Relevância:** A TSKJ-13 por ser específica para a função articular do joelho poderá ter melhor comportamento psicométrico na amostra, permitindo melhor acesso ao grau de cinesiofobia induzido numa condição desta articulação. **Metodologia:** Cinquenta e três indivíduos num período médio de 7,62 semanas ( $\pm 1,40$ ) após cirurgia preencheram os questionários TSK-13, TSKJ-13 e uma Escala Visual Analógica de confiança para o movimento. Sete dias depois preencheram novamente a TSKJ-13 para análise da sua reprodutibilidade. **Resultados:** Os valores de alfa de Cronbach da TSK-13 e TSKJ-13 foram de 0,66 e de 0,68 respectivamente. Na TSKJ-13 os valores do coeficiente de correlação intraclasse obtidos foram de 0,933. Os valores das correlações entre as pontuações das TSK-13 e TSKJ-13 foram directos ( $r= 0,892$ ) e inversos com a EVA-confiança ( $r= 0,472$  e  $r=0,510$  respectivamente). **Discussão:** Ambos instrumentos revelaram estar no limiar da aceitabilidade de coerência interna devido aos valores de Cronbach e num nível aceitável de validade de construção. Foram obtidos bons valores de reprodutibilidade. Conclusão: A aplicação da TSK-13 não produz resultados muito distintos da aplicação da TSKJ-13 pelo que se aconselha a opção pela primeira.

**Palavras-Chave:** Tampa Scale of Kinesiophobia; Joelho; Ligamento Cruzado Anterior; Cinesiofobia.

## >ABSTRACT

**Introduction:** Anterior cruciate ligament reconstruction is common and the physiotherapist must control the kinesiophobia factor along the recovery time. The Tampa scale of Kinesiophobia (TSK-13) assesses the patient's Kinesiophobia level. **Objective:** Compare levels of internal consistency and construct validity of the TSK-13 with those obtained in the version for dysfunctions of the knee (TSKJ-13) and analysis of its reproducibility. **Relevance:** The TSKJ-13 is more specific to the knee function and may have better psychometric behaviour in the sample than the TSK-13. **Methodology:** Fifty-three patients on average of 7,62 weeks ( $\pm 1,40$ ) after surgery completed the two questionnaires and a Visual Analogical Scale for movement confidence (VAS-confidence). After seven days all patients performed again TSKJ-13 for her reproducibility analysis. **Results:** The Cronbach alpha values of TSK-13 and TSKJ-13 were 0,66 and 0,68 respectively. The Intraclass Correlation Coefficient between both TSKJ-13 applications was 0,933. Correlation values were direct between TSK-13 and TSKJ-13 ( $r= 0,892$ ) and indirect for VAS-confidence ( $r= 0,472$  for TSK-13 and  $r=0,510$  for TSKJ-13). **Discussion:** Both instruments present acceptability related to his internal consistency. Both demonstrate an acceptable level on the construct validity. TSKJ-13 presents a good reproducibility level. **Conclusion:** The application of TSK-13 does not produce very different results from those obtained by applying the TSKJ-13 and the first seems to be a better option.

**Key Words:** Tampa Scale of Kinesiophobia; Knee; Anterior Cruciate Ligament; Kinesiophobia.

## Introdução

A cirurgia artroscópica é uma das intervenções mais frequentes nas disfunções do joelho, nomeadamente a ligamentoplastia do ligamento cruzado anterior (LCA). A recuperação posterior está normalmente associada a um tratamento de fisioterapia (Beynnon, Johnson, Abate, Fleming, & Nichols, 2005a, 2005b; Beynnon et al., 2005). O receio de uma nova lesão poderá constituir uma importante limitação da função do indivíduo e um obstáculo à retoma do estado funcional apresentado antes da lesão (Kvist, 2004; Lee, Karim, & Chang, 2008). Este debilitante e excessivo medo de realizar movimento e actividades funcionais, provocada pelo temor de recaídas ou o medo de nova lesão é descrita como cinesiofobia (Kori SH, 1990) atingindo os factores neuro-biológicos e psicológicos que se associam à dor, bem como os componentes relacionados com a confiança para realizar o movimento (Vlaeyen JW, 1995). A Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK) é um instrumento auto administrado desenvolvido especificamente para a medição da cinesiofobia em condições genéricas (Kori SH, 1990). A versão original da TSK é constituída por um conjunto de 17 itens que representam de forma subjectiva a percepção individual de cada sujeito para a segurança e confiança de realizar movimento. Cada item é pontuado numa escala de Likert de quatro pontos, de 1 (discordo plenamente) a 4 (concordo plenamente). A pontuação total corresponde ao somatório das pontuações obtidas em cada um dos itens, variando entre 17 a 68. Quanto mais elevada for a pontuação maior será o medo e insegurança para o movimento. Versões da TSK com menos itens são também usadas, TSK 13, TSK 12 ou TSK 11 itens (Woby, Roach, Urmston, & Watson, 2005). A TSK original está validada em diferentes línguas e culturas tais como: a Norueguesa (Haugen, Grovle, Keller, & Grotle, 2008), a Holandesa (Vlaeyen JW, 1995), a Sueca (Lundberg, 2004) e a Brasileira (de Souza, Marinho Cda, Siqueira, Maher, & Costa, 2008). Recentemente, a TSK-13 itens foi traduzida e validada para a cultura portuguesa, com base na aplicação a uma amostra de indivíduos com dor crónica lombar (Cordeiro, 2011). Kvist, Ek, Sporrstedt, Good (2005) introduziram algumas alterações na versão

Sueca da TSK pensando em melhorar a sua aplicabilidade às disfunções do joelho, aplicando-a posteriormente numa amostra de desportistas que tinha sido sujeita a ligamentoplastia do LCA (Kvist, Ek, Sporrstedt, & Good, 2005).

O objectivo deste trabalho é comparar os valores da consistência interna e validade de construção obtidos nas pontuações da TSK-13 (Cordeiro, 2011) e numa versão adaptada do mesmo instrumento com base nas alterações propostas por Kvist et al (Kvist, et al., 2005) a TSKJ-13, bem como a análise da reprodutibilidade deste último instrumento, numa amostra de indivíduos em período pós-cirúrgico recente de ligamentoplastia do LCA.

## Metodologia

A TSK-13 é uma escala genérica adaptada à língua e cultura portuguesa (Cordeiro, 2011) que gera pontuações do grau de cinesiofobia percebida pelos indivíduos numa escala ordinal de 13 a 52 pontos, onde 13 representa o menor e 52 o maior grau de cinesiofobia que cada sujeito pode vivenciar.

Antes da entrega dos inquéritos, realizaram-se as alterações propostas por Kvist. Estes autores utilizaram a versão TSK original, com 17 itens (Kvist, et al., 2005). No nosso trabalho a versão do instrumento que foi alterada foi a TSK-13 itens visto ser a versão disponível para a língua e cultura portuguesa, no entanto seguiram-se os procedimentos de adaptação efectuados por Kvist no seu estudo (Kvist, et al., 2005) uma vez que foram identificados entre os 17 itens da escala original os 13 itens que compõem a TSK-13, tendo estes sido posteriormente alterados onde 4 itens foram sujeitos a modificações. Assim o termo "dor" foi substituído pelo termo "problema" no item 9 e pelo termo "lesionar-me" no item 13. A redacção do item 8, "Tentar não fazer movimentos desnecessários é a melhor coisa que eu posso fazer para evitar que a minha dor se agrave", passou a ser "Tentar não fazer movimentos desnecessários é a melhor coisa que eu posso fazer para evitar que a minha perna lesionada se agrave". Finalmente no item 12 o termo "magoo" foi alterado para "magoo outra vez". Este processo foi efectuado por um painel de 4 peritos (dois fisioterapeutas e dois tradutores bilingues) e aplicado como pré-teste a

7 sujeitos em período pós ligamentoplastia ao LCA, donde nenhuma alteração resultou.

### Amostra

A TSK-13 e a TSKJ-13 foram administradas a uma amostra de 53 indivíduos previamente sujeitos a uma ligamentoplastia ao LCA que se encontrava em processo de recuperação, recrutados de 23 clínicas de fisioterapia em Portugal continental (16 no centro, 4 no norte e 3 no sul). Para serem incluídos no estudo os indivíduos deveriam estar a frequentar um programa de fisioterapia num período compreendido entre 6 e 12 semanas após a cirurgia, devido à consistência dos sintomas e ao nível de cinesiofobia associados à disfunção nesta fase. Constituíram critérios de exclusão a existência de alterações neurológicas, ou outras disfunções corporais e o facto de não saber ler nem escrever.

A entrada dos pacientes no estudo foi precedida da obtenção do consentimento esclarecido.

### Procedimentos e Instrumentos de Medição

No estudo, o protocolo de avaliação aplicado incluiu:

- A versão portuguesa da Tampa Scale of Kinesiophobia de 13 itens (TSK-13);
- A versão da Tampa Scale of Kinesiophobia adaptada às disfunções do joelho (TSKJ-13);
- Uma Escala Visual Analógica (EVA) de 100 mm de orientação positiva, que visava medir a confiança percebida para o movimento, correspondendo 0 a ausência de confiança e 100 à maior confiança possível, onde os sujeitos foram instruídos a representar na recta horizontal um traço vertical, tendo em conta e entre os limites mínimos e máximos, o ponto que achassem representar a sua percepção geral de confiança para a execução de movimento simples e do seu quotidiano com o membro inferior afectado;
- A recolha de informação relativa à idade e género, bem como tipo de cirurgia e tempo após cirurgia (semanas).

Para estudo da reprodutibilidade da TSKJ-13, sete dias após a aplicação do referido protocolo (Terwee et al., 2007), todos os 53 pacientes preencheram de novo o referido questionário.

A ordem de aplicação dos questionários no primeiro momento de avaliação foi aleatória.

### Análise Estatística

A consistência interna, ou homogeneidade das TSK-13 e TSKJ-13 foi testada através do  $\alpha$  de Cronbach. Valores entre 0,70 e 0,95 foram considerados indicadores de fiabilidade aceitáveis (Pestana & Gageiro, 2005; Terwee, et al., 2007).

A reprodutibilidade da TSKJ-13 foi analisada através do coeficiente de correlação intraclassa modelo 2.1 (CCI) (Shrout & Fleiss, 1979). Um coeficiente de CCI igual ou superior a 0,70 foi considerado aceitável para a comparação de grupos (Pestana & Gageiro, 2005; Terwee, et al., 2007).

A validade de construção foi avaliada através do estudo das relações entre as pontuações obtidas pela aplicação das versões portuguesas das TSK-13 e TSKJ-13 e as registadas pelo uso simultâneo da EVA de percepção da confiança para o movimento, recorrendo-se o coeficiente de correlação de Spearman. O coeficiente de correlação de Spearman foi interpretado como excelente quando  $r \geq 0,91$ , bom quando 0,90-0,71, normal de 0,70-0,51, fraco quando 0,50-0,31 e baixo quando  $\leq 0,30$  (Fermanian, 1984).

Valores de  $p < 0,05$  foram considerados estatisticamente significativos. A análise estatística foi efectuada com recurso ao Statistical Package for the Social Sciences, SPSS® 16 for Windows® (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

### Resultados

Foi incluída no estudo uma amostra de 53 indivíduos em período pós ligamentoplastia ao LCA, que realizavam tratamento de fisioterapia em vinte e três instituições de saúde. O resumo das suas características estão expressas na tabela 1.

Os valores de alfa de Cronbach das versões portuguesas das TSK-13 e TSKJ-13 foram de 0,66 e de 0,68 respectivamente. Na estabilidade inter-temporal da TSKJ-13 (sete dias de intervalo) os valores de CCI foram de 0,933 para a pontuação total.

**Tabela 1:** Características dos sujeitos (n=53)

Características	Valores
Género	
Feminino n (%)	42 (79,2)
Idade (anos)	24,49±6,16
Tempo após cirurgia (semanas)	7,62±1,40
Tipo de cirurgia	
Osso-tendão-osso n (%)	44 (83,0)
Tendão Hamstrings n (%)	9 (17,0)
EVA percepção da confiança para o movimento (mm)	55,5±8,4
TSK-13 total	33,06±4,21
TSKJ-13 (1ª aplicação)	32,08±4,44
TSKJ-13 (2ª aplicação)	31,47±5,55

Variáveis quantitativas, média ± desvio padrão; variáveis ordinais, frequência (percentagem)

**Tabela 2:** Correlações entre TSKJ-13, TSK-13 e EVA percepção da confiança para o movimento (n=53)

	EVA	TSKJ-13 (1ª aplicação)	TSKJ-13 (2ª aplicação)
EVA		-0,472*	-0,510*
TSK-13	-0,534*	0,892*	0,802*

\* p<0,01

Os valores de coeficiente de correlação intraclasse para cada um dos 13 itens foram genericamente superiores a 0,70 para todos os pares de comparações, excepto para os itens 2 (0,31), item 4 (0,69), item 7 (0,54) e item 13 (0,68).

Os valores das relações encontrados entre as pontuações fornecidas pelas TSK-13, TSKJ-13 e pela EVA confiança para o movimento podem ser lidas na tabela 2. Os valores obtidos são sempre significativos (p<0,001), directos entre as duas escalas de cinesiofobia e inversos com a EVA confiança (Tabela 2).

## Discussão

Neste estudo foram obtidos valores de cinesiofobia apresentados por 53 sujeitos em período pós-cirúrgico recente a ligamentoplastia de substituição do LCA, avaliados pela aplicação da versão portuguesa da TSK 13 itens e uma versão do mesmo instrumento resultante de adaptações sugeridas como adequadas para melhorar a sua aplicabilidade em indivíduos com disfunções na articulação do joelho. Para além destes valores foi obtido também um indicador de percepção de confiança para o movimento dado por uma EVA Confiança.

A utilização do instrumento com as referidas alterações, permitiu na amostra por nós utilizada, a obtenção de um valor ligeiramente mais elevado de consistência interna, quando comparado com o valor obtido na versão original da TSK. Todavia, os valores obtidos de alfa de Cronbach são ambos inferiores a 0,70. Não são conhecidos outros estudos que apresentem valores de alfa de Cronbach em aplicações da TSK-13 em amostras com disfunções no joelho mas, o valor de alfa obtido pela TSK-13 portuguesa numa amostra de indivíduos com dor lombar foi de 0,82 (Cordeiro, 2011). Em amostras semelhantes com dor crónica, foram encontrados valores de alfa na TSK-13 itens compreendidos entre 0,81 (Haugen, et al., 2008) e 0,95 (de Souza, et al., 2008).

Como seria de esperar quando correlacionadas ambas as medidas de cinesiofobia, as mesmas mostram uma associação directa com um bom (quase excelente) coeficiente de correlação. Nas relações com a EVA Confiança os valores são mais elevados com a TSK-13 do que com a TSKJ-13, mas bem menores do que os registados entre as duas escalas de cinesiofobia. Ter obtido valores de correlação mais baixos significa, tão só, estarmos em presença de constructos diferentes: (i) confiança para a realização de movimento na EVA confiança e (ii) impacto do medo na realização de actividades que exigem movimento e no bem-estar do indivíduo que as realiza na TSK-13 e TSKJ-13. Valores de correlação ligeiramente mais elevados com a TSK-13 sugerem que esta escala parece revelar-se também de algum modo ajustada para medir cinesiofobia mesmo que em populações mais específicas, como as que utilizámos no presente estudo.

Na versão portuguesa da TSK-13 em sujeitos com dor crónica lombar, quando comparados com valores obtidos numa EVA confiança para o movimento, também foram obtidos valores de correlação inversa, nesse caso na ordem de 0,772 (Cordeiro, 2011). Em nosso entender os valores mais baixos ora reportados justificam-se com o facto dos sintomas associados à condição de um pós-operatório não terem carácter crónico, serem interpretados pelos sujeitos como um situação passageira, gerando, eventualmente, uma menor insegurança para o movimento.

No que diz respeito à reprodutibilidade da TSKJ-13 os valores para o total da escala são aceitáveis para a comparação de grupos. Somente os itens 2,4,7 e 13 mostraram coeficientes de correlação abaixo do valor de referência. Nenhum destes quatro itens sofreu adaptação da versão original da TSK, mantendo-se portanto iguais nos dois instrumentos de medição.

As limitações deste estudo resultam essencialmente do facto de ser desconhecido na amostra, o período compreendido entre a ocorrência da lesão e a cirurgia, bem como o desconhecimento de outras hipotéticas estruturas lesionadas no joelho em conjunto com o LCA, o que poderá ter influenciado o grau de cinesiofobia dos sujeitos. Estudos futuros deverão considerar o estudo da cinesiofobia e o seu impacto no nível funcional de diferentes sujeitos em condições diversas. Deverão ainda, manter a preocupação na tomada de decisão do uso de instrumentos de condição genérica ou de condição específica para análise deste construto. Num quotidiano de prática desportiva, o conhecimento do grau de cinesiofobia dos sujeitos deverá ser observado uma vez que é um factor de impacto no nível funcional e de desempenho do indivíduo, não sendo contudo necessário existir especial preocupação no uso de um instrumento de condição genérica em detrimento de um mais específico.

## Conclusões

Em conclusão e para uma população com problemas no joelho, ambos os instrumentos revelam estar no limiar da aceitabilidade no que respeita à sua coerência interna. A TSKJ-13 possui valores aceitáveis em termos de estabilidade inter-temporal. As duas medidas demonstram um nível aceitável quanto à validade de construção. Os resultados sugerem ainda que, numa população de sujeitos em pós-operatório por ligamentoplastia ao LCA, a aplicação da versão portuguesa da TSK 13 itens não produz resultados muito distintos dos obtidos pela aplicação da sua versão adaptada à condição específica do joelho, a TSKJ-13, pelo que a opção de uma ou outra versão está dependente do interesse do utilizador em aplicar um instrumento de condição genérica ou de condição

específica, sem que a medição do grau de cinesiofobia seja afectado.

## Bibliografia

- Beynnon, B. D., Johnson, R. J., Abate, J. A., Fleming, B. C., & Nichols, C. E. (2005a). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. *Am J Sports Med*, 33(11), 1751-1767.
- Beynnon, B. D., Johnson, R. J., Abate, J. A., Fleming, B. C., & Nichols, C. E. (2005b). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part I. *Am J Sports Med*, 33(10), 1579-1602.
- Beynnon, B. D., Uh, B. S., Johnson, R. J., Abate, J. A., Nichols, C. E., Fleming, B. C., et al. (2005). Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. *Am J Sports Med*, 33(3), 347-359.
- Cordeiro, N. P.-C., P; Gil, J and Cabri, J. (2011). Portuguese Version of Tampa Scale of Kinesiophobia (13 Itens). *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(5), Supplement.
- de Souza, F. S., Marinho Cda, S., Siqueira, F. B., Maher, C. G., & Costa, L. O. (2008). Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original versions of the Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(9), 1028-1033.
- Fermanian, J. (1984). [Measuring agreement between 2 observers: a quantitative case]. *Rev Epidemiol Sante Publique*, 32(6), 408-413.
- Haugen, A. J., Grovle, L., Keller, A., & Grotle, M. (2008). Cross-cultural adaptation and validation of the Norwegian version of the Tampa scale for kinesiophobia. *Spine*, 33(17), E595-601.
- Kori SH, M. R., Todd DD. (1990). Kinesiophobia: a new view of chronic pain behavior. *Pain Manag.*, 3, 35-43.
- Kvist, J. (2004). Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. *Sports Med*, 34(4), 269-280.
- Kvist, J., Ek, A., Sporrstedt, K., & Good, L. (2005). Fear of re-injury: a hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 13(5), 393-397.
- Lee, D. Y., Karim, S. A., & Chang, H. C. (2008). Return to sports after anterior cruciate ligament reconstruction - a review of patients with minimum 5-year follow-up. *Ann Acad Med Singapore*, 37(4), 273-278.
- Lundberg, M. K. E., Styf, J., & Carlsson, S.G. (2004). A psychometric evaluation of the Tampa Scale for Kinesiophobia- from a physiotherapeutic perspective. *Physiotherapy Theory and Practice*, 20, 121-133.
- Pestana, M. H., & Gageiro, J. M. (2005). Análise de dados para ciências sociais - a complementaridade do SPSS: Silabo.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*, 86(2), 420-428.
- Terwee, C. B., Bot, S. D., de Boer, M. R., van der Windt, D. A., Knol, D. L., Dekker, J., et al. (2007). Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *J Clin Epidemiol*, 60(1), 34-42.
- Vlaeyen JW, K.-S. A., Boeren RG, et al. (1995). Fear of movement/ (re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain*, 62, 363-372.
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2005). Psychometric properties of the TSK-11: a shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *Pain*, 117(1-2), 137-144.

**ESCALA DE TAMPA DE CINESIOFOBIA**  
Versão para Disfunções do Joelho - TSKJ (13 Itens)

- 1 = Discordo Plenamente  
2 = Discordo  
3 = Concordo  
4 = Concordo plenamente

**LEIA CADA PERGUNTA E ASSINALE O NÚMERO  
QUE MELHOR CORRESPONDE AO QUE SENTE**

Nº		1	2	3	4
1	Tenho medo de me magoar se fizer exercício.				
2	Se tentasse ultrapassar a dor, a intensidade dela iria aumentar.				
3	O meu corpo está a dizer-me que tenho algo de errado e grave.				
4	As outras pessoas não levam o meu estado de saúde a sério.				
5	O acidente que sofri colocou o meu corpo em risco para o resto da vida.				
6	A dor significa sempre que me magoei.				
7	Tenho medo de magoar-me acidentalmente.				
8	Tentar não fazer movimentos desnecessários é a melhor coisa que eu posso fazer para evitar que a minha perna lesionada se agrave.				
9	Não sentiria tanto problema se não se passasse algo de potencialmente grave no meu corpo.				
10	A dor avisa-me quando devo parar de fazer actividade física, evitando assim que me magoe.				
11	Não é seguro para uma pessoa com a minha condição física ser fisicamente activa.				
12	Não posso fazer tudo o que as outras pessoas fazem, porque me magoo outra vez muito facilmente.				
13	Ninguém deve ter que fazer actividade física se estiver lesionado.				





## **Capítulo 4 – Dynamic Knee Stability and Ballistic Knee Movement after ACL Reconstruction: An Application on Instep Soccer Kick**

Submetido para publicação em 3/12/2012 ao Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy:  
Cordeiro, N; Cortes, N; Fernandes, O; Diniz, A and Pezarat-Correia, P. Dynamic Knee Stability and Ballistic Knee Movement after ACL Reconstruction: An Application on Instep Soccer Kick.



# **Dynamic Knee Stability and Ballistic Knee Movement after ACL Reconstruction: An Application on Instep Soccer Kick**

Nuno Cordeiro<sup>1</sup>, Nelson Cortes<sup>2</sup>, Orlando Fernandes<sup>3</sup>, Ana Diniz<sup>1</sup> and Pedro Pezarat-Correia<sup>1</sup>

*<sup>1</sup>Technical University of Lisbon, Faculty of Human Kinetics, Interdisciplinary Centre for the Study of Human Performance, Lisbon, Portugal.*

*<sup>2</sup>Sports Medicine Assessment, Research & Testing (SMART) Laboratory, George Mason University, Manassas, VA*

*<sup>3</sup>Evora University, Technology and Science School, Sport Sciences Department, Évora, Portugal.*

Phone: +351963075603

Fax: +351272340568

[ncordeiro@ipcb.pt](mailto:ncordeiro@ipcb.pt)

# Dynamic Knee Stability and Ballistic Knee Movement after ACL Reconstruction: An Application on Instep Soccer Kick

## Purpose

The instep soccer kick is a pre-programmed ballistic movement with a typical agonist/antagonist coordination pattern, denoting neuromuscular control system maturation or recovery. The purpose of this study was to investigate the kinematics of the movement and the hamstrings/quadriceps coordination pattern during the knee ballistic extension phase of the instep soccer kick, performed by professional soccer players six months after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR).

## Methods

Seventeen players from the Major Soccer Portuguese League participated in this study. Eight ACLR athletes and 9 healthy individuals (control group) performed three instep kicks. Rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis oblique (VMO), biceps femoralis (BF) and semitendinosus (ST) muscle activation was measured during the extension knee phase. Kinematic measures of the knee movement were also attained.

## Results

Within the EMG parameters, the RF had a significantly ( $p < 0,034$ ) greater activity in the ACLR group ( $79,9 \pm 27,76$  % MVC) than in the control group ( $49,24 \pm 20,78$  % MVC). The kinematic data of the movement was similar for both groups, but the ACLR group perform had significantly lower knee extension angle associated ( $p < 0,021$ ) with significantly higher variability ( $p < 0,012$ ).

## Conclusions

The findings of this study demonstrate that changes in ACLR time were only observed on the extension angle and in the EMG intensity of the RF muscle. These findings are in accordance with the recovery knee stability after ACLR, justified with no differences observed in the ballistic control movement pattern obtained between normal and ACLR subjects.

*Keywords: Movement pattern, neuromuscular control, open kinetic chain and coordination.*

## Introduction

Dynamic knee stability is the knee ability to remain stable through the different load changes on the joint during movement [55]. Williams et al. [55] described this function and identified four critical factors for knee stability: the joint geometry; soft tissue restraints; the load applied on the joint; and muscle action. Classic studies, particularly those related to the knee, have shown that increased stability and joint balance are achieved through muscle contraction, dependent on appropriate inter-muscular coordination activity. In particular, the contraction of the hamstring muscles seems to prevent high anterior cruciate ligament (ACL) strain [39,3,47,59,5,58,37,56]. Other studies suggest that the hamstring arc reflex after ACL reconstruction is a sign of the neuromuscular strategy for improve joint stability [53,9].

The soccer kick is the most performed movement by soccer athletes. Kicking the ball is an essential and very distinctive task in soccer [13,11]. According to the game situation, different types of kicks from a variety of forms of kicking are constantly performed. The instep kick is used when the main goal is speed, and it is normally used to achieve long distance, such as during shooting or passing. It is a ballistic movement and is a result of high activation patterns of several muscles in order to achieve a fine coordinated movement [48,20]. This movement is usually divided in four distinct phases [34,20] with special focus on knee flexion and extension [29]. The knee joint reaches its maximum flexion angle around  $82.4^\circ$  [11], and then starts the acceleration for the ball impact [42]. There is a high activation of both medialis oblique and vastus lateralis to accelerate the leg during the extension phase, and the hamstrings and gluteus maximus show their peak activation just prior to ball impact [17,29]. This fact, may explain a decrease in angular velocity of the kicking leg immediately prior to ball impact as reported in several studies

[32,29,42,18,3,33]. Nunome et al. [42] reported a rapid increase in the knee extension angular velocity in the acceleration phase, which presents its peak at ball impact ( $23.8 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ ). This angular velocity is the result of the moments exerted by the knee joint muscles[29].

Ballistic movements like the soccer instep kick are pre-programmed movements. Due to fast velocity and short duration of execution, there is an inability to use a voluntary feedback afferent control mechanism during the action. In terms of neuromuscular coordination this pre-programmed movement includes a typical reciprocal agonist/antagonist neuromuscular coordination pattern [12,4]. The capacity to perform this movement is a sign of neuromuscular control system maturation or recuperation, especially when they are present after a recovery period, as in the case of ACL reconstruction (ACLR) [14]. Consequently, the knee extension phase of the instep soccer kick is synonymous of strong extensor and flexor muscle activity of the muscles surrounding the knee. This action requires an eloquent coordination pattern with controlled recruitment of a large number of muscles in order to achieve task goal [1,29,43,2]. Although it is known that some of those muscles or muscle groups produce force and moments in opposite directions (agonist/antagonist). Thus, if both agonist and antagonist muscle co-contract producing opposing forces around the joint, the resulting segmental action is less powerful, which has been referred to as the “soccer paradox” [29,32].

The EMG analysis activity levels of this movement show large variations in magnitude and temporal patterns [20,29,38]. This diminishes the ability to firmly conclude about the individual contribution of the muscles to this specific task. However, the focus on agonist/antagonist muscles coordination has an important contribution to the outcome of the kick. The co-contraction pattern of these muscular groups provides joint stability, but decreases the movement performance. Concurrently, the reciprocal innervation pattern provides better output to the kick, though with decreased joint stability [20]. The return to participation recommendations after ACLR emphasises the importance to measure functional stability based on joint motion patterns [31]. The purpose of this study was to investigate differences between ACLR and a control group (CG) in the kinematic pattern and in the inter-muscular coordination pattern between hamstrings and quadriceps during the knee ballistic extension phase of the instep soccer kick performed by professional soccer players. Through this investigation we hope to identify potentially modifiable variables, which could be a target for evidence-based rehabilitation and return-to-sport guidelines.

## Materials and Methods

### Sample

A total of 17 subjects participated in the study and were divided in two groups (experimental and control group). Eight professional male soccer players (age =  $24,56 \pm 3,47$  years, height =  $1,83 \pm 0,06$  meters and mass =  $77,31 \pm 6,97$  kg) were included in the experimental group (ACLR group). They were included if they were (1) at six month bone-tendon-bone arthroscopy post-surgery recovery time on their dominant leg, and (2) without complications at the end of physiotherapy program. Six months presents the reasonable recovery period for this surgery [49] and the minimum ligamentization period of the graft [28]. Nine professional male soccer players (age =  $24 \pm 3,51$  years, height =  $1,76 \pm 0,05$  meters and mass =  $72,86 \pm 3,46$  kg) were also recruited as the control group (CG). To be included in this group, they should have not had any knee or leg injuries or previous ACL surgeries. The knee functionality was evaluated in both groups through the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)[23,22], the movement confidence with the Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK) [15], and the muscle strength with a isokinetic dynamometer [19].

### Instep Kick

Each subject was positioned on a previously prepared setup where the support leg was placed lateral to the ball. To minimize trunk influence, the trunk was stabilized with a support apparatus. When the subject was ready he was asked to perform an instep kick by kicking the ball with his dominant leg as fast and as strongly as possible. Each subject performed six kicks. By author's

convention in order to prevent bias the first, second and sixth repetitions of each subject trial were not studied.

## Data recording

Throughout the kicks, muscle activity was recorded from the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and vastus medialis oblique (VMO) of the quadriceps muscle, biceps femoris (BF) and semitendinosus (ST). In order to decrease the impedance of the interface between skin and electrode, skin was prepared by removing hair, through skin abrasion and by cleaning it with alcohol. Disposable silver Ag-AgCl surfaces (Neuroline medicotest 720-00-S, Ambu A/S, Ballerup, Denmark), and active electrodes with bipolar differential amplifiers (Biovision, Werheim, Germany) were used for the EMG detection data and were placed in the muscles belly following SENIAM group recommendations [25,26]. A distance of 20 mm was used between both electrodes. EMG signals were amplified with a bandpass (10-500 Hz), common-mode rejection ratio (CMRR > 120 dB) and input impedance greater than 100 MW. Then, the EMG signals were A/D converted with a 1050 Hz sample rate.

Two isometric repetitions of 3 to 4 seconds were performed by each muscle group for EMG signal normalization and was consistent with procedures previously described [30]: each subject was placed in seating position, on ~70-80° knee flexion performed isometric extension for extensors test; in prone position performed an unilateral isometric knee flexion at ~ 20-30° knee flexion. Kinematic data was collected from all the kicks with a digital video camera (Casio, Tokyo, Japan) with a sample rate 210 Hz. The kinematic data was then processed with Ariel Performance Analysis System (APAS, San Diego, CA).

## Data processing

The EMG data was digitally filtered (20-500 Hz), full wave rectified and smoothed through a low-pass filter (25 Hz, seven-order Butterworth digital filter). The part of the EMG signals in the period between the instant of maximum knee flexion and the instant of the foot contact to the ball was selected for analysis. Afterwards the root mean square (RMS) of the EMG signal was calculated for each muscle signal during this period, exception for the antagonists, where the signal collected was the same of the agonist but added 75 ms window after the contact with the ball, in order to assess antagonist activation during the deceleration phase after the kick. The EMG signals were amplitude normalised in expression of the RMS obtained during maximum voluntary muscle contraction of each muscle. The ANT/AG ratio was calculated for each repetition and each subject, dividing respectively each hamstrings RMS activity by the RMS activity of each quadriceps portions.

From the APAS system and using a cubic spline interpolation, the time variables (duration time to peak velocity and to peak acceleration, the time of maximum angular velocity and the duration time to contact) and the kinematic variables (range of motion, the angular velocity, the angular acceleration, and the angular position at maximum velocity) were calculated.

## Data analyses

For each subject and each parameter, mean values and standard deviations from the three repetitions were computed. The standard deviation of the three repetitions for each dependent variable was compared between groups as a representation of score consistence. Before comparing the values from both groups, data normality was tested through Shapiro-Wilk tests. In the cases of variables with normal distribution, the differences between the two groups on the dependent variables were examined using independent samples t-tests. When normality was rejected, non-parametric Mann-Whitney tests were used. For all statistical tests, a 0.05 probability was selected as the criterion for statistical significance.

## Results

The knee joint functionality expressed by the KOOS questionnaire had significant differences between groups for all the dimensions. It ranged between 74 and 88 with the highest value on the sports and recreation dimensions on the ACLR group, and with a range between 95 and 97 with the highest value on the daily activities on the CG. In terms of the movement confidence expressed by the scale of kinesiophobia, the ACLR group presented higher phobia (TSK score  $49,20 \pm 1,62$ ) for performing knee movements ( $p < 0,004$ ). These results are presented in Table 1.

Significant differences on the kinematic data of the instep soccer kick ( $p < 0,021$ ) were only attained in the maximum extension angle values where the ACLR group had a significantly higher angle ( $-1,23^\circ \pm 1,55$ ) than the CG ( $-0,06^\circ \pm 0,07$ ) during full extension. Additionally the score consistence of the extension mean value ( $p < 0,012$ ) and of the instant of movement peak velocity ( $p < 0,033$ ) scored by the ACLR group presented a significantly higher variability (Table 2).

Regarding the EMG data, the RF was the only muscle that had a significant difference ( $p < 0,034$ ) in the RMS value, the ACLR group had a significantly higher activation (80% of MVC) than the CG (49% of MVC). Also the ACLR group showed a significantly higher variability ( $p < 0,021$ ) in this parameter compared with the CG (Table 3). Looking to the other muscles of the quadriceps, there were no significant significance difference between groups. Though, their mean values presented a contradictory trend: on the ACLR group the mean value of VMO RMS was higher than in the CG, and for the VL it presented decreased activation intensity. Further, no significant changes were found in the hamstring muscles activity (ST and BF) among groups.

In terms of mean total duration, acceleration and deceleration duration period, foot/ball contact angle and peak angular velocity angle, time interval between the peak velocity instant and the foot/ball contact instant, there were no significant differences between groups ( $p > 0,05$ ).

Related to the antagonist/agonist EMG ratios, no significant differences were found between groups ( $p > 0,05$ ). However, there was a trend for higher values obtained on the ACLR group when the antagonist ST was considered. In addition, even in terms of mean muscle activity variability among the task session, no significant differences between groups were observed ( $p > 0,05$ ).

## Discussion

The aim of the present study was to observe the kinematic movement and EMG hamstrings/quadriceps activity pattern obtained in the extension knee phase of the instep soccer kick, performed by professional soccer players six months after anterior cruciate ligament reconstruction. The study compared the movement performed by eight subjects after ACLR and nine professional soccer players without prior knee complications. Significant differences were detected on the higher angle value of the maximum extension and RF higher EMG activity obtained by the ACLR group. Lower score consistence of the knee extension mean value and of the instant of movement peak velocity were also presented by the same group. However, no other significant differences were found on the remaining variables analysed in the study, suggesting movement similarity for both groups. These results substantiate previous findings about accelerated ACLR protocols, with full activity participation six months after surgery [49].

Considering the final knee extension angle, the ACLR group presented a slightly lower mean value than the CG. This difference between groups may represent that the intense extension phase could still be difficult due to increased ACL stretching. This conservative behaviour is consistent with previous observations [27,40], including in passive range of motion. Perhaps the task performed in our study may require increased control related with its high-performed angular velocity on open kinetic chain, which promotes the ACL stretching.

During the knee extension phase, the ACLR group had a higher activation of the RF than the control group. In our opinion, the activity of the RF muscle must be interpreted separately of the other knee extension agonists. Based on the RF's bi-articular function, its activation value could be related with its action on the subject's hip flexion and not directly associated with the knee extension motion. The activation of the two portions of the quadriceps muscle exclusively related

to the knee action, the VL and the VMO, better explain knee movement pattern, and their activity was similar between the two groups.

When compared with the control group, the ACLR group presented a higher variability degree in the different dependent measures, with statistical significance on the mean extension angle and the instant of peak velocity. It has been shown that higher variability degrees on motor behaviour post-ACL tear is related to proprioception deficits, specifically related with position sense lost [6,50] and impairments on the neuromuscular reflex response [10,16,8,57]. However, some studies have demonstrated the ability of the motor system to partially recover this function after knee surgery and rehabilitation [7,24,6,35]. In our study, despite the higher variability of the ACLR group, the task outcome was similar between groups. This may represent that the ACLR was able to cope and adapt to the task demands, despite the neuromuscular deficits subsequent to ACL surgery. Currently, distinctive views regarding full proprioception recovery post-ACLR remain present: some authors suggest that ACLR individuals have restored functions [36], while others report neuromuscular deficits between healthy and injured individuals [60].

No others muscles presented significant differences in their activity among the groups, including the ratios we determined between the RMS of the EMG of different recorded muscles. A previous investigation, focused on the stance phase in high intensity running of amateur soccer players recovering from a ACL surgery, reported an impaired VL activity amplitude response [45]. Even without statistical significance, we observed lower mean values of the VL activity on the ACLR group than the control group. This outcomes similarity could possibly be related to the high angular velocity attained on the movements studied in both studies [45].

The kinematic variables studied presented no significant differences between groups. The instep kick requires an extremely efficient coordination of the motor control system. Previous studies have reported altered kinematic differences in similar groups [45,52]. While no difference was found, the main reason for lack of differences between groups is the notion that the motor control system attempts to maintain the integrity of the movement pattern. Specifically, the timing of EMG peaks of knee extensors, immediately prior to ball impact for both groups, is consistent with previous literature [43].

The two groups presented distinct patterns in terms of function level as assessed by the KOOS scale. While these score signify a decreased level of functionality when compared to the control group, they are in agreement with previous studies of ACLR individuals [41,51]. Further, in terms of the movement confidence expressed by the scale of kinesiophobia (TSK score), the ACLR group presented higher phobia for performing knee movements. This is also in accordance with previous studies focusing on ACLR individuals [21,54].

The results of our study showed that the decreased level of confidence and functionality for the ACLR, based on questionnaires results, did not present a constraint in these individuals to optimize performance during the instep kick, and performance overall. Nevertheless, both groups presented similar isokinetic strength values and in all temporal categories of the movement. Moreover, the output movement levels obtained for both groups are in line with other authors when the instep soccer kick was studied [11,42,29] and when isokinetic strength was assessed six months after surgery [44]. From our point of view, it means one of the two things: i) lower correlation between the information about functionality and kinesiophobia levels reported by the self-reported measures and the real subjects capacity to perform the kick, or ii) the extension knee phase in the instep soccer kick performed, may not represent a high demand for the subjects and consequently, no compensatory or security movement pattern strategy occurred. Our first argument is known and was very present on the literature[46].

In summary, the results of this study are in accordance with the recovery knee stability six months after ACLR. No significant differences were observed in the ballistic control movement pattern obtained between control and ACLR groups when they perform an instep soccer kick. Differences with statistical significance were only observed on the extension angle performed and on the RF muscle activity. Further studies are necessary for better clarification and generalization of these conclusions. Namely, to understand the behaviour of these variables along the six months recovery period and in other different movements or movement phases. In our opinion, the functional outcomes that are often used to return to play may not assess the entire factors with return to play decisions. Including other objective measures that can quantify the underlying motor control



process (e.g., EMG, kinematics) can further assist in making objective return to play decision in ACLR patients.

## References

1. Amiri-Khorasani M, Abu Osman NA, Yusof A Biomechanical responses of thigh and lower leg during 10 consecutive soccer instep kicks. *J Strength Cond Res* 25 (4):1177-1181
2. Amiri-Khorasani M, Abu Osman NA, Yusof A (2011) Biomechanical responses of thigh and lower leg during 10 consecutive soccer instep kicks. *J Strength Cond Res* 25 (4):1177-1181. doi:10.1519/JSC.0b013e3181d6508c
3. Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E (1984) The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 12 (1):8-18
4. Aruin AS (2001) Simple lower extremity two-joint synergy. *Percept Mot Skills* 92 (2):563-568
5. Aune AK, Ekeland A, Nordsletten L (1995) Effect of quadriceps or hamstring contraction on the anterior shear force to anterior cruciate ligament failure. An in vivo study in the rat. *Acta Orthop Scand* 66 (3):261-265
6. Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL (1989) Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sports Med* 17 (1):1-6
7. Barrett DS (1991) Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 73 (5):833-837
8. Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM, Dodd CA (1993) Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery? *J Bone Joint Surg Br* 75 (2):311-315
9. Biedert RM, Zwick EB (1998) Ligament-muscle reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction: electromyographic evaluation. *Arch Orthop Trauma Surg* 118 (1-2):81-84
10. Borsa PA, Lephart SM, Irrgang JJ, Safran MR, Fu FH (1997) The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *Am J Sports Med* 25 (3):336-340
11. Brophy RH, Backus SI, Pansy BS, Lyman S, Williams RJ (2007) Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *J Orthop Sports Phys Ther* 37 (5):260-268
12. Brown JM, Gilleard W (1991) Transition from slow to ballistic movement: development of triphasic electromyogram patterns. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 63 (5):381-386
13. Clagg SE, Warnock A, Thomas JS (2009) Kinetic analyses of maximal effort soccer kicks in female collegiate athletes. *Sports Biomech* 8 (2):141-153
14. Cordeiro N, Pezarat-Correia, P., Fernandes, O., Cabri, J. (2007) Agonist/antagonist Pattern and Movement Characteristics During Ballistic Knee Extension 12 Weeks After ACL Reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise* (No. 5 Supplement):pp S264
15. Cordeiro NP-C, P; Gil, J and Cabri, J (2011) Portuguese Version of Tampa Scale of Kinesiophobia (13 Items). *Medicine and Science in Sports and Exercise* 43 (5): Supplement
16. Corrigan JP, Cashman WF, Brady MP (1992) Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br* 74 (2):247-250
17. Dorge HC, Andersen TB, Sorensen H, Simonsen EB, Aagaard H, Dyhre-Poulsen P, Klausen K (1999) EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. *Scand J Med Sci Sports* 9 (4):195-200
18. Dorge HC, Anderson TB, Sorensen H, Simonsen EB (2002) Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *J Sports Sci* 20 (4):293-299
19. Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH (2004) Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol* 91 (1):22-29. doi:10.1007/s00421-003-0933-0
20. Eleftherios E, Athanasios K (2007) Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine* 6 (2):154-165
21. George SZ, Lentz TA, Zeppieri G, Lee D, Chmielewski TL (2011) Analysis of Shortened Versions of the Tampa Scale for Kinesiophobia and Pain Catastrophizing Scale for Patients After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Clin J Pain*. doi:10.1097/AJP.0b013e31822363f4
22. Goncalves RS, Cabri J, Pinheiro JP, Ferreira PL (2009) Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS). *Osteoarthritis Cartilage* 17 (9):1156-1162. doi:S1063-4584(09)00064-8 [pii]

- 10.1016/j.joca.2009.01.009
23. Goncalves RS, Cabri J, Pinheiro JP, Ferreira PL, Gil J (2010) Reliability, validity and responsiveness of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score--Physical Function Short-form (KOOS-PS). *Osteoarthritis Cartilage* 18 (3):372-376. doi:S1063-4584(09)00289-1 [pii]  
10.1016/j.joca.2009.10.012
24. Harter RA, Osternig LR, Singer KM, James SL, Larson RL, Jones DC (1988) Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 16 (5):434-443
25. Hermens HJ, Freriks B (eds) (1997) *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy: A proposal for sensor placement procedures* Roessingh Research and Development, Enschede, the Netherlands
26. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10 (5):361-374. doi:S1050-6411(00)00027-4 [pii]
27. Hooper DM, Hill H, Drechsler WI, Morrissey MC (2002) Range of motion specificity resulting from closed and open kinetic chain resistance training after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Strength Cond Res* 16 (3):409-415
28. Jaureguito JW, Paulos LE (1996) Why grafts fail. *Clin Orthop Relat Res* (325):25-41
29. Kellis E (2007) Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Sciences and Medicine* (6):154-165
30. Konrad P (2005) *The ABC of EMG*. Noraxon Inc
31. Kvist J (2004) Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. *Sports Med* 34 (4):269-280. doi:3446 [pii]
32. Lees A, Asai T, Andersen TB, Nunome H, Sterzing T The biomechanics of kicking in soccer: a review. *J Sports Sci* 28 (8):805-817
33. Lees A, Asai T, Andersen TB, Nunome H, Sterzing T (2010) The biomechanics of kicking in soccer: a review. *J Sports Sci* 28 (8):805-817. doi:922570938 [pii]  
10.1080/02640414.2010.481305
34. Lees A, Nolan L (1998) The biomechanics of soccer: a review. *J Sports Sci* 16 (3):211-234
35. Lephart SM, Henry TJ (1995) Functional rehabilitation for the upper and lower extremity. *Orthop Clin North Am* 26 (3):579-592
36. Littmann AE, Iguchi M, Madhavan S, Kolarik JL, Shields RK (2012) Dynamic-position-sense impairment's independence of perceived knee function in women with ACL reconstruction. *J Sport Rehabil* 21 (1):44-53. doi:2010-0048 [pii]
37. Lund-Hanssen H, Gannon J, Engebretsen L, Holen K, Hammer S (1996) Isokinetic muscle performance in healthy female handball players and players with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 6 (3):172-175
38. Manolopoulos E, Papadopoulos C, Kellis E (2006) Effects of combined strength and kick coordination training on soccer kick biomechanics in amateur players. *Scand J Med Sci Sports* 16 (2):102-110
39. Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC (1978) In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am* 60 (5):664-674
40. Morrissey MC, Hudson ZL, Drechsler WI, Coutts FJ, King JB, McAuliffe TB (2000) Correlates of knee laxity change in early rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Int J Sports Med* 21 (7):529-535. doi:10.1055/s-2000-7414
41. Nau T, Lavoie P, Duval N (2002) A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the anterior cruciate ligament. Two-year follow-up of a randomised trial. *J Bone Joint Surg Br* 84 (3):356-360
42. Nunome H, Asai T, Ikegami Y, Sakurai S (2002) Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. *Med Sci Sports Exerc* 34 (12):2028-2036
43. Nunome H, Ikegami Y, Kozakai R, Apriantono T, Sano S (2006) Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *J Sports Sci* 24 (5):529-541
44. Osteras H, Augestad LB, Tondel S (1998) Isokinetic muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 8 (5 Pt 1):279-282
45. Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD (2010) ACL reconstructed patients with a BPTB graft present an impaired vastus lateralis neuromuscular response during high intensity running. *J Sci Med Sport* 13 (6):573-577. doi:S1440-2440(10)00030-7 [pii]  
10.1016/j.jsams.2009.12.001
46. Pua YH, Bryant AL, Steele JR, Newton RU, Wrigley TV (2008) Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Ann Acad Med Singapore* 37 (4):330-340

47. Renstrom P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH (1986) Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med* 14 (1):83-87
48. Scurr JC, Abbott V, Ball N (2011) Quadriceps EMG muscle activation during accurate soccer instep kicking. *J Sports Sci* 29 (3):247-251. doi:931285242 [pii]  
10.1080/02640414.2010.523085
49. Shaw T (2002) Accelerated Reahabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Physical Therapy in Sports* 3 (1):19-26
50. Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL (1986) Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res* 4 (1):112-118. doi:10.1002/jor.1100040115
51. Spindler KP, Huston LJ, Wright RW, Kaeding CC, Marx RG, Amendola A, Parker RD, Andrich JT, Reinke EK, Harrell FE, Jr., Dunn WR (2011) The prognosis and predictors of sports function and activity at minimum 6 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a population cohort study. *Am J Sports Med* 39 (2):348-359. doi:0363546510383481 [pii]  
10.1177/0363546510383481
52. Tagesson S, Oberg B, Kvist J (2010) Tibial translation and muscle activation during rehabilitation exercises 5 weeks after anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports* 20 (1):154-164. doi:SMS903 [pii]  
10.1111/j.1600-0838.2009.00903.x
53. Tsuda E, Ishibashi Y, Okamura Y, Toh S (2003) Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11 (2):63-67
54. Vlaeyen JW, Kole-Snijders AM, Boeren RG, van Eek H (1995) Fear of movement/ (re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain* 62:363-372
55. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L (2001) Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *J Orthop Sports Phys Ther* 31 (10):546-566
56. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA (2008) Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *J Bone Joint Surg Am* 90 (4):815-823
57. Wojtys EM, Huston LJ (1994) Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. *Am J Sports Med* 22 (1):89-104
58. Wojtys EM, Huston LJ, Taylor PD, Bastian SD (1996) Neuromuscular adaptations in isokinetic, isotonic, and agility training programs. *Am J Sports Med* 24 (2):187-192
59. Yasuda K, Sasaki T (1987) Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. *Clin Orthop Relat Res* (220):266-274
60. Zouita Ben Moussa A, Zouita S, Dziri C, Ben Salah FZ (2009) Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ann Phys Rehabil Med* 52 (6):475-484. doi:S1877-0657(09)00063-3 [pii]  
10.1016/j.rehab.2009.02.006

Table 1 – Functional status, kinesiophobia level and isokinetic profile of soccer players. Post-surgery period (ACLR group) and the control group (CG) comparison.

	Condition	N	Mean	SD	P
TSK score	ACLR group	8	49,20	1,62	,004*
	Control group	9	37,00	7,65	
KOOS Pain score	ACLR group	8	78,50	8,53	,000*
	Control group	9	96,00	3,38	
KOOS Symptoms score	ACLR group	8	74,40	7,32	,000*
	Control group	9	96,92	3,73	
KOOS ADLS score	ACLR group	8	81,60	6,90	,000*
	Control group	9	97,67	2,42	
KOOS Sports and recreation score	ACLR group	8	88,00	2,58	,001*
	Control group	9	95,00	4,26	
KOOS Quality of Life score	ACLR group	8	87,20	3,77	,001*
	Control group	9	96,00	4,67	

\* Statistical significant mean comparison

Table 2 – Kinematic temporal variables of the kick. Comparison between ACLR group (n=8) and CG (n=9).

	Group	Mean Comparisons			SD Comparisons		
		Mean	SD	P	Mean	SD	P
Movement duration (ms)	ACLR CG	194,15 195,28	35,15 32	 0,923	35,77 34,06	16,71 13,29	 0,810
Contact instant (ms)	ACLR CG	68,06 64,07	14,18 9,95	 0,412	7,38 7,56	7,45 5,64	 0,735
Max velocity instant (ms)	ACLR CG	72,62 66,25	16,81 8,65	 0,289	17,4 7,27	13,29 4,19	 0,033*
Max velocity (grades/sec)	ACLR CG	1069,31 1162,50	194,55 129,06	 0,336	148,73 124,43	99,68 84,36	 0,500
Max Flexion (grades)	ACLR CG	100,04 93,25	17,42 5,20	 0,700	5,93 4,43	3,93 3,59	 0,211
Max Extension (°)	ACLR CG	-1,23 -0,06	1,55 0,07	 0,021	1,11 0,05	1,21 0,07	 0,012*
ROM (°)	ACLR CG	98,81 93,20	16,78 5,23	 1,000	6,07 4,42	4,00 3,59	 0,388
Contact angle (°)	ACLR CG	56,53 54,95	5,93 7,54	 0,630	6,25 9,83	3,47 4,70	 0,149
Peak velocity angle (°)	ACLR CG	57,07 56,94	12,85 5,72	 1,000	13,89 5,39	11,34 3,93	 0,123
Acceleration phase (% total movement)	ACLR CG	39 36	10 8	 0,406	13 6	9 3	 0,062
Deceleration phase (% total movement)	ACLR CG	61 64	10 8	 0,406	13 6	9 3	 0,062
Velocity peak to fott/ball contact time (ms)	ACLR CG	4,56 2,18	24,55 11,03	 0,596	19,79 8,84	20,77 6,04	 0,210

\* Statistical significant mean comparison

Table 3 – EMG variables of the kick. Comparison between ACLR group (n=8) and CG (n=9).

	Group	Mean Comparisons			SD Comparisons		
		Mean	SD	p	Mean	SD	P
RMS_RF (% MVC)	ACLR	79,90	27,76	0,034*	18,43	14,73	0,021*
	CG	49,24	20,78		5,32	4,87	
RMS_VMO (% MVC)	ACLR	88,96	39,78	0,441	10,04	7,18	0,630
	CG	74,90	19,92		7,39	4,24	
RMS_VL (% MVC)	ACLR	81,66	38,63	0,178	12,30	9,31	0,847
	CG	94,01	21,99		10,72	4,04	
RMS_BF (% MVC)	ACLR	43,45	27,03	0,564	11,31	8,39	0,773
	CG	55,74	41,11		10,95	8,87	
RMS_ST (% MVC)	ACLR	46,38	57,77	0,336	12,23	13,82	0,441
	CG	33,45	11,72		12,12	5,53	
RMS_BF/VMO (%)	ACLR	57	47	0,613	17	17	0,700
	CG	68	41		14	8	
RMS_ST/VMO (%)	ACLR	73	116	0,149	17	2	0,149
	CG	46	11		17	6	
RMS_BF/VL (%)	ACLR	63	37	0,923	21	18	0,700
	CG	65	54		17	13	
RMS_ST/VL (%)	ACLR	101	189	0,847	3	58	0,501
	CG	38	16		15	7	
RMS_ST/BF (%)	ACLR	158	185	0,382	37	,28	0,923
	CG	95	59		39	37	

\* Statistical significant mean comparison

## **Capítulo 5 – Specific Isokinetic Angle Peak Torque of Fast Angular Knee Velocities on Soccer Players after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction**

Submetido para publicação em 17/1/2013 na *Isokinetics and Exercise Science*: Cordeiro, N; Cortes, N e Pezarat-Correia, P. Specific Isokinetic Angle Peak Torque of Fast Angular Knee Velocities on Soccer Players after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.





## ABSTRACT

Soccer is a very popular modality and ACL rupture is very common in this sport. Knee extensors and flexors isokinetic profile is frequently used to evaluate muscle weakness but only based on PT values. The purpose of this study was to explore the isokinetic profile obtained in professional soccer players six months after surgery (ACLR) with special interest on the angle of PT. Eighty four players from the Portuguese Major Soccer League participated in this study. Fifteen ACLR athletes and 69 healthy individuals (control group) performed concentric/concentric flexion/extension movement of the knee at 60 °/s, 180 °/s and 300 °/s. The ACLR group on faster knee extension ( $p < 0,007$ ) developed the quadriceps PT at a larger angle ( $44,73 \pm 24,43^\circ$ ) than the CG group ( $29,72 \pm 8,31^\circ$ ), the ACLR group presented lower PT values on both muscles for all angular velocities ( $p < 0,001$ ). This study is in accordance with lower quadriceps and hamstrings strength capacity in professional soccer players six months after ACLR and the subjects did not recover the muscle structure to support fast knee extension movements.

## INTRODUCTION

Soccer is the most popular sport modality in the world and like any other sport practice, the injuries that occur are very common and represent a huge impact on the player's professional life, both in short and long term [1].

Knee injuries are very frequent among soccer players, particularly the rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) [1-3]. This type of lesion is considered one of the most worrying, due to its impact on life's quality and on knee prognosis [3], leading to long periods of sport absenteeism or, in severe cases, to the end of sport careers [1].

The ACL is a structure that controls the static knee stability through mechanoreceptors scattered by its surface, and also the dynamic stability, through neuromuscular reflexes. The rupture of ACL causes deficits on proprioception and balance, strength and muscle performance, and biomechanical modifications on the injured limb [2]. One of the biggest dysfunctions related to ACL rupture is quadriceps weakness, whose performance is crucial to knee protection during the whole movement cycle [4]. According to Krishnan (2011) some scientists report muscle atrophy and loss of motor units activation during muscle contraction as the first factors that contribute to quadriceps weakness, which often develops very quickly after injury or reconstruction of the ACL (ACLR) [5].

Although a progressive return to the physical activity 6 months after ACLR [6, 7] is frequently recommended, it has been demonstrated that even after following rehabilitation protocol, the significant deficits in quadriceps weakness remain for months or years [8]. This aspect is extremely important especially in professional athletes due to its impact on their performance and the need for rapid recovery, due to the competitive pressure [9]. It has also been proven that the recovery of knee extensor strength is critical for the return of functional activity and is strongly correlated with the rectus femoris ability in force development [8].

In order to develop a more effective intervention strategy [5, 10], quadriceps strength in individuals with ACL rupture and ACLR have been the target of many studies so as to infer the weakness magnitude and to unfold which mechanisms lead to this weakness [4, 11-14].

Isokinetic protocols have been used for evaluation and monitoring of these strength deficits [12], since they allow the production of a muscle contraction against an accommodative resistance, providing a maximal

contraction through the entire range of movement with constant velocity [15]. The instrument most commonly used to measure this is the isokinetic dynamometer [12] even if it does not reproduce the natural body movements. It has been generally accepted as a feasible and safe method to be used on the evaluation of the muscle performance, due to the improvements of training and on rehabilitations results [16].

The main used outcome on these evaluations is the knee extension peak-torque (PT) value, which corresponds to the maximal strength value that the subject performs during the range of motion (90° of flexion to 0° extension) [4, 16].

According to the literature, evaluation of PT focuses mainly on its value and not when it occurs in terms of joint range [17-19]. However, as referenced before, one of the mechanisms to the decreased quadriceps strength after ligamentoplasty is its atrophy, which may also result in a reduction of optimum length of fibers and this way, leading to an alteration of the joint angle where PT occur. Furthermore, it is conceivable that athletes who repeat specific movement patterns consisting of similar contraction modes and muscle lengths, will have similar muscle architecture and length-tension profiles [20]. Thereby, the occurrence of extension PT on joint ranges corresponding to shortest lengths of the quadriceps, closer to maximal knee extension [20]. Those theories speculate that the angle of PT can be altered with specific functional/sport training [21], such as cycling (predominantly concentric training at short muscle fibre lengths) and running/sprinting (both eccentric and concentric training at optimum or near-optimum muscle fibre lengths) [20, 21] with proper angle PT characteristics related with the different sport modality.

Soccer activity promotes specific strength and fitness parameters on the players [22], related to the competitive season period and muscle fatigue conditions [23], although performing this activity after ACLR also promotes a specific strength pattern [18, 24] with restored performance but with some limitations in the isokinetic strength profile observed.

The purpose of this study was to explore differences between the isokinetic profile obtained in professional soccer players six months after ACLR and players without prior knee injury, with special interest to the PT and angle of PT obtained on the quadriceps and hamstrings on extension and flexion knee movement respectively, in three different angular velocities (60°/second, 180°/second and 300°/second).

## **MATERIALS AND METHODS**

### **Subjects**

This study included eighty four male athletes belonging to the Portuguese Major Soccer League, aged between 17 and 34 years old and divided into two groups (the demographics of the groups are shown in Table I). Fifteen professional male soccer players (age= 26,93 +/- 3,86, height= 1,76 +/- 0,08, mass= 72,87 +/- 5,58) were included in the experimental group (ACLR group). The athletes included must have (1) a six month bone-tendon-bone arthroscopy post-surgery recovery time on their dominant leg (2) without complications at the end of physiotherapy program. Six months represents the reasonable recovery period for this surgery [6] and the minimum ligamentization period of the graft [25]. Sixty nine athletes (age= 24,43 +/- 4,16, height= 1,78 +/- 0,07, mass= 76,01 +/- 7,51) were recruited as part of the control group (CG). To be included in this group, they must not have a medical diagnosis of any serious injury before and not received physical therapy for less than three months due to serious injury.

Table I– Demographics characteristics of both groups

LCA		N	Mean	SD	p
Age	ACLR	15	26,93	3,86	0,036
	CG	69	24,43	4,16	
Weight (Kg)	ACLR	15	72,87	5,58	0,130
	CG	69	76,01	7,51	
Height (m)	ACLR	15	1,76	0,08	0,264
	CG	69	1,78	0,07	

### Measurements

The entire study was done at the Dr. Lopes Dias College of Health in Castelo Branco, Portugal. All subjects read and signed an informed consent document. The data collected was only used for academic purposes, securing the confidentiality and anonymity of each athlete, respecting all the ethical and deontological rules. All the athletes then filled the identification questionnaire and were recorded the values of height and weight of each one using the *Balance Seca*<sup>®</sup>. The parameters considered for evaluation were PT [26-28] and the angle PT [29-32] in which the same occurs, using the isokinetic dynamometer *Biodex System Pro version 3.30*<sup>®</sup> in concentric/concentric movement of flexion/extension of the dominant leg knee at 60°/s, 180°/s and 300°/s. This movement was used because it's widely described in studies concerning muscle analysis [12, 26, 27, 33-38]. The device security protocols were all fulfilled and teaching and verbal stimulation were done in the same way, by the same investigator, for all athletes.

The applied protocol was based on the studies of Bamaç *et al* [39] and Zabka *et al* [40]. It consisted of a warm up phase where the athlete performed a general cardiovascular warm up of low resistance, during 10 minutes, focused in the part of the body tested, using for the effect an ergometric bicycle [41, 42] *Cosmed ESO-E400HK*<sup>®</sup> type. During this period, the investigators proceeded to the configuration of the dynamometer information, including calibration [39, 41, 42].

The athlete was placed and stabilized in the seat and followed the recommendations of standardization manual provided by the equipment manufacturer [43]. Velcro straps were placed on the chest and around the waist, just above the knee and ankle [41, 42, 44]. With the athlete adjusted, the investigators lined up the transverse rotation axis of the knee with the mechanical axis of the dynamometer [44] and proceeded to the gravity adjustment correction [39, 41, 42]. The athlete was advised to do a maximum voluntary repetition, in order to analyze whether it was well established or not [41]. We then ran the protocol of concentric/concentric flexion/extension movement of the knee at 60 °/s, 180 °/s and 300 °/s, respectively 5, 10 and 15 repetitions, with rest periods of one minute between the different speeds [39].

### Data Treatment

The results of PT, hamstrings/quadriceps PT ratio and angle PT were collected through the intrinsic Biodex software that performs its sampling, processes values and demonstrates results through the final report displayed on the screen [43]. The PT value was normalized to PT value/subject body weight.

### Statistical Analysis

All statistical analysis was performed using SPSS Statistics Inc. 20.0.1. To examine differences between the two groups on the dependent variables we used an independent samples *t*-test. The data normality was tested through the Shapiro-Wilk test. When normality was not found, the non-parametric Mann-Whitney test was used. For all statistical tests, the 0.05 probability was accepted as the criteria for statistical significance.

## RESULTS

Mean and SD values of PT, angle PT and hamstrings/quadriceps ratio PT of both groups are displayed on Table II for different movements and velocities. The CG presented, with statistical significance, higher quadriceps and hamstrings PT values for all movement velocities when compared with ACLR group.

In terms of angle PT, significant differences between groups were observed at 300°/second ( $P < 0,007$ ) where the ACLR group achieve the quadriceps PT in mean in larger angle ( $44,73^\circ \pm 24,43$ ) when compared with the CG group ( $29,72^\circ \pm 8,31$ ). The hamstrings/quadriceps ratio PT on the three angular velocities did not present differences with statistical significance among the two groups.

Table II – Isokinetic variables comparison between groups on the three velocities: peak torque values (PT) and angle of PT occurrence (Ang) of Quadriceps (Qua) and Hamstrings (Ham), and hamstrings/quadriceps PT ratio (H Q ratio).

		N	Mean	SD	P
PT Qua 60	ACLR	15	181,22	28,35	,000
	CG	69	224,83	36,17	
PT Qua 180	ACLR	15	151,32	38,90	,001
	CG	69	175,95	22,01	
PT Qua 300	ACLR	15	116,64	25,84	,000
	CG	69	140,26	22,11	
PT Ham 60	ACLR	15	281,84	61,71	,000
	CG	69	344,02	47,34	
PT Ham 180	ACLR	15	182,27	32,61	,001
	CG	69	211,50	27,78	
PT Ham 300	ACLR	15	123,93	24,79	,001
	CG	69	146,42	20,65	
Ang Qua 60	ACLR	15	38,87	13,30	,598
	CG	69	36,91	10,00	
Ang Qua 180	ACLR	15	39,53	13,03	,146
	CG	69	34,07	10,58	
Ang Qua 300	ACLR	15	44,73	24,43	,007
	CG	69	29,72	8,31	
Ang Ham 60	ACLR	15	74,60	8,22	,275
	CG	69	72,06	6,44	
Ang Ham 180	ACLR	15	71,40	8,11	,359
	CG	69	69,88	7,59	
Ang Ham 300	ACLR	15	71,00	17,42	,343
	CG	69	75,49	7,61	
H Q ratio 60	ACLR	15	0,66	0,13	,958
	CG	69	0,66	0,11	
H Q ratio 180	ACLR	15	0,86	0,32	,181
	CG	69	0,84	0,10	
H Q ratio 300	ACLR	15	0,98	0,34	,130
	CG	69	0,97	0,14	

## DISCUSSION

The main purpose of this study was to detect differences between ACLR and CG on the quadriceps and hamstrings angle PT obtained on the isokinetic knee extension and flexion, in three different angular velocities (60°/s, 180°/s and 300°/s). We also compared the PT values between both groups obtained for each movement during the different isokinetic velocities.

We detected that the ACLR group, on the faster knee extension (300°/s), developed the quadriceps PT at a larger angle than the CG group. However, no differences were observed between groups for the other tested velocities of knee extension (60°/s, 180°/s) and also for the knee flexion evaluation. The prior literature did not find significant differences between ACLR and control subjects on the PT angle during concentric quadriceps test. However, their sample was not of professional soccer players and the higher velocity tested in those studies were 180°/s [45, 46]. This perceived difference on the faster velocity knee extension 300°/s in our study presents something new. Larger angle to obtain muscle PT was before interpreted as a sign of muscle weakness [47, 48] and for soccer, fast knee extension movements are frequent. Angular velocities ranging between 860° and 1720°/sec were observed in soccer knee movements [49] and this way the quadriceps strength capacity associated to fast movement has a critical importance. In accordance with prior literature, the hamstrings angle PT presented for both groups were similar in all movement velocities [45, 46].

We also found that the ACLR group presented lower PT values on both muscles for all angular velocities. In appearance, these results suggest lower strength capacity for ACLR group when compared with CG. Similar results were observed by other authors and were also usually associated to the muscles functional weakness [4, 8, 11, 12, 14, 47].

Strength outcomes based in specific angles PT were related with the muscle length and their influence on the PT value across de range of movement [12, 50, 51]. In our sample, both indicators (PT and angle PT) observed in particular suggested muscle weakness on the faster velocity. However, the observation of either the one of these variables alone, in our opinion, represents a partial approach to classify the muscle strength body function, because independently of the better output strength capacity (PT), the specific sport modality practice promotes alterations on the muscle architectural structure (muscle length and pennation angles) without alterations on the PT and hamstrings/quadriceps PT ratio [20]. The study of the angle PT variable, especially during faster isokinetic movements, could be a good tool to observe the muscle sports modality adaptation or re-adaptation, in particular to soccer activity due to their frequent fast movement production.

Our study focused on the importance of muscle PT value observation in association with the angle value where PT was obtained on the knee isokinetic strength assessment. Those values together give indications about muscle best strength output (PT value) and architectural adaptation or re-adaptation to a specific sport modality practice related to the angle PT. The knowledge of these two variables permits a better re-integration of soccer activity after ACLR, avoiding further muscles impairments, which is quite frequent in these cases [52]. In future investigations, normative values of isokinetic angle PT according to different sports modalities should be present, promoting better based evidence for safe sports reintegration in muscle weakness episodes.

## CONCLUSION

The results of this study are in accordance with lower quadriceps and hamstrings strength capacity in professional soccer players six months after ACLR. Lower PT values were observed in ACLR groups when compared with healthy soccer players for both movements, isokinetic knee extension and flexion, and all velocities, 60°, 180°, 300°/s. The main finding was that the ACLR group on the faster velocity (300°/s) produced the PT on a higher knee extension angle. This indicates that those subjects did not recover all the strength capacities, namely the muscle structure to support fast knee extension movements, so frequently performed during soccer activity. More studies are necessary for better clarification and generalization of these conclusions, namely to understand the behaviour of variables along the six months recovery period. The perception of these different factors open the possibility for a better evaluation of the muscle strength capacity and their specific adaptation to the soccer activity.

## REFERENCES

1. Walden, M., et al., *Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective three-cohort study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(1): p. 11-9.
2. Shi, D.L., Y.B. Wang, and Z.S. Ai, *Effect of anterior cruciate ligament reconstruction on biomechanical features of knee in level walking: a meta-analysis*. Chin Med J (Engl), 2010. **123**(21): p. 3137-42.
3. Hashemi, J., et al., *Age, sex, body anthropometry, and ACL size predict the structural properties of the human anterior cruciate ligament*. J Orthop Res, 2011. **29**(7): p. 993-1001.
4. Eitzen, P., *ACL deficient potential copers and non-copers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury*. American Journal Sports of Medicine, 2010. **38**(17): p. 586
5. Krishnan, C. and G.N. Williams, *Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction*. J Orthop Res, 2011. **29**(5): p. 633-40.
6. Shaw, T., *Accelerated Rehabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Physical Therapy in Sports, 2002. **3**(1): p. 19-26.
7. Zhou, M.W., et al., *Factors affecting proprioceptive recovery after anterior cruciate ligament reconstruction*. Chin Med J (Engl), 2008. **121**(22): p. 2224-8.
8. Brasileiro, J.S., et al., *Functional and morphological changes in the quadriceps muscle induced by eccentric training after ACL reconstruction*. Rev Bras Fisioter, 2011. **15**(4): p. 284-90.
9. Fernandes, T.L., et al., *Isokinetic muscle strength and knee function associated with double femoral pin fixation and fixation with interference screw in anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2012. **20**(2): p. 275-80.
10. Ingersoll, C.D., et al., *Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury*. Clin Sports Med, 2008. **27**(3): p. 383-404, vii.

11. Ageberg, E., et al., *Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009. **17**(2): p. 162-9.
12. Pua, Y.H., et al., *Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction*. *Ann Acad Med Singapore*, 2008. **37**(4): p. 330-40.
13. Renstrom, P., et al., *Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement*. *Br J Sports Med*, 2008. **42**(6): p. 394-412.
14. Skurvydas, A., et al., *Extension and flexion torque variability in ACL deficiency*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011. **19**(8): p. 1307-13.
15. Guilhem, G., C. Cornu, and A. Guevel, *A methodologic approach for normalizing angular work and velocity during isotonic and isokinetic eccentric training*. *J Athl Train*, 2012. **47**(2): p. 125-9.
16. Ebert, J.R., et al., *Isokinetic knee extensor strength deficit following matrix-induced autologous chondrocyte implantation*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2012. **27**(6): p. 588-94.
17. A. Schlumberger, W.L., S. Bruhn, B. Herbeck, M. Dahlinger, G. Fenkart, D. Schmidtbleicher and F. Mayer, *Muscle imbalances – fact or fiction?* *Isokinetics and Exercise Science*, 2006. **14**: p. 3-11.
18. Ben Moussa Zouita, A., et al., *[Isokinetic, functional and proprioceptive assessment of soccer players two years after surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee]*. *Ann Readapt Med Phys*, 2008. **51**(4): p. 248-56.
19. Borges, G.M., et al., *The torque-velocity relation of elite soccer players*. *J Sports Med Phys Fitness*, 2003. **43**(3): p. 261-6.
20. Brughelli, M., J. Cronin, and K. Nosaka, *Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players*. *J Strength Cond Res*, 2010. **24**(3): p. 717-21.
21. Herzog, W., et al., *Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners*. *Med Sci Sports Exerc*, 1991. **23**(11): p. 1289-96.
22. Silva, J.R., et al., *Individual match playing time during the season affects fitness-related parameters of male professional soccer players*. *J Strength Cond Res*, 2011. **25**(10): p. 2729-39.
23. Camarda, S.R. and B.S. Denadai, *Does muscle imbalance affect fatigue after soccer specific intermittent protocol?* *J Sci Med Sport*, 2011.
24. Osteras, H., L.B. Augestad, and S. Tondel, *Isokinetic muscle strength after anterior cruciate ligament reconstruction*. *Scand J Med Sci Sports*, 1998. **8**(5 Pt 1): p. 279-82.
25. Jaureguito, J.W. and L.E. Paulos, *Why grafts fail*. *Clin Orthop Relat Res*, 1996(325): p. 25-41.
26. Mawdsley, R.H. and J.J. Knapik, *Comparison of isokinetic measurements with test repetitions*. *Phys Ther*, 1982. **62**(2): p. 169-72.
27. Tredinnick, T.J. and P.W. Duncan, *Reliability of measurements of concentric and eccentric isokinetic loading*. *Phys Ther*, 1988. **68**(5): p. 656-9.
28. Burnett, C.N., E.F. Betts, and W.M. King, *Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys*. *Phys Ther*, 1990. **70**(4): p. 244-9.

29. Campbell, D.E. and W. Glenn, *Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs, and chondromalacia*. Phys Ther, 1982. **62**(1): p. 10-5.
30. Appen, L. and P.W. Duncan, *Strength relationship of the knee musculature: effects of gravity and sport\**. J Orthop Sports Phys Ther, 1986. **7**(5): p. 1-235.
31. Gonçalves, R.S. and J.P. Pinheiro, *Evolução do conceito de razão Isquiotibiais/Quadriceps na análise da articulação do joelho*. Revista Portuguesa de Medicina Desportiva, 2003. **21**: p. 5 - 10.
32. Hewett, T.E., G.D. Myer, and B.T. Zazulak, *Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity*. J Sci Med Sport, 2008. **11**(5): p. 452-9.
33. Johnson, J. and D. Siegel, *Reliability of an isokinetic movement of the knee extensors*. Res Q, 1978. **49**(1): p. 88-90.
34. Arnold, B.L., D.H. Perrin, and E.V. Hellwig, *The Reliability Of Three Isokinetic Knee-extension Angle-specific Torques*. J Athl Train, 1993. **28**(3): p. 227-9.
35. Iossifidou, A.N. and V. Baltzopoulos, *Inertial effects on moment development during isokinetic concentric knee extension testing*. J Orthop Sports Phys Ther, 2000. **30**(6): p. 317-23; discussion 324-7.
36. de Amorim Aquino, M. and L.E. Leme, *Isokinetic dynamometry in elderly women undergoing total knee arthroplasty: a comparative study*. Clinics (Sao Paulo), 2006. **61**(3): p. 215-22.
37. Maffiuletti, N.A., et al., *Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer*. Clin Physiol Funct Imaging, 2007. **27**(6): p. 346-53.
38. Saenz, A., et al., *Knee isokinetic test-retest: a multicentre knee isokinetic test-retest study of a fatigue protocol*. Eur J Phys Rehabil Med, 2010. **46**(1): p. 81-8.
39. Bamaç, B., et al., *Isokinetic performance in elite volleyball and basketball players*. Kinesiology, 2008. **40**(2): p. 182-188.
40. Zabka, F.F., H.G. Valente, and A.M. Pacheco, *Avaliação isocinética dos músculos extensores e flexores de joelho em jogadores de futebol profissional*. Revista Brasileira de Medicina do Esporte, 2011. **17**: p. 189-192.
41. Feiring, D.C., T.S. Ellenbecker, and G.L. Derscheid, *Test-retest reliability of the biodex isokinetic dynamometer*. J Orthop Sports Phys Ther, 1990. **11**(7): p. 298-300.
42. Pincivero, D.M., S.M. Lephart, and R.A. Karunakara, *Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings*. Int J Sports Med, 1997. **18**(2): p. 113-7.
43. Biodex Medical Systems, I., *System 3 Pro: Application/operation manual*. s.d.
44. McCleary, R.W. and J.C. Andersen, *Test-retest reliability of reciprocal isokinetic knee extension and flexion peak torque measurements*. J Athl Train, 1992. **27**(4): p. 362-5.
45. Beard, D. and H. Gill, *Does Hamstring Peak Torque Angle Change following ACL Reconstruction? The danger of single point measures*. Physiotherapy, 1996. **82**(11): p. 633.
46. Chapman, A., et al., *Extensor Strength in the Anterior Cruciate Reconstructed Knee*. Australian Physiotherapy, 1995. **41**(2): p. 83-88.
47. Jamshidia, A.A., et al., *Isokinetic and functional parameters in patients following reconstruction of the anterior cruciate ligament*. Isokinetics and Exercise Science, 1995. **13**: p. 267-272.



48. Kannus, P. and B. Beynnon, *Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee*. Int J Sports Med, 1993. **14**(8): p. 422-6.
49. Kellis, E., *Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick*. Journal of Sports Sciences and Medicine, 2007(6): p. 154-165.
50. Shelburne, K.B. and M.G. Pandy, *A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions*. J Biomech, 1997. **30**(2): p. 163-76.
51. Eitzen, I., et al., *Anterior cruciate ligament-deficient potential copers and noncopers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury*. Am J Sports Med, 2010. **38**(3): p. 586-93.
52. Hewett, T.E., S.L. Di Stasi, and G.D. Myer, *Current Concepts for Injury Prevention in Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Am J Sports Med, 2012.



## **Capítulo 6 – Discussão Geral**



A presente tese abordou diferentes indicadores neuromusculares seis meses após a cirurgia de substituição do LCA, visto teoricamente ser este o período razoável para a recuperação da normal função articular e retoma de atividades físicas de maior carga cinética [1]. Pretendemos compreender a forma como estes indicadores influenciam a funcionalidade de indivíduos operados na execução de movimentos rápidos do joelho em cadeia cinética aberta, associados a atividades de grande exigência física.

Numa primeira fase procedeu-se à tradução para língua portuguesa e validação semântica e cultural da *Tampa Scale for Kinesiophobia* (TSK-13 itens) [2]. Em consequência do trabalho desenvolvido nessa fase, ficou demonstrado, numa amostra de 166 sujeitos com dor crónica lombar, a validade e a fiabilidade da versão portuguesa da TSK-13 validada (estudo I), para além de se concluir ainda, ser desnecessária a aplicação de uma versão da TSK-13 específica para o joelho em detrimento da sua versão genérica original, para a perceção do grau de cinesiofobia associada a disfunções desta articulação (estudo II). Numa segunda fase procedemos à recolha das variáveis laboratoriais onde ficou demonstrado, à exceção da maior atividade electromiográfica do recto femoral, do menor ângulo alcançado e menor consistência do movimento de extensão do joelho, não existirem diferenças entre sujeitos pós intervencionados e uma amostra controlo num remate de futebol em atletas pertencentes à Liga Portuguesa de Futebol Profissional, apesar do seu maior grau de cinesiofobia (estudo III). No entanto, foi demonstrado também existir menor pico de força na contração concêntrica do quadríceps e dos hamstrings no dinamómetro isocinético a 60°, 180° e 300°/s e um maior ângulo articular para se atingir esse pico de força nos ísquio-tibiais a 300°/s no grupo pós intervencionado cirurgicamente (estudo IV), noutra amostra de atletas pertencentes à Liga Portuguesa de Futebol Profissional.

O processo de tradução linguística e de adaptação cultural da TSK-13 itens para a versão portuguesa (TSK-PT) demonstrou resultar numa versão de fácil entendimento para os doentes, sem revelar algum problema na sua aplicação e com boas propriedades psicométricas para avaliar o grau de cinesiofobia da população portuguesa. Foi validada a versão de 13 itens da TSK, em detrimento da sua versão original de 17 itens [3], devido à sua conhecida melhor fiabilidade [4-6]. A análise fatorial da TSK-PT apresentou a existência de três componentes principais, o mesmo número que havia sido apresentado na versão norueguesa [4]. No nosso caso a associação dos itens apresentou para o primeiro componente questões relacionadas com o “evitar de atividade”, para o segundo componente os “fatores somáticos” e para o terceiro questões relacionadas com o fator “dor”. Os dois primeiros já antes tinham sido

apresentados noutras versões da TSK [7, 8] podendo o fator “dor” por nós encontrado estar relacionado com a hiper valorização deste sintoma pela nossa amostra, uma vez que a TSK-PT foi validada numa amostra de sujeitos com dor crónica. A TSK-PT apresentou ainda um bom nível de fiabilidade e consistência interna com um alfa de *Cronbach's* de 0.82, valores similares aos obtidos pela TSK-13 noutras línguas e culturas [4-6]. O elevado coeficiente de correlação quer da pontuação total da escala, quer item a item aquando de duas aplicações com uma semana de intervalo, revelou ainda uma boa estabilidade teste-reteste, com valores semelhantes também aos obtidos noutras versões da TSK-13 [4-6]. Apenas o poder de resposta a um intervalo de um mês entre medições apresentou-se fraco a moderado, mas valores semelhantes foram também encontrados noutras versões onde esta característica psicométrica foi observada [4, 5].

A aplicação simultânea da TSK-PT e de uma versão alterada de conteúdo visando uma adaptação específica a disfunções do joelho (TSKJ-13), não produziu resultados muito distintos. Ambos os instrumentos revelaram estar no limiar da aceitabilidade de coerência interna. Apesar de um valor ligeiramente mais elevado da versão específica quando comparado com o valor obtido na versão genérica, os valores obtidos de alfa de Cronbach foram para ambas inferiores a 0,70. Contudo não são conhecidos estudos anteriores que tenham revelado valores de coerência interna em aplicações da TSK numa amostra com disfunções do joelho. Como seria de esperar, quando correlacionadas as pontuações obtidas em ambas as versões, foi observada uma associação direta com um bom (quase excelente) coeficiente de correlação. Já na relação com uma Escala Visual Analógica de Confiança, valores mais elevados foram obtidos com a TSK-PT do que com a TSKJ-13. Os valores de correlação ligeiramente mais elevados com a TSK-PT sugeriram que esta escala parecesse revelar-se também de algum modo ajustada para medir cinesiofobia, mesmo que em populações mais específicas, como no caso das disfunções do joelho. Finalmente foram também obtidos bons valores de reprodutibilidade e um nível aceitável de validade de construção, para ambas as versões. Pela observada inexistência de vantagens na graduação da cinesiofobia em disfunções do joelho pela utilização de um instrumento de medição específico, concluímos por a utilização de um genérico, uma vez que desta forma é possível a comparação dos resultados com os obtidos noutras populações ou em condições distintas.

No estudo 3 pretendemos comparar o padrão cinemático e electromiográfico associado à execução de um remate de futebol a partir de uma posição de parado, numa amostra de oito atletas da liga portuguesa de futebol profissional seis meses após uma ligamentoplastia ao LCA, comparativamente a uma amostra de controlo sem história anterior de lesão do joelho.

Apesar do maior grau de cinesiofobia medido pela TSK-PT e menor grau de funcionalidade do joelho medido pela KOOS [9, 10], não foram encontradas alterações fundamentais no padrão cinemático e no padrão coordenativo dos músculos estudados entre os dois grupos. Apenas foram encontradas diferenças significativas na menor amplitude articular alcançada e na maior atividade electromiográfica apresentada pelo músculo recto femoral do quadríceps, ao longo da fase de extensão balística do joelho no remate. Apesar da reduzida diferença encontrada ( $1,23 \pm 1,55$ ) o facto de essa diferença ser estatisticamente significativa parece mostrar um comportamento sistemático que deve ser valorizado. A menor amplitude alcançada no final do movimento pelo grupo intervencionado ao LCA poderá ter sido reflexo da dificuldade em alcançar a extensão completa do joelho, dado o estiramento que a ação provoca no LCA. Embora em períodos pós-cirúrgicos mais curtos, com uso de artrogoniômetros e em movimentos muito controlados, esta dificuldade já antes tinha sido observada em movimentos em cadeia cinética aberta, por outros autores [11, 12], mas nunca em movimentos livres e de reprodução de tarefas em meio ecológico como nós observámos. Quanto ao padrão neuromuscular associado ao movimento, não foram encontradas diferenças entre os dois grupos nos principais agonistas da extensão do joelho, os dois vastos, porções mono-articulares do quadríceps, ou nos antagonistas, semitendinoso e bicéps femoral. O único músculo onde foram observadas diferenças entre os dois grupos foi no recto femoral, que apresentou maior atividade muscular nos sujeitos intervencionados. Temos dificuldade em interpretar esse resultado, que poderá ter sido influenciado pela ação que este músculo produziu na anca, devido à sua ação bi-articular.

Foram encontradas diferenças entre os dois grupos na variabilidade intraindividual dos parâmetros cinemáticos associados ao movimento de rematar. Considerando as três extensões balísticas efetuadas por cada um dos sujeitos, foi observada uma maior variabilidade nos sujeitos em período pós recuperação de cirurgia, com especial significado estatístico na elevada variação do instante do pico de velocidade de movimento. Esta variabilidade foi por nós associada ao défice de propriocepção, particularmente à perda de sentido da posição articular com base no já antes descrito por outros autores [13, 14] e de alterações do sistema de resposta reflexa neuromuscular [15-18].

Apesar das diferenças apresentadas, o resultado final do movimento é semelhante entre grupos, o que na nossa opinião reflete a capacidade do sistema de controlo motor nos sujeitos em condição pós recuperação desencadear as adaptações suficientes ao padrão motor para que o *output* final do movimento não saia alterado.

Como referido anteriormente, verificámos que os atletas pós intervencionados ao LCA que foram envolvidos no estudo 3 apresentaram piores níveis de funcionalidade, segundo os resultados da KOOS, e maiores níveis de cinesiofobia medida pela TSK-PT. Já tinham sido observados resultados semelhantes a estes em estudos anteriores com sujeitos em condições semelhantes [3, 19-21]. No entanto na nossa amostra a diminuição da funcionalidade e da confiança previamente observadas não parece ter sido fator de constrangimento para a performance do remate. Uma de duas coisas em nosso entender poderá justificar esta ausência de influência: i) ou existe uma baixa correlação entre os baixos níveis de funcionalidade e confiança para o movimento observados nos questionários e a real capacidade de realizar movimentos com características semelhantes ao por nós estudado ou, ii) o movimento de extensão balística do joelho que está na base de um remate de futebol não constituiu um grande desafio para os atletas e não desencadeia um padrão motor diferente, ou uma estratégia de segurança para a execução do movimento.

No estudo IV comparámos, através de avaliação isocinética, a capacidade da musculatura com ação no joelho numa amostra de quinze atletas da Liga Portuguesa de Futebol Profissional seis meses após a cirurgia ao LCA, com um grupo controlo de sessenta e nove atletas com características semelhantes sem história anterior de lesão no joelho. No período após a cirurgia era de esperar com base na bibliografia consultada a redução de força muscular nos sujeitos intervencionados, devido a existência de atrofia muscular em especial do quadríceps [22-27]. Embora não tenhamos nos nossos estudos medido alterações de massa muscular, a constatação da redução de capacidade muscular veio a observar-se nos valores de pico máximo de força obtidos numa medição isocinética a 60°/s, 180°/s e 300°/s. Essa redução ocorreu tanto nos extensores como nos flexores do joelho. Os valores obtidos quando comparados com os do grupo controlo, revelaram não só menores valores de força gerados para estes grupos musculares, como também um maior ângulo para atingir o máximo momento de força de extensão do joelho na velocidade mais rápida em teste. Ângulos mais amplos para se atingir o máximo momento de força foram anteriormente associados a sinais de atrofia muscular, em especial em movimentos executados a maiores velocidades angulares [27, 28]. Em nosso entender existem vantagens de olhar para estas duas variáveis em conjunto, o valor do pico máximo de força garante a obtenção do valor absoluto de força que o sistema consegue gerar, mas o ângulo em que se atinge o máximo momento de força, por estar relacionado com a relação força/comprimento das fibras musculares e que sofre alterações em função da atividade física praticada, ao dotar a estrutura muscular de características arquitetónicas diferentes de modalidade para modalidade desportiva, sem que



tenha influência no valor do pico máximo de força alcançado [29], garante o conhecimento do nível de adaptação das estruturas neuromusculares para o trabalho muscular exigido para cada modalidade desportiva. Nesse entender e na nossa amostra, a associação do grau de hipotrofia observado seis meses após a cirurgia a uma variável potencialmente alterável em função da prática desportiva que se pratica, como é o ângulo do máximo momento de força, poderá ser uma das estratégias mais importantes de ter em conta a quando da decisão da completa reintegração nessa atividade para prevenir futuras lesões, tão frequentes nestas condições [30], porque desta forma poderá ser observada não só a capacidade neuromuscular de produção de força absoluta mas também a preparação do tecido muscular do ponto de vista plástico à modalidade que se pretende voltar a praticar.

Todos os fatores acima discutidos, em nossa opinião, despertam o fisioterapeuta para a avaliação objetiva da atividade dos sujeitos em que intervém, nomeadamente na compreensão de estratégias que o sistema de controlo motor utiliza para a performance do movimento, independentemente do padrão de movimento aplicado para a obtenção do melhor *output* possível. Tal compreensão permite não só a tomada de consciência sobre o real estado de recuperação dos sujeitos, como a perceção de ocorrências que possam levar a futuras complicações. Também a perceção das variáveis relacionadas com a força, baseadas não apenas em valores absolutos mas também ao nível da forma como esses valores surgem ao longo da amplitude articular disponível, permite ao fisioterapeuta possuir um conhecimento mais detalhado da função neuromuscular e como a mesma se comportará em diferentes solicitações, nomeadamente da readaptação das estruturas musculares às características arquitetónicas do tecido muscular decorrentes da prática de cada modalidade desportiva, como sinal de aproximação do reajuste muscular ao seu valor normal, independentemente do grau de hipertrofia alcançado.

## REFERENCIAS

1. Shaw, T., *Accelerated Reahabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Physical Therapy in Sports, 2002. **3**(1): p. 19-26.
2. Kori SH, M.R., Todd DD, *Kinesiophobia: a new view of chronic pain behavior*. Pain Manag., 1990. **3**: p. 35-43.
3. Vlaeyen JW, K.-S.A., Boeren RG, et al, *Fear of movement/ (re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance*. Pain, 1995. **62**: p. 363-372.

4. Haugen, A.J., et al., *Cross-cultural adaptation and validation of the Norwegian version of the Tampa scale for kinesiophobia*. Spine, 2008. **33**(17): p. E595-601.
5. de Souza, F.S., et al., *Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original versions of the Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties*. Spine (Phila Pa 1976), 2008. **33**(9): p. 1028-33.
6. Swinkels-Meewisse, E.J., et al., *Psychometric properties of the Tampa Scale for kinesiophobia and the fear-avoidance beliefs questionnaire in acute low back pain*. Man Ther, 2003. **8**(1): p. 29-36.
7. Crombez, G., et al., *Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability*. Pain, 1999. **80**(1-2): p. 329-39.
8. Woby, S.R., et al., *Psychometric properties of the TSK-11: a shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia*. Pain, 2005. **117**(1-2): p. 137-44.
9. Ross, M.D., et al., *The relationship between participation restrictions and selected clinical measures following anterior cruciate ligament reconstruction*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2002. **10**(1): p. 10-9.
10. Goncalves, R.S., et al., *Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)*. Osteoarthritis Cartilage, 2009. **17**(9): p. 1156-62.
11. Hooper, D.M., et al., *Range of motion specificity resulting from closed and open kinetic chain resistance training after anterior cruciate ligament reconstruction*. J Strength Cond Res, 2002. **16**(3): p. 409-15.
12. Morrissey, M.C., et al., *Correlates of knee laxity change in early rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction*. Int J Sports Med, 2000. **21**(7): p. 529-35.
13. Barrack, R.L., H.B. Skinner, and S.L. Buckley, *Proprioception in the anterior cruciate deficient knee*. Am J Sports Med, 1989. **17**(1): p. 1-6.
14. Skinner, H.B., et al., *Effect of fatigue on joint position sense of the knee*. J Orthop Res, 1986. **4**(1): p. 112-8.
15. Wojtys, E.M. and L.J. Huston, *Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities*. Am J Sports Med, 1994. **22**(1): p. 89-104.
16. Corrigan, J.P., W.F. Cashman, and M.P. Brady, *Proprioception in the cruciate deficient knee*. J Bone Joint Surg Br, 1992. **74**(2): p. 247-50.

17. Borsa, P.A., et al., *The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes*. Am J Sports Med, 1997. **25**(3): p. 336-40.
18. Beard, D.J., et al., *Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery?* J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(2): p. 311-5.
19. Nau, T., P. Lavoie, and N. Duval, *A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the anterior cruciate ligament. Two-year follow-up of a randomised trial*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(3): p. 356-60.
20. Spindler, K.P., et al., *The prognosis and predictors of sports function and activity at minimum 6 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a population cohort study*. Am J Sports Med, 2011. **39**(2): p. 348-59.
21. George, S.Z., et al., *Analysis of Shortened Versions of the Tampa Scale for Kinesiophobia and Pain Catastrophizing Scale for Patients After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Clin J Pain, 2011.
22. Eitzen, P., *ACL deficient potential copers and non-copers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury*. American Journal Sports of Medicine, 2010. **38**(17): p. 586
23. Brasileiro, J.S., et al., *Functional and morphological changes in the quadriceps muscle induced by eccentric training after ACL reconstruction*. Rev Bras Fisioter, 2011. **15**(4): p. 284-90.
24. Ageberg, E., et al., *Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2009. **17**(2): p. 162-9.
25. Pua, Y.H., et al., *Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction*. Ann Acad Med Singapore, 2008. **37**(4): p. 330-40.
26. Skurvydas, A., et al., *Extension and flexion torque variability in ACL deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2011. **19**(8): p. 1307-13.
27. Jamshidia, A.A., et al., *Isokinetic and functional parameters inpatients following reconstruction of the anterior cruciate ligament*. Isokinetics and Exercise Science, 1995. **13**: p. 267-272.
28. Kannus, P. and B. Beynnon, *Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee*. Int J Sports Med, 1993. **14**(8): p. 422-6.

29. Brughelli, M., J. Cronin, and K. Nosaka, *Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players*. J Strength Cond Res, 2010. **24**(3): p. 717-21.
30. Hewett, T.E., S.L. Di Stasi, and G.D. Myer, *Current Concepts for Injury Prevention in Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*. Am J Sports Med, 2012.

## **Capítulo 7 – Conclusões**



Na ótica da recuperação da ligamentoplastia do LCA em contexto do retorno à prática profissional do futebol, foram observados aos seis meses após a cirurgia, comparativamente aos da amostra de controlo:

- i) Maior nível de cinesiofobia atestado por pontuações mais elevadas na aplicação da Tampa Scale for Kinesiophobia;
- ii) Menor nível de funcionalidade do joelho verificado por menores pontuações obtidas em todas as dimensões do Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score;
- iii) Menor grau de força isocinética dos músculos com expressão do joelho, observado pelos menores valores de momento máximo de força, quer de flexão quer de extensão, obtidos nas velocidades de teste de 60°/s, 180°/s e 300°/s;
- iv) Um ângulo mais largo da amplitude articular para obtenção do momento máximo de força de extensão do joelho a 300°/s;
- v) Valores similares nos parâmetros cinemáticos e nos parâmetros de ativação muscular associados à extensão balística do joelho inserida numa ação semelhante a um remate de futebol;
- vi) Apesar da reduzida magnitude da diferença (cerca de 1°), foi verificada uma menor amplitude de extensão do joelho no movimento de extensão balística do joelho, semelhante a um remate de futebol.

Em suma, os resultados da presente tese permitem concluir que, seis meses após a ligamentoplastia do LCA, os sujeitos estudados estavam aptos para o retorno à prática profissional do futebol, sendo contudo necessária maior adaptação da capacidade muscular à modalidade.

Desta tese podem ainda ser retiradas outras conclusões com especiais ilações para a fisioterapia:

- i) A TSK-PT é um instrumento útil para os fisioterapeutas (e outros profissionais de saúde) portugueses, quer no contexto clínico quer de investigação, podendo ser utilizada no estudo do grau de cinesiofobia associado a disfunções do joelho.
- ii) A caracterização da força isocinética deverá passar não só pelo conhecimento dos seus valores absolutos, mas também pelo conhecimento de como esses valores surgem ao longo da amplitude articular disponível, de modo a avaliar o nível de readaptação das estruturas musculares às características da modalidade desportiva.

Os estudos contidos nesta tese têm no entanto algumas limitações que devem ser consideradas.

As amostras testadas nos estudos laboratoriais foram amostras de conveniência que se cingiram a grupos muito específicos e reduzidos. Logo, poderão não permitir generalizar as conclusões neles contidas.

Não foram por nós controlados os protocolos de fisioterapia aplicados a estes sujeitos nos seis meses de tratamento que fizeram a seguir à cirurgia, sendo que o comportamento das diferentes variáveis dependentes poderá sofrer alterações em função dos referidos protocolos. Não foi avaliado o comportamento destes indicadores ao longo das diferentes fases do processo de recuperação.

Apesar destas limitações, consideramos importantes as conclusões que os mesmos produziram, pelo fator orientador que as variáveis neles controladas sugerem para a prática da fisioterapia, em especial em circunstâncias inerentes ao restabelecimento da estabilidade dinâmica articular, após a reconstrução cirúrgica do LCA.

Estudos futuros deverão ter em atenção observações de carácter longitudinal, de forma a acompanhar os indivíduos ao longo de todo o período pós cirúrgico, tentando desta forma estabelecer qual o momento em que o sistema de controlo motor readquire as características que são encontradas nos indivíduos sem patologia. Recomendamos ainda que os resultados encontrados nesses estudos longitudinais sejam relacionados com os diferentes protocolos de tratamento aplicados aos indivíduos, de forma a reconhecer a melhor adequação e efetividade da fisioterapia.



## Bibliografia Geral

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Moller, F., & Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports, 10*(2), 58-67.
- Ageberg, E., Roos, H. P., Silbernagel, K. G., Thomee, R., & Roos, E. M. (2009). Knee extension and flexion muscle power after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft or hamstring tendons graft: a cross-sectional comparison 3 years post surgery. *Knee Surg Sport Tr A, 17*(2), 162-169.
- Barrack, R. L., Skinner, H. B., & Buckley, S. L. (1989). Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. *Am J Sport Med, 17*(1), 1-6.
- Beard, D. J., Kyberd, P. J., Fergusson, C. M., & Dodd, C. A. (1993). Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery? *J Bone Joint Surg Br, 75*(2), 311-315.
- Beynon, B. D., & Johnson, R. J. (1996). Anterior cruciate ligament injury rehabilitation in athletes. Biomechanical considerations. *Sports Med, 22*(1), 54-64.
- Boerboom, A. L., Hof, A. L., Halbertsma, J. P., van Raaij, J. J., Schenk, W., Diercks, R. L., et al. (2001). Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sport Tr A, 9*(4), 211-216.
- Borsa, P. A., Lephart, S. M., Irrgang, J. J., Safran, M. R., & Fu, F. H. (1997). The effects of joint position and direction of joint motion on proprioceptive sensibility in anterior cruciate ligament-deficient athletes. *Am J Sport Med, 25*(3), 336-340.
- Brandsson, S., Faxen, E., Kartus, J., Jerre, R., Eriksson, B. I., & Karlsson, J. (2001). A prospective four-to seven-year follow-up after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports, 11*(1), 23-27.
- Brasileiro, J. S., Pinto, O. M., Avila, M. A., & Salvini, T. F. (2011). Functional and morphological changes in the quadriceps muscle induced by eccentric training after ACL reconstruction. *Rev Bras Fisioter, 15*(4), 284-290.
- Brown, J. M., & Gillear, W. (1991). Transition from slow to ballistic movement: development of triphasic electromyogram patterns. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 63*(5), 381-386.
- Brughelli, M., Cronin, J., & 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), 717-721.
- Bryant, A. L., Kelly, J., & Hohmann, E. (2008). Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction. *J Orthop Res, 26*(1), 126-135.
- Cordeiro, N., Pezarat-Correia, P., Fernandes, O., Cabri, J. (2007). Agonist/antagonist Pattern and Movement Characteristics During Ballistic Knee Extension 12 Weeks After ACL Reconstruction. *Med Sci Sport Exer* (No. 5 Supplement), pp S264.
- Corrigan, J. P., Cashman, W. F., & Brady, M. P. (1992). Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg Br, 74*(2), 247-250.
- Crombez, G., Vlaeyen, J. W., Heuts, P. H., & Lysens, R. (1999). Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. *Pain, 80*(1-2), 329-339.
- De Proft, E., Clarys, J., Bollens, E., Cabri, J. & Dufour, W. (1988). Muscle activity in the soccer kick. *Science and Football*, 434-440. London: Reilly.
- De Souza, F. S., Marinho C. S., Siqueira, F. B., Maher, C. G., & Costa, L. O. (2008). Psychometric testing confirms that the Brazilian-Portuguese adaptations, the original

- versions of the Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire, and the Tampa Scale of Kinesiophobia have similar measurement properties. *Spine*, 33(9), 1028-1033.
- Dorge, H. C., Andersen, T. B., Sorensen, H., Simonsen, E. B., Aagaard, H., Dyhre-Poulsen, P., et al. (1999). EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. *Scand J Med Sci Sports*, 9(4), 195-200.
- Ebert, J. R., Lloyd, D. G., Wood, D. J., & Ackland, T. R. (2012). Isokinetic knee extensor strength deficit following matrix-induced autologous chondrocyte implantation. *Clin Biomech*, 27(6), 588-594.
- Eitzen, P. (2010). ACL deficient potential copers and non-copers reveal different isokinetic quadriceps strength profiles in the early stage after injury. *Am J Sport Med*, 38(17), 586-593.
- Enoka, R. M. (1997). Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech*, 30(5), 447-455.
- George, S. Z., Lentz, T. A., Zeppieri, G., Lee, D., & Chmielewski, T. L. (2011). Analysis of Shortened Versions of the Tampa Scale for Kinesiophobia and Pain Catastrophizing Scale for Patients After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Clin J Pain*, 28(1), 73-80.
- Goncalves, R. S., Cabri, J., Pinheiro, J. P., & Ferreira, P. L. (2009). Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS). *Osteoarthr Cartilage*, 17(9), 1156-1162.
- Grigg, P. (1994). Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehabil*, 3, 2-17.
- Guilhem, G., Cornu, C., & Guevel, A. (2012). A methodologic approach for normalizing angular work and velocity during isotonic and isokinetic eccentric training. *J Athl Train*, 47(2), 125-129.
- Haugen, A. J., Grovle, L., Keller, A., & Grotle, M. (2008). Cross-cultural adaptation and validation of the Norwegian version of the Tampa scale for kinesiophobia. *Spine*, 33(17), E595-601.
- Hewett, T. E., Di Stasi, S. L., & Myer, G. D. (2013). Current Concepts for Injury Prevention in Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sport Med*, 41(1), 216-24.
- Hooper, D. M., Hill, H., Drechsler, W. I., & Morrissey, M. C. (2002). Range of motion specificity resulting from closed and open kinetic chain resistance training after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Strength Cond Res*, 16(3), 409-415.
- Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med*, 27(3), 383-404.
- Jamshidia, A. A., Olyaeia, G. R., Heydarianb, K., & Talebiana, S. (1995). Isokinetic and functional parameters in patients following reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Isokinet Exerc Sci*, 13, 267-272.
- Kannus, P., & Beynnon, B. (1993). Peak torque occurrence in the range of motion during isokinetic extension and flexion of the knee. *Int J Sports Med*, 14(8), 422-426.
- Kapandji, A. I. (2010). *Physiology of the Joints: Volume 2 Lower Limb*. New York: Churchill Livingstone.
- Kellis, E. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *J Sport Sci Med* (6), 154-165.
- Kori SH, Miller R., & Todd DD. (1990). Kinesiophobia: a new view of chronic pain behavior. *Pain Management*, 3, 35-43.
- Krishnan, C., & Williams, G. N. (2011). Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. *J Orthop Res*, 29(5), 633-640.

- Kvist, J., Ek, A., Sporrstedt, K., & Good, L. (2005). Fear of re-injury: a hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sport Tr A*, 13(5), 393-397.
- Kvist, J., & Gillquist, J. (2001). Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sport Med*, 29(1), 72-82.
- Lees, A., & Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: a review. *J Sports Sci*, 16(3), 211-234.
- Lund-Hanssen, H., Gannon, J., Engebretsen, L., Holen, K., & Hammer, S. (1996). Isokinetic muscle performance in healthy female handball players and players with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*, 6(3), 172-175.
- Markolf, K. L., Graff-Radford, A., & Amstutz, H. C. (1978). In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am*, 60(5), 664-674.
- Morrissey, M. C., Hudson, Z. L., Drechsler, W. I., Coutts, F. J., King, J. B., & McAuliffe, T. B. (2000). Correlates of knee laxity change in early rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Int J Sports Med*, 21(7), 529-535.
- Nau, T., Lavoie, P., & Duval, N. (2002). A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the anterior cruciate ligament. Two-year follow-up of a randomised trial. *J Bone Joint Surg Br*, 84(3), 356-360.
- Noyes, F. R., Butler, D. L., Paulos, L. E., & Grood, E. S. (1983). Intra-articular cruciate reconstruction. I: Perspectives on graft strength, vascularization, and immediate motion after replacement. *Clin Orthop Relat Res*, (172), 71-77.
- Pua, Y. H., Bryant, A. L., Steele, J. R., Newton, R. U., & Wrigley, T. V. (2008). Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Ann Acad Med Singapore*, 37(4), 330-340.
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., et al. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sports Med*, 42(6), 394-412.
- Roos, E. M. (2001). Outcome after anterior cruciate ligament reconstruction--a comparison of patients' and surgeons' assessments. *Scand J Med Sci Sports*, 11(5), 287-291.
- Roos, H., Ornell, M., Gardsell, P., Lohmander, L. S., & Lindstrand, A. (1995). Soccer after anterior cruciate ligament injury - an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players. *Acta Orthop Scand*, 66(2), 107-112.
- Ross, M. D., Irrgang, J. J., Denegar, C. R., McCloy, C. M., & Unangst, E. T. (2002). The relationship between participation restrictions and selected clinical measures following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 10(1), 10-19.
- Sernert, N., Kartus, J., Kohler, K., Ejerhed, L., Brandsson, S., & Karlsson, J. (2002). Comparison of functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction resulting in low, normal and increased laxity. *Scand J Med Sci Sports*, 12(1), 47-53.
- Shaw, T. (2002). Accelerated Rehabilitation Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Phys Ther Sport*, 3(1), 19-26.
- Shelbourne, K. D., Klootwyk, T. E., Wilckens, J. H., & De Carlo, M. S. (1995). Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation program. *Am J Sports Med*, 23(5), 575-579.
- Shelbourne, K. D., & Patel, D. V. (1996). Rehabilitation after autogenous bone-patellar tendon-bone ACL reconstruction. *Instr Course Lect*, 45, 263-273.

- Silder, A., Thelen, D. G., & Heiderscheit, B. C. (2010). Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clin Biomecs*, 25(7), 681-686.
- Skinner, H. B., Wyatt, M. P., Hodgdon, J. A., Conard, D. W., & Barrack, R. L. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res*, 4(1), 112-118.
- Skurvydas, A., Masiulis, N., Gudas, R., Dargeviciute, G., Parulyte, D., Trumpickas, V., et al. (2011). Extension and flexion torque variability in ACL deficiency. *Knee Surg Sports Tr A*, 19(8), 1307-1313.
- Spindler, K. P., Huston, L. J., Wright, R. W., Kaeding, C. C., Marx, R. G., Amendola, A., et al. (2011). The prognosis and predictors of sports function and activity at minimum 6 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a population cohort study. *Am J Sport Med*, 39(2), 348-359.
- Steele, J. R., Roger, G. J., & Milburn, P. D. (1998). Reproducibility of knee laxity assessment results using the dynamic cruciate tester. *J Sci Med Sport*, 1(4), 245-259.
- Swinkels-Meewisse, E. J., Swinkels, R. A., Verbeek, A. L., Vlaeyen, J. W., & Oostendorp, R. A. (2003). Psychometric properties of the Tampa Scale for kinesiophobia and the Fear-avoidance Beliefs Questionnaire in acute low back pain. *Man Ther*, 8(1), 29-36.
- Testut, L. (1977). *Compendio de anatomía descriptiva*. Barcelona: Salvat.
- Vlaeyen J.W., & Boeren R.G. (1995). Fear of movement/ (re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain*, 62, 363-372.
- Wadman, W., Denier van der Gon, J., Geuze, R., & Mol, C. . (1979). Control of fast goal-directed arm movements. *J Human Movement Stud*, 5, 3-17.
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2005). Psychometric properties of the TSK-11: a shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *Pain*, 117(1-2), 137-144.
- Wojtys, E. M., & Huston, L. J. (1994). Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. *Am J Sport Med*, 22(1), 89-104.
- Wojtys, E. M., & Huston, L. J. (2000). Longitudinal effects of anterior cruciate ligament injury and patellar tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. *Am J Sport Med*, 28(3), 336-344.
- Zatterstrom, R., Friden, T., Lindstrand, A., & Moritz, U. (2000). Rehabilitation following acute anterior cruciate ligament injuries--a 12-month follow-up of a randomized clinical trial. *Scand J Med Sci Sports*, 10(3), 156-163.