



*Análise Biomecânica de Tenistas: Fundamentos e  
Desenvolvimento de uma Plataforma de Baixo Custo*

*António Filipe Nunes Gomes*

*Programa Doutoral em Engenharia Mecânica*

Junho de 2016



# ***Análise Biomecânica de Tenistas: Fundamentos e Desenvolvimento de uma Plataforma de Baixo Custo***

Tese submetida à Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto para satisfação parcial dos requisitos do Programa Doutoral em Engenharia Mecânica

***António Filipe Nunes Gomes***

Mestre em Automação, Instrumentação e Controlo pela  
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (2004)  
Licenciado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores pela  
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (2001)

Orientação de:

***João Manuel Ribeiro da Silva Tavares***

Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica da  
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Coorientação de:

***Joaquim Gabriel Magalhães Mendes***

Prof. Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da  
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto





# Resumo

Esta tese pretende dar um contributo para a biomecânica desportiva do ténis, com a utilização de sensores de baixo custo e fusão sensorial. Nos últimos tempos diversos investigadores têm procurado desenvolver e implementar metodologias e sistemas para análise biomecânica de atletas em atividades desportivas no geral e no ténis em particular, tendo como objetivo a melhoria do seu rendimento, da sua performance e prestação atlética, bem como a diminuição do risco de lesões.

A abordagem utilizada para o desenvolvimento deste projeto foi constituída pelas seguintes etapas: estudo bibliográfico das metodologias e sistemas atualmente existentes para a análise biomecânica de tenistas, estudo das lesões mais comuns no ténis, desenvolvimento de uma nova plataforma de análise biomecânica de tenistas, e teste do sistema desenvolvido.

A plataforma desenvolvida para a análise biomecânica de tenistas é composta por três componentes principais: um modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista, concretamente das articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e do *Punho*, desenvolvido em *OpenSim* para a análise biomecânica desse membro; uma plataforma baseada em *Arduíno* que realiza a captura de dados associados ao movimento, através de um conjunto de sensores colocados na raquete de ténis e em bandas elásticas para a medição dos ângulos de movimento das articulações do *Cotovelo* e do *Punho* do tenista; e ainda uma *interface* gráfica, desenvolvida em *LabVIEW*, que possibilita a monitorização dos dados obtidos pelos sensores e controlados pela plataforma *Arduíno*.

Esta tese é constituída por sete capítulos: no primeiro é realizada uma introdução ao tema e a apresentação da abordagem utilizada; são descritos de forma resumida cada um dos restantes capítulos e indicadas as contribuições inovadoras; no segundo capítulo são apresentados os fundamentos, metodologias e sistemas, habitualmente usados na análise biomecânica de tenistas; no terceiro capítulo são apresentadas resumidamente as lesões mais comuns associadas ao ténis; nos dois capítulos seguintes é apresentado o *hardware* utilizado e o *software* desenvolvido para a plataforma de análise biomecânica de tenistas; no sexto capítulo são apresentados os resultados experimentais da plataforma desenvolvida. O capítulo termina com uma análise do risco de lesões em função dos resultados obtidos. Finalmente, no último capítulo, são apresentadas algumas conclusões finais e perspetivas de trabalho futuro.



# Abstract

The subject of this thesis is within the domain of sports biomechanics, specifically in the analysis of tennis players. Recently, several research groups have developed and implemented methodologies and systems for biomechanical analysis of athletes in sports activities in general and tennis in particular, with the aim of improving their athletic performance, as well as reducing the risk of injuries.

The approach for the development of this project included the following steps: bibliographical study of some of the current methods and systems for biomechanical analysis of tennis players; study of the most common injuries in tennis; development of a new computational framework for biomechanical analysis of tennis players; and finally, the testing of the developed system in uncontrolled environments.

The computational framework consists of three main components: a biomechanical model of the upper limb for tennis players, specifically of the shoulder, elbow and wrist joints, developed in *OpenSim*; an Arduino platform, which performs the collection of data associated with the movement executed by the tennis players, through a set of sensors placed on the frame of the tennis racket and elastic bands, placed on the elbow and wrist joints, to perform the direct measure of the movement angles; and finally, a graphical user interface developed in *LabVIEW* platform to visualize the biomechanical parameters under analysis.

The thesis is organized in seven chapters: an introduction is made in the first chapter to describe the subject and the approach, ensued by an outline of the remaining chapters and a presentation of the innovative contributions of this work; the second chapter addresses the methodologies and systems commonly used in biomechanical analysis of tennis players; the third chapter presents an overview of the most common injuries associated with the game of tennis; the next two chapters present the hardware we used and the software developed for the computational framework; the sixth chapter describes the experimental results of the developed platform. The chapter concludes with an analysis of the risk of injury based on the results obtained. Finally, the last chapter presents the key findings and perspectives for further work.



# Agradecimentos

Este espaço é dedicado a todos aqueles que deram a sua contribuição para que esta dissertação de doutoramento fosse concretizada.

A realização deste trabalho contou, em primeiro lugar, com a preciosa ajuda e orientação dos Professores *João Manuel R. S. Tavares* e *Joaquim Gabriel*, sem as quais o presente trabalho não teria sido possível.

Não posso esquecer uma palavra de agradecimento ao *Laboratório de Biomecânica do Porto – Universidade do Porto (LABIOMEPE)*, pela cedência de instalações e equipamento de imagem para a recolha de dados cinemáticos.

Quero deixar um agradecimento especial à *Escola de Ténis Paulo Girão* em Miramar, pela cedência do espaço onde foram realizados os testes de ténis e, em especial, ao treinador de ténis Professor Paulo Girão, pela ajuda e pelos comentários de ordem técnica. Não posso esquecer também todos os jovens tenistas da camada de competição que participaram na realização dos ensaios de ténis.

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho, quero deixar aqui os meus sinceros agradecimentos.

Finalmente, quero agradecer à minha família e amigos, o apoio, motivação, incentivo, ânimo que sempre me deram desde a primeira hora e por terem compreendido os vários momentos em que não pude estar presente.

***António Filipe Nunes Gomes***



# Índice

<b>Capítulo 1</b> .....	1
Introdução.....	3
1.1 Motivação.....	3
1.2 Objetivo da Tese.....	4
1.3 Descrição do Trabalho .....	5
1.4 Principais Contribuições .....	7
1.5 Estrutura da Tese.....	8
<b>Capítulo 2</b> .....	11
Análise Biomecânica de Tenistas: Fundamentos, Metodologias e Soluções.....	13
2.1 Introdução.....	13
2.2 Fundamentos .....	13
2.3 Metodologias e Soluções.....	14
2.4 Sumário .....	25
<b>Capítulo 3</b> .....	27
Lesões Associadas ao Tênis .....	29
3.1 Introdução.....	29
3.2 Lesões da Articulação do Ombro .....	30
3.3 Lesões da Articulação do Cotovelo.....	36
3.4 Lesões da Articulação do Punho .....	41
3.5 Sumário .....	45
<b>Capítulo 4</b> .....	47
Hardware da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas.....	49
4.1 Acelerómetro e Giroscópio (MPU-6050).....	50
4.2 Sensor Resistivo Flexível - <i>FlexSensor</i> .....	51
4.3 Sensor Resistivo de Força .....	53
4.4 Placa de Desenvolvimento Arduino Mega 2560 - R3.....	55
4.5 Placa <i>Ethernet</i> com Cartão de Memória <i>Micro SD</i> .....	56
4.6 Placa com <i>Display</i> LCD Alfanumérico (2×16) e <i>Keypad</i> .....	57
4.7 Placas e Módulos ZigBee / XBee.....	57
4.8 Sensor de Eletromiografia (EMG) .....	59
4.9 Sumário .....	59

<b>Capítulo 5</b> .....	61
Software da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas .....	63
5.1 Modelo Biomecânico do Membro Superior do Tenista .....	64
Modelação da Escápula e do Braço .....	67
Modelação do Antebraço .....	69
Modelação da Mão .....	70
Sistema de Coordenadas do Modelo Biomecânico do Membro Superior .....	72
Escalamento do Modelo Biomecânico do Membro Superior .....	72
Cinemática e Dinâmica Inversa .....	72
5.2 Sistema de Aquisição de Dados .....	74
Raquete e Bandas Elásticas Instrumentadas .....	74
Plataforma Arduino .....	76
Fluxograma do Algoritmo Implementado no Programa Arduino Desenvolvido .....	77
Procedimento de Calibração dos Sensores das Bandas Elásticas .....	81
5.3 Interface Gráfica .....	82
Janela de Configuração de Parâmetros .....	82
Janela de Monitorização da Aceleração e da Velocidade Média da Raquete .....	84
Janela de Monitorização da Aceleração Angular da Raquete .....	85
Janela de Monitorização da Temperatura Ambiente .....	85
Janela de Monitorização da Força de Aperto Aplicada ao Punho da Raquete .....	86
Janela de Monitorização dos Ângulos de Movimento das Articulações do Punho e do Cotovelo .....	87
Janela de Monitorização do Sinal de EMG .....	88
5.4 Sumário .....	88
<b>Capítulo 6</b> .....	89
Análise de Resultados .....	91
6.1 Distribuição das Zonas de Impacto da Raquete .....	92
6.2 Ensaios Realizados em Ambiente de Jogo .....	92
Aceleração Linear da Raquete .....	93
Aceleração Angular da Raquete .....	94
Ângulos de Flexão/Extensão e Radial/Ulnar da Articulação do Punho .....	96
Ângulos de Euler da Raquete .....	97
Ângulos de Extensão/Flexão da Articulação do Cotovelo .....	97
Força de Aperto Exercida no Punho da Raquete .....	98
6.3 Simulação do Modelo Biomecânico do Membro Superior .....	99



Aceleração Linear da Raquete.....	101
Aceleração Angular da Raquete.....	102
Força de Aperto Exercida no Punho da Raquete.....	103
Sinais de EMG da Atividade dos Músculos Bíceps e Tríceps.....	104
Força Ativa Exercida pelos Músculos na Flexão/Extensão do <i>Membro Superior</i> .....	106
Força Ativa Exercida pelos Músculos na Flexão/Extensão da Articulação do <i>Punho</i>	106
6.4 Validação de Resultados.....	108
Aceleração Linear da Raquete.....	108
Força Exercida pelos Músculos do Membro Superior.....	108
6.5 Análise do Risco de Lesões.....	110
Risco de Lesão da Coifa dos Rotadores.....	110
Risco de Lesão da Epicondilite Lateral.....	111
Risco de Lesão da Epicondilite Medial.....	112
Risco de Tendinite dos Bíceps.....	113
Risco de Tendinite do Polegar (De Quervain).....	113
6.6 Sumário.....	114
<b>Capítulo 7</b> .....	115
Conclusões Finais e Sugestões de Trabalho Futuro.....	117
7.1 Conclusões Finais.....	117
7.2 Sugestões de Trabalho Futuro.....	119
<b>Referências Bibliográficas</b> .....	121
<b>Anexos</b> .....	I
Anexo A – Diagrama de Blocos Desenvolvido em <i>LabVIEW</i> (excerto 1).....	III
Anexo A – Diagrama de Blocos Desenvolvido em <i>LabVIEW</i> (excerto 2).....	IV
Anexo B – Código Arduino Desenvolvido (excertos).....	V
Anexo C – Valores de Referência da Força Muscular Máxima exercida pelos Músculos do <i>Membro Superior</i> obtidos por [Holzbaur, 2005].....	VII

# Lista de figuras

Figura 2.1 – Principais graus-de-liberdade nas articulações do Membro Superior (adaptado de [Ivancevic, 2008]).	17
Figura 2.2 – Localizações dos impactos centrais e excêntricos (adaptado de [Nesbit, 2006]).	19
Figura 2.3 – a) Modelo esquelético no sistema de modelação AnyBody (validado por [Helm, 1992]); b) Representação das forças envolvidas na articulação do Cotovelo (adaptado de [Sorensen, 2010]).	20
Figura 2.4 – Momento polar de inércia da raquete de ténis (adaptado de [Rogowski, 2014]).	21
Figura 2.5 – Momentos articulares do Membro Superior (adaptado de [Rogowski, 2014]).	22
Figura 2.6 – Modelo adotado pelo centro de diagnóstico Babolat (Babolat, Lyon, France) para a análise de movimento do Membro Superior dominante (adaptado de [Creveaux, 2013b]).	23
Figura 2.7 – Acelerações registadas durante a execução de três serviço de ténis (retirado de [Ramos, 2011]).	24
Figura 2.8 – Localização e orientação dos acelerómetros colocados na raquete e no punho do tenista (retirado de [Rogowski, 2015d]).	25
Figura 3.1 – Anatomia do <i>Ombro</i> (adaptado de [Maurogracitelli, 2014]).	31
Figura 3.2 – Músculos da articulação do <i>Ombro</i> (adaptado de [Auladeanatomia, 2014]).	31
Figura 3.3 – Músculos do <i>Dorso da Escápula</i> (adaptado de [Maurogracitelli, 2014]).	32
Figura 3.4 – Articulação <i>Acromioclavicular</i> e articulação <i>Glenoumeral</i> (adaptado de [Ombroecotovelo, 2014]).	33
Figura 3.5 – Síndrome do impacto - inflamação da <i>Bursa</i> (adaptado de [Ombroecotovelo, 2014]).	34
Figura 3.6 – Anatomia do <i>Ombro</i> normal e com deslocamento (adaptado de [Clinicasporth, 2014]).	35
Figura 3.7 – <i>Epicondilite lateral</i> (adaptado de [Movite, 2015]).	37
Figura 3.8 – <i>Epicondilite medial</i> (adaptado de [Movite, 2015]).	38
Figura 3.9 – Músculo e tendão do <i>Bíceps</i> (adaptado de [Webmd, 2014]).	39
Figura 3.10 – Músculo do <i>Tríceps</i> (adaptado de [Build-some-muscle, 2014; Lucilleroberts, 2014]).	40

Figura 3.11 – Pontos de inserção do <i>Triceps</i> no Olécrano (retirado de [Tudosobreombro, 2014]).	40
Figura 3.12 – Tendões afetados na tendinite de <i>De Quervain</i> (adaptado de [Articulações, 2014]).	41
Figura 3.13 – Área afetada na tendinite de <i>De Quervain</i> (retirado de [Articulações, 2014]).	42
Figura 3.14 – Tendões e músculos dos <i>Dedos</i> e do <i>Punho</i> (adaptado de [Articulações, 2014]).	43
Figura 3.15 – Zona das tendinites dos <i>Extensores</i> e <i>Flexores</i> dos <i>Dedos</i> (adaptado de [Articulações, 2014]).	43
Figura 3.16 – Túnel do carpo - local de compressão do nervo mediano (adaptado de [Saocarloscursos, 2014]).	44
Figura 3.17 – Fibrocartilagem Triangular complexa (retirado de [Wikipedia, 2015]).	45
Figura 4.1 – Arquitetura do sistema de aquisição a desenvolver baseada na plataforma Arduino.	49
Figura 4.2 – Orientação da sensibilidade dos eixos <i>X</i> , <i>Y</i> e <i>Z</i> no espaço e a polarização de rotação dos mesmos (adaptado de [MPU6050, 2012b]).	51
Figura 4.3 – Giroscópio e acelerómetro - MPU6050.	51
Figura 4.4 – a) Sensor resistivo flexível de 11,4 <i>cm</i> de comprimento; b) Sensor resistivo flexível de 5,6 <i>cm</i> de comprimento.	52
Figura 4.5 – Circuito de condicionamento de sinal com <i>buffer</i> ajustável com a utilização do amplificador operacional <i>LM358</i> (adaptado de [Spectrasymbol, 2013]).	53
Figura 4.6 – Resistência vs. Força (adaptado de [Spectrasymbol, 2013]).	54
Figura 4.7 – Sensor resistivo de força de formato quadrado.	54
Figura 4.8 – Circuito de condicionamento de sinal para o sensor <i>FSR</i> com <i>Buffer</i> ajustável (adaptado de [Spectrasymbol, 2013]).	54
Figura 4.9 – Placa de desenvolvimento <i>Arduino Mega 2560 R3</i> [Arduino, 2016].	56
Figura 4.10 – Placa <i>Ethernet Shield</i> com cartão de memória <i>Micro SD onboard</i> .	56
Figura 4.11 – Exemplo de uma mensagem no <i>Shield LCD (2×16)</i> .	57
Figura 4.12 – a) Placa <i>USB-XBee</i> com módulo <i>XBee</i> (retirado de [XBee, 2013]).	58
Figura 4.13 – Placa <i>ZigBee XBee</i> para <i>Arduino</i> .	59
Figura 4.14 – Kit do sensor de <i>EMG</i> (retirado de [AdvancerTechnologies, 2014]).	59

Figura 5.1 – Estrutura geral do <i>Membro Superior Direito</i> de tenistas adotada no modelo biomecânico desenvolvido. ....	67
Figura 5.2 – Representação dos músculos da articulação do <i>Ombro</i> de tenistas incluídos no modelo biomecânico desenvolvido. ....	68
Figura 5.3 – Representação dos músculos do <i>Braço</i> de tenistas incluídos no modelo biomecânico desenvolvido. ....	69
Figura 5.4 – Representação dos músculos do <i>Antebraço</i> e da <i>Mão</i> do tenista incluídos no modelo desenvolvido. ....	70
Figura 5.5 – Modelo de tenista a efetuar a preparação da execução do serviço de ténis. ....	71
Figura 5.6 – Modelo desenvolvido a executar um movimento de abdução do <i>Membro Superior</i> e extensão do <i>Antebraço</i> . ....	71
Figura 5.7 – Modelo a executar um movimento de batida de <i>backhand</i> . ....	71
Figura 5.8 – Representação dos eixos do sistema de coordenadas 3D adotado no modelo desenvolvido. ....	72
Figura 5.9 – Localização dos marcadores reflexivos colocados nos segmentos corporais do tenista (a) e na raquete (b). ....	73
Figura 5.10 – Sistema de coordenadas e sensores colocados na raquete de ténis. ....	74
Figura 5.11 – Disposição dos sensores usados nas bandas elásticas para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do <i>Punho</i> e do <i>Cotovelo</i> . ....	75
Figura 5.12 – Tenista a preparar a execução de um serviço com o equipamento desenvolvido colocado no <i>Membro Superior</i> . ....	76
Figura 5.13 – Colocação dos elétrodos para a medição do sinal de EMG do músculo do <i>Bíceps</i> de uma tenista. ....	76
Figura 5.14 – Plataforma <i>Arduíno</i> , sensor <i>MPU-6050</i> e a placa <i>USB-XBee</i> . ....	76
Figura 5.15 – Fluxograma do algoritmo implementado no programa <i>Arduíno</i> desenvolvido. ....	78
Figura 5.16 – Definição do nome a atribuir ao ficheiro de texto a ser gravado. ....	79
Figura 5.17 – Monitorização da aceleração da raquete. ....	80
Figura 5.18 – Controlo da gravação de dados no cartão de memória. ....	80
Figura 5.19 – Controlo da transmissão de dados para a interface gráfica. ....	80
Figura 5.20 – Calibração dos sensores embutidos nas bandas elásticas. ....	81
Figura 5.21 – Janela de configuração dos parâmetros da raquete e do sensor <i>MPU-6050</i> . ....	83
Figura 5.22 – Janela de controlo do sistema <i>Arduíno</i> . ....	83
Figura 5.23 – Monitorização da aceleração linear e da velocidade média da raquete. ....	84
Figura 5.24 – Monitorização da aceleração angular da raquete. ....	85

Figura 5.25 – Monitorização da temperatura ambiente.....	86
Figura 5.26 – Monitorização da força de aperto aplicada ao punho da raquete.....	86
Figura 5.27 – Monitorização dos ângulos de movimento das articulações do <i>Punho</i> e do <i>Cotovelo</i> . ....	87
Figura 5.28 – Monitorização do sinal de eletromiografia ( <i>EMG</i> )......	88
Figura 6.1 – Proposta de localização das zonas de impacto da raquete. ....	92
Figura 6.2 – Aceleração linear da raquete.....	93
Figura 6.3 – Aceleração angular da raquete.....	94
Figura 6.4 – Ângulos de flexão/extensão e do desvio radial/ulnar da articulação do <i>Punho</i> ..	96
Figura 6.5 – Ângulos de <i>Euler</i> da raquete.....	97
Figura 6.6 – Ângulos de flexão/extensão da articulação do <i>Cotovelo</i> . ....	97
Figura 6.7 – Força de aperto exercida no punho da raquete exercida por cada tenista.....	98
Figura 6.8 – Tenistas com os marcadores colocados no seu <i>Membro Superior</i> e no topo da raquete. ....	99
Figura 6.9 – Sinal de <i>EMG (RMS)</i> dos músculos <i>Bíceps</i> e <i>Tríceps</i> . ....	104
Figura 6.10 – Força muscular exercida na flexão/extensão do <i>Membro Superior</i> .....	106
Figura 6.11 – Força muscular exercida na flexão/extensão da articulação do <i>Punho</i> . ....	106

# Lista de tabelas

Tabela 5.1 – Siglas dos ossos e dos músculos inseridos no modelo biomecânico desenvolvido para o <i>Membro Superior</i> de tenistas.....	65
Tabela 5.2 – Siglas utilizadas na identificação das junções inseridas no <i>Membro Superior</i> de tenistas.....	66
Tabela 6.1 – Valores de força muscular obtidos na simulação usando o modelo biomecânico do <i>Membro Superior</i> de tenistas e respectivos valores de referência. ....	107
Tabela 6.2 – Valores de força muscular de referência do <i>Membro Superior</i> (adotado de [Holzbaur, 2005]).....	109

# Abreviaturas e Símbolos

Lista de abreviaturas (ordenadas por ordem alfabética)

AAOS – American Academy of Orthopaedic Surgeons

ANCO – Anconeus

APL – Abductor Pollicis Longus

BRA – Brachialis

BRD – Brachioradialis

CM – Centro de Massa

CORAC – Coracobrachialis

DELT – Deltoide

DIP – Distal Interphalangeal

DOF – Degrees of Freedom

ECR – Extensor Carpi Radialis

ECRB – Extensor Carpi Radialis Brevis

ECRL – Extensor Carpi Radialis Longus

ECU – Extensor Carpi Ulnaris

EDCI – Extensor Digitorum Communis Indicis

EDCL – Extensor Digitorum Communis Litle

EDCM – Extensor Digitorum Communis Medium

EDCR – Extensor Digitorum Communis Ring

EDM – Extensor Digiti Minimi

EIP – Extensor Indicis Proprius

EMG – Eletromiografia

EPB – Extensor Pollicis Brevis

EPL – Extensor Pollicis Longus

EROM – External Rotation of Motion

FCR – Flexor Carpi Radialis

FCU – Flexor Carpi Ulnaris

FDPI – Flexor Digitorum Profundus Indicis

FDPL – Flexor Digitorum Profundus Litle

FDPM – Flexor Digitorum Profundus Medius

FDPR – Flexor Digitorun Profundus Ring  
FDSI – Flexor Digitorun Sublimis Indicis  
FDSL – Flexor Digitorun Sublimis Litle  
FDSM – Flexor Digitorun Sublimis Medium  
FDSR – Flexor Digitorun Sublimis Ring  
FPL – Flexor Pollicis Longus  
GIRD – Glenohumeral Internal Rotation Deficit  
ICSP – In circuit serial programming  
INFRAS – Infraspinatus  
IROM – Internal Rotation of Motion  
LEO – Left External Oblique  
LES – Left Erector Spinae  
LRA – Left Rectus Abdominis  
LSB – Least Significant Bit  
MCP – Metacarpophalangeal  
MEMS – Micro-Electro-Mechanical Systems  
PAN ID – Personal Area Network Identification  
PIP – Proximal Interphalangeal  
PL – Palmaris Longus  
PQ – Pronator Quadratus  
PT – Pronator Teres  
RAC – Right Acromion  
REO - Right External Oblique  
RES – Right Erector Spinae  
RMELB – Right Medial Elbow  
RRA – Right Rectus Abdominis  
RRAD – Right Radius  
RTC – Real Time Clock  
RTE – Recovered Tennis Elbow  
RULN – Right Ulna  
SUBS – Subscapularis  
SUP – Supinator  
SUPRAS – Supraspinatus  
TE – Tennis Elbow



TMAJ – Teres Major

TMIN – Teres Minor

TOP RACKET – Top Racket

UART – Universal Asynchronous Receiver/Transmitter



---

# Capítulo 1

## Introdução

---



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação

A análise de movimento através de técnicas de Visão Computacional tem vindo a desenvolver-se ao longo dos últimos anos, com grande incidência na análise de movimento, reconhecimento da pose, de ações e no seguimento das mesmas [Gavrila, 1999; Pinho, 2004, 2005a].

As áreas de aplicação da análise de movimento por Visão Computacional são extensas e variadas, podendo salientar-se: sistemas de videovigilância (controlo de acessos, áreas comerciais, etc.), controlo de tráfego automóvel, estudos clínicos de pacientes com dispositivos ortopédicos, sistemas automatizados de inspeção industrial, sistemas de interface homem/máquina, sistemas de realidade virtual (jogos, estúdios virtuais, teleconferência, etc.) [Gavrila, 1999; Pinho, 2004; Tavares, 2000; Vasconcelos, 2008; Zimmermann, 2009]. No domínio do desporto, as câmaras são utilizadas na recolha dos dados cinemáticos relativos ao movimento efetuado pelo atleta, necessários à simulação de um determinado modelo biomecânico que vai permitir a determinação de diversos parâmetros biomecânicos, como forças musculares e momentos articulares. Tais sistemas são cada vez mais complementados por outros tipos de sensores, tais como acelerómetros, obtendo-se assim análises mais detalhadas e robustas.

Ultimamente, o ténis tem vindo a conquistar adeptos, não só atletas profissionais, mas também amadores que procuram neste desporto uma forma de lazer e de passatempo. Assim, diversos investigadores têm procurado desenvolver e implementar metodologias e sistemas para análise biomecânica de atletas em atividades desportivas, tendo como objetivo a melhoria do seu rendimento, da sua performance e prestação atlética, bem como a diminuição do risco

de lesões [Abrams, 2012; Alizadehkhayat, 2011; Campbell A, 2013; Campbell D, 2013; Corbi, 2015; Correia, 2015; Creveaux, 2013a; Martin, 2014; Ellenbecker, 2010a; Guillot, 2012; Kaffel, 2013; Rogowski, 2015a, 2015c; Tubez, 2015].

Um dos problemas que usualmente se colocam na aquisição de imagens durante os ensaios de atividades desportivas prende-se com a colocação e a permanência na posição correta dos marcadores refletivos nos segmentos corporais dos sujeitos em análise. Por outras palavras, acontece que, por vezes, os sujeitos têm tendência a não executarem os movimentos de forma natural, pelo facto de saberem e sentirem que têm marcadores colocados no seu corpo. Pode ainda acontecer que estes se desloquem do sítio em que foram inicialmente colocados por diversos motivos, tais como os movimentos próprios de tecidos moles, transpiração, deslocação do velcro geralmente utilizado na fixação dos marcadores, entre outros. É fácil concluir que, caso aconteça algum destes problemas, o seguimento e o reconhecimento da posição dos marcadores será afetado de erro, o que pode comprometer os valores dos parâmetros captados e analisados pelo sistema de imagem.

Todo este processo de análise de movimento por sistemas de imagem é bastante moroso e tem de ser realizado em várias etapas, uma vez que depois da recolha dos dados do movimento descrito pelos segmentos corporais no espaço tridimensional, é necessário fazer a correspondência dos marcadores aos respetivos pontos anatómicos e só depois é realizada a análise dos dados adquiridos.

Embora existam diversos estudos biomecânicos de jogadores de ténis, *badminton*, ténis de mesa, nenhum deles apresenta uma metodologia/sistema que possibilite efetuar uma análise biomecânica completa, incluindo um modelo biomecânico completo do *Membro Superior* de tenistas, envolvendo os músculos e as articulações que o compõem (*Ombro, Cotovelo, Punho e Dedos* do tenista), que possibilite a determinação do valor das forças musculares internas; momentos produzidos pelas forças musculares.

## 1.2 Objetivo da Tese

O principal objetivo desta tese é o desenvolvimento de um sistema de análise e monitorização biomecânica de tenistas. Este pode ser estendido a outras modalidades desportivas, como o golfe, o hóquei em patins, entre outros desportos, devendo permitir realizar a medição (robusto a ambientes não controlados) direta de diversos parâmetros associados ao movimento através da utilização de diferentes tipos de sensores, tais como: inerciais (acelerómetro e giroscópio),

sensores de força resistivos para medirem a força de aperto da mão sobre o punho da raquete de ténis, sensores resistivos flexíveis para a medição dos ângulos das articulações, entre outros. É de todo o interesse desenvolver também uma *interface* gráfica que possibilite a visualização dos diversos parâmetros biomecânicos associados ao movimento efetuado pelo tenista em estudo durante a realização de diversos golpes de ténis obtidos, não só por sistemas de imagens mas também por outro tipo de sensores.

### 1.3 Descrição do Trabalho

De acordo com os objetivos definidos para esta tese, o trabalho desenvolvido pode ser resumido do seguinte modo:

A primeira etapa concentrou-se no estudo bibliográfico de várias metodologias e sistemas existentes no domínio da análise biomecânica de tenistas.

Na etapa seguinte, e tendo em consideração o estudo efetuado, verificou-se a necessidade de desenvolver uma solução que permitisse a caracterização do movimento de um tenista, a partir da utilização de um conjunto de sensores colocados na raquete de ténis e no *Membro Superior* do tenista.

Após a criação do sistema baseado na *plataforma Arduino*, que, com um conjunto de sensores colocados na raquete de ténis e embutidos em bandas elásticas a serem colocadas nas articulações do *Cotovelo* e do *Punho*, permitisse a aquisição direta de dados de movimento do tenista a executar os diversos golpes de ténis, surgiu a necessidade de os poder monitorizar. Assim, procedeu-se à criação de uma *interface* gráfica, de fácil utilização e amigável ao utilizador, para a monitorização dos dados adquiridos.

Seguidamente, surgiu a ideia de efetuar a transmissão dos dados adquiridos pelo sistema *Arduino*, via rádio, para a *interface gráfica* utilizando os módulos *RF XBee*, uma vez que a utilização deste tipo de dispositivos é razoavelmente simples e a sua integração com o sistema *Arduino* é algo fácil e fiável. Face a esta possibilidade, conectou-se uma placa do tipo *shield ZigBee XBee* ao sistema *Arduino* e uma placa *USB-XBee* no computador que tem instalada a *interface* gráfica. É importante lembrar que a comunicação entre o sistema *Arduino* e o computador é bidirecional, pois para além da transmissão de dados da plataforma *Arduino* para o computador, o sistema *Arduino* também recebe dados provenientes da *interface* como, por exemplo, os sinais de controlo para a ativação da gravação dos dados capturados num ficheiro

de texto no cartão de memória *micro* SD. É importante referir ainda que a utilização de uma comunicação *wireless* permite a perfeita mobilidade do tenista, uma vez que não há condutores elétricos a dificultar a liberdade do movimento necessário à execução dos golpes de ténis de forma natural.

Para uma completa análise biomecânica do *Membro Superior* do tenista, houve a necessidade da construção de um modelo biomecânico desse membro, envolvendo todas as articulações que constituem o *Membro Superior*, mais concretamente as articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, sendo também integrados os músculos, tendões e articulações da *Mão*. É importante salguardar que, embora o modelo contenha também as articulações dos dedos, são apenas objeto de análise e de interesse nesta tese as articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho* do tenista. Para uma melhor identificação dos segmentos corporais que compõem o *Membro Superior*, considera-se que este é composto pelo *Braço*, *Antebraço* e *Mão*.

O modelo biomecânico criado permite efetuar a determinação dos momentos e das forças que dão origem ao movimento protagonizado pelas articulações do *Membro Superior*. Desta forma é possível estudar e avaliar as forças que os músculos e os tendões do *Membro Superior* do tenista exercem na execução dos golpes de ténis, podendo-se desta forma melhorar as técnicas de treino, prevenir lesões e aumentar o seu rendimento e a prestação desportiva.

Para a simulação dos golpes de ténis utilizando o modelo biomecânico desenvolvido é necessário obter os dados cinemáticos correspondentes aos movimentos descritos pela raquete de ténis e pelo *Membro Superior* do tenista no espaço tridimensional, surgiu assim a necessidade de se utilizar um sistema de captura de vídeo para tal fim. Para isso, foi utilizado o sistema de captura de imagens *Qualisys*, existente no *Laboratório de Biomecânica do Porto – Universidade do Porto (LABIOMEPE)*, tendo sido realizadas neste laboratório aquisições de dados de movimentos executados em vários ensaios de ténis, em particular na execução do serviço, por tenistas da *Escola de Ténis de Miramar*.



## 1.4 Principais Contribuições

Como principais contribuições obtidas pelo trabalho desenvolvido, salientam-se as seguintes:

- **No domínio da aplicação:**
  - O estudo efetuado e a revisão bibliográfica de metodologias atualmente existentes para a análise biomecânica de jogadores de ténis ou de *badminton* e sistemas considerados pertinentes para esta área de aplicação;
  - A disponibilização de um sistema de análise biomecânica de tenistas inovador, que pode ser utilizado livremente por outros autores que pretendam usar, desenvolver, adaptar ou incorporar outras funcionalidades, quer no modelo biomecânico, quer na plataforma de aquisição de dados.
- **Na plataforma de análise biomecânica de tenistas:**
  - Criação de um modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista para efetuar a análise biomecânica do movimento de tenistas, mais concretamente das articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho* na execução do serviço, podendo ser utilizando noutros golpes de ténis;
  - Desenvolvimento de um sistema baseado na plataforma Arduino para a aquisição e a gravação dos dados biomecânicos do movimento executado pelo tenista. O sistema é complementado por uma raquete de ténis instrumentada que permite a medição das acelerações da raquete no espaço tridimensional e a força de aperto exercida pelo tenista ao pegar a mesma. O sistema inclui também duas bandas elásticas com sensores embutidos para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do *Cotovelo* e do *Punho* do tenista;
  - Integração de uma *interface* gráfica na plataforma Arduino que possibilita as seguintes funcionalidades: realizar a monitorização dos dados biomecânicos captados pelos sensores integrados, controlo da plataforma Arduino, gravação dos dados adquiridos num ficheiro de texto, bem como a sua exportação para uma folha de cálculo;
  - Disponibilização de um conjunto de dados resultantes de ensaios de ténis, obtidos com a utilização da plataforma de análise de tenistas, e a respetiva

análise biomecânica, tendo em vista a prevenção de lesões através da proposta de melhorias para as técnicas de execução dos golpes de ténis, possibilitando o apuramento do desempenho, rendimento e prestação atlética dos tenistas analisados.

## 1.5 Estrutura da Tese

A organização adotada para esta tese visa facilitar o acesso aos diversos temas abordados, apresentando-se, por isso, dividida em sete capítulos. De seguida descreve-se, sucintamente, cada um dos restantes capítulos:

### **Capítulo 2 – Análise Biomecânica de Tenistas: Fundamentos, Metodologias e Soluções**

Este capítulo tem como objetivo principal apresentar os fundamentos e realizar uma revisão da literatura acerca de metodologias e soluções atualmente existentes para a análise biomecânica de jogadores das modalidades do ténis e do *badminton*.

### **Capítulo 3 – Lesões Associadas ao Ténis**

Neste capítulo são descritas algumas das lesões mais frequentes no ténis, em particular as lesões mais comuns nas articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho* dos tenistas. É importante salientar que a caracterização das lesões é efetuada de uma forma superficial, não apresentando uma profundidade exaustiva análoga à habitualmente utilizada no domínio da medicina. Contudo, este conhecimento básico é importante para uma melhor compreensão da análise biomecânica de movimentos executados no ténis.

### **Capítulo 4 – Hardware da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas**

Este capítulo apresenta o *hardware* utilizado no desenvolvimento da *Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas*, no âmbito desta tese. Assim, são apresentados os princípios de funcionamento dos seguintes dispositivos utilizados: acelerómetro e giroscópio, sensores resistivos flexíveis e de força, sistema de desenvolvimento *Arduino Mega 2560 R3*, bem como das restantes placas *shield* que são acopladas a esta, a saber: placa *Shield Ethernet* com um *slot* para a colocação de um cartão de memória *micro SD*, placa com *display LCD* alfanumérico (2×16) e teclas de acesso do tipo *Keypad*, placas e módulos *ZigBee/XBee* e sensor de eletromiografia (EMG).

## Capítulo 5 – Software da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas

Neste capítulo é apresentado o *software* desenvolvido para a *Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas*, que integra as seguintes componentes:

- *Modelo Biomecânico* do *Membro Superior* do tenista e da raquete de ténis, para uma análise biomecânica com um nível aprofundado deste membro, em termos da avaliação dos momentos e forças nas articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, responsáveis pelo movimento dos segmentos corporais que compõem o *Membro Superior*;
- *Sistema de Aquisição* baseado na plataforma *Arduíno*, para o tratamento, sincronização e gravação dos dados medidos pelos sensores num ficheiro de texto em cartão de memória *micro SD*;
- *Interface Gráfica* para a monitorização dos dados obtidos ao longo do tempo, e a sua gravação num ficheiro de texto. A partir da *interface* é também possível controlar a plataforma *Arduíno* e efetuar a exportação dos dados para uma folha de cálculo.

## Capítulo 6 – Análise de Resultados

Neste capítulo é utilizada a *Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas* desenvolvida, para a análise dos resultados obtidos. Para isso, o sistema foi testado por alunos, das camadas de iniciação de uma escola de ténis a executarem o serviço de ténis. A exemplificação é efetuada em duas fases:

- Numa primeira fase, a *plataforma de análise de tenistas* foi testada numa escola de ténis (*Escola de Ténis Paulo Girão – Miramar*), utilizando apenas a plataforma *Arduíno*, que incluiu a raquete instrumentada, as bandas elásticas com os sensores embutidos para a medição dos ângulos das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*, e o sinal de eletromiografia (*EMG*) do músculo *Bíceps*;
- Numa segunda fase, a plataforma desenvolvida foi testada no *LABIOMEPEP (Laboratório de Biomecânica do Porto – Universidade do Porto)*, e complementada por um sistema de captura de imagem e análise de movimento *3D (Qualisys)*, que possibilitou a obtenção de dados cinemáticos, correspondentes à posição do espaço dos segmentos corporais do *Membro Superior* e da raquete de ténis, para utilização na simulação do modelo biomecânico desenvolvido do *Membro Superior* dominante do tenista.

Posteriormente, usando o modelo biomecânico desenvolvido para o *Membro Superior* de tenistas, foi feita a simulação de movimento a executar o serviço de ténis e calculadas as forças

exercidas pelos músculos. Desta forma foi possível efetuar a avaliação e a comparação do esforço que as articulações, músculos e tendões do *Membro Superior* do tenista tiveram de suportar na execução do serviço de ténis. Tal estudo permite prevenir possíveis lesões, pela sugestão de melhoria das técnicas, aumentando desta forma o rendimento e o desempenho do tenista.

### **Capítulo 7 – Conclusões Finais e Sugestões de Trabalho Futuro**

Este capítulo sumaria as conclusões do trabalho desenvolvido, tendo em consideração o caminho traçado e os resultados experimentais obtidos, apontando sugestões de desenvolvimento futuro que se enquadram no tema desta tese.

---

# Capítulo 2

## Análise Biomecânica de Tenistas: Fundamentos, Metodologias e Soluções

---



## Capítulo 2

# Análise Biomecânica de Tenistas: Fundamentos, Metodologias e Soluções

### 2.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivo principal realizar uma revisão da literatura acerca dos fundamentos, metodologias e soluções atualmente existentes para efetuar a análise biomecânica de atletas em atividades desportivas, com especial ênfase para a análise biomecânica de jogadores de ténis ou de *badminton* a efetuarem diversos golpes técnicos, tais como o serviço, e o golpe de fundo de quadra – “*clear stroke*”, *forehand*, *backhand* e *smash*. Seguindo esta abordagem, são apresentadas os fundamentos e depois algumas metodologias e soluções para a análise biomecânica de tenistas e de jogadores de *badminton*.

### 2.2 Fundamentos

Recentemente, diversos investigadores têm procurado desenvolver e implementar metodologias e sistemas para a análise biomecânica de movimento associado aos golpes de ténis, *badminton* e ténis de mesa.

A metodologia habitualmente seguida pelos investigadores na análise biomecânica de jogadores de ténis inicia-se com a execução experimental de um determinado golpe técnico, a respetiva aquisição de imagem e análise. Para isso, é escolhido um determinado grupo(s) de atletas, ordenados por idade, sexo, nível atlético, sendo depois realizada a comparação e discussão dos valores dos parâmetros obtidos. Assim, o estudo experimental requer usualmente a colocação de marcadores esféricos reflexivos nos segmentos corporais de interesse do sujeito em análise. Seguidamente é realizada a captura dos dados associados ao movimento envolvido na execução de um determinado golpe técnico, tal como, por exemplo, o movimento de pegada de “mão à frente” – “*forehand*”, ou de “mão atrás” – “*backhand*”, com a utilização de câmaras

de alta velocidade. Existem diversas soluções comerciais como o sistema da *Qualisys Track Manager (QTM)* [Qualisys, 2014], o da ADAMS (Mechanical Dynamics, Inc.) e o *LifeMod humanoid pre-processor (Biomechanics Research Group, Inc.)* [ADAMS, 2013].

Atualmente, os investigadores ligados ao domínio da biomecânica utilizam ferramentas computacionais para a modelação biomecânica, tal como o sistema de modelação músculo-esquelética *AnyBody – The AnyBody Modeling System™* [AnyBody, 2016] ou a plataforma *OpenSim* que é *open source* [OpenSim, 2015]. Este tipo de ferramentas permitem a simulação completa das atividades músculo-esqueléticas do corpo humano, incluindo a computação das forças musculares internas que originam o movimento das articulações, e a simulação dinâmica do movimento.

### 2.3 Metodologias e Soluções

Em [Ivancevic, 2008] é apresentada uma analogia fisiológica, anatômica e biomecânica das etapas correspondentes à realização do serviço de ténis comparativamente aos lances de um jogador de andebol. Nesta altura, encontrava-se ainda em fase de desenvolvimento a simulação computacional com base nas equações de *Newton-Euler* dos movimentos da raquete de ténis, assim como a estimação dos parâmetros inerciais associados, nomeadamente parâmetros elásticos e biomecânicos, determinação das trajetórias 3D dos movimentos translacionais e rotacionais, bem como efetuar a medição experimental, através da colocação de micro sensores inerciais *MEMS – Micro-Electro-Mechanical-Systems* – acelerómetros e giroscópios tridimensionais, entre outros, embebidos na raquete de ténis para a medição das velocidades e acelerações durante o serviço do ténis.

Em [Tubez, 2015] foi realizada uma análise biomecânica de lesões ao nível abdominal dos membros superiores e inferiores, provocadas pelo serviço de ténis, resultante da repetibilidade e da intensidade que este golpe exige. As falhas de ordem cinemática são apontadas pelos autores como sendo uma importante fonte de lesões.

O estudo apresentado em [Young, 2015] teve como objetivo analisar a incidência de atrofia muscular isolada do músculo Infra-Espinal em tenistas femininas de alta competição, uma vez que esta lesão é comum em atletas que sobrecarregam e utilizam repetidamente o seu *Ombro* dominante. Estudos do domínio do voleibol e do basebol relatam problemas deste tipo entre 4% a 34% dos atletas de ambos os sexos.



Pode-se encontrar em [Rogowski, 2015b] um estudo acerca do comportamento do movimento escapular assintomático de tenistas altamente qualificados na execução do serviço de ténis, podendo desta forma auxiliar na prevenção e na reabilitação de lesões do *Ombro*.

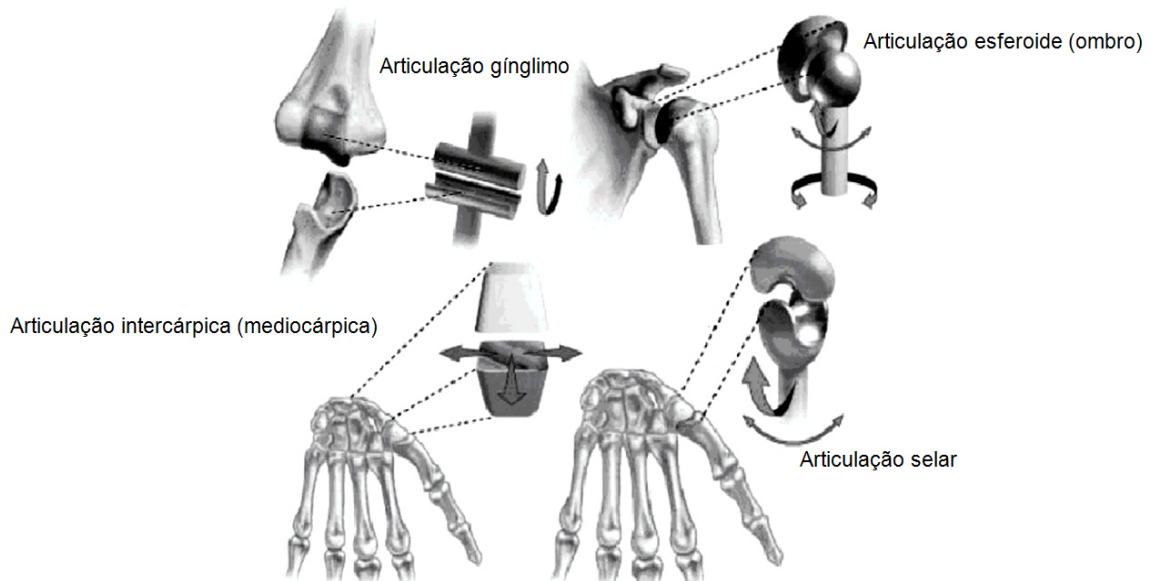
O estudo descrito em [Gillet, 2015] permitiu avaliar a flexibilidade e a força muscular da articulação do *Ombro* em tenistas femininas de elite com e sem relatos de dores nesta articulação. Este estudo teve como objetivo comparar a amplitude de movimento glenoumeral, em movimento interno (IROM) e externo (EROM), a força muscular dos músculos da escápula e dos músculos do *Ombro*, sendo também avaliada, de forma bilateral, a força máxima isométrica de oito músculos escapulares e músculos do *Ombro*.

Pode-se encontrar em [Chow, 2009] um estudo cinemático que permite compreender os mecanismos subjacentes aos movimentos da parte inferior do tronco e da atividade dos músculos em diferentes tipos de serviço de ténis. Neste estudo, efetuou-se a aquisição de imagens com marcadores colocados nas costas dos tenistas, para assim ser possível estimar o valor dos ângulos anatómicos entre a zona média e a mais baixa do tronco para quatro tipos de movimento deste: extensão, flexão lateral esquerda e torção direita e esquerda. Neste caso foi utilizada eletromiografia (*EMG*) de superfície para monitorizar a atividades de alguns músculos, como os abdominais esquerdos e direitos (LRA – *left rectus abdominis* e RRA – *right rectus abdominis*), eretor direito e esquerdo da coluna vertebral (LES – *left erector spinae* e RES – *right erector spinae*), e os músculos interno e externo oblíquo (LEO – *left external oblique* e REO - *right external oblique*). Foram, também, estimados os valores dos ângulos máximos para diferentes movimentos do tronco durante um serviço e os níveis médios de *EMG* para diferentes músculos e diferentes fases (conclusão ascendente e descendente, aceleração e seguimento) de um serviço de ténis.

Todos os movimentos humanos têm lugar nas articulações sinoviais de rotação do corpo humano. Algumas articulações são limitadas no movimento, formadas, apenas, por dois ossos unidos por uma pequena cartilagem articular, sem cavidade articular (como as articulações intervertebrais da coluna que são compostas por duas vértebras e um disco intervertebral entre eles). Por outro lado, as principais articulações envolvidas no movimento humano da marcha, como o *Ombro*, a anca, o *Cotovelo* e o joelho, são compostas por vários ossos separados por uma cavidade articular, lubrificadas pelo líquido sinovial e envolvidos por uma membrana sinovial ou cápsula articular fibrosa. Dependendo do tipo das articulações, estas podem ter vários graus de liberdade (*DOF - degrees of freedom*) de movimento.

Seguidamente, e com base em [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Ivancevic, 2008; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997; Wikipedia, 2015], são apresentadas as articulações mais relevantes do *Membro Superior*, Figura 2.1:

- A *articulação do Cotovelo* é uma articulação do tipo *gínglimo – hinge joint* – ou dobradiça, é uniaxial, tendo, por isso, um grau de liberdade, permitindo a flexão / extensão. A extremidade distal do *Úmero* articula-se com as extremidades proximais do *Rádio* e da *Ulna*;
- A *articulação Carpo-metacárpica do Polegar* é uma articulação tipo *selar – saddle*, sendo do tipo biaxial. Este nome advém do facto das superfícies oponentes dos ossos evidenciarem uma forma modelada como uma sela, isto é, as superfícies são côncavas e convexas, articulando-se reciprocamente entre si. Esta articulação realiza movimentos de flexão / extensão e adução / abdução (2 *DOF*);
- As *articulações Intercárpicas* são articulações sinoviais do tipo planas que possibilitam o movimento de deslizamento dessas articulações, o que permite a flexão considerável do *Punho*. A cápsula fibrosa que envolve esta articulação é reforçada pelos ligamentos *Intercárpicos Palmares e Dorsais*;
- A *articulação do Ombro* está localizada entre a cavidade glenoide da escápula e a cabeça do *Úmero*. É uma articulação sinovial do tipo esferoide, realizando os movimentos de flexão/extensão, adução/abdução, rotação interna/externa e circundução. A articulação do *Ombro* é reforçada pelos ligamentos chamados de ligamentos intrínsecos da cápsula, que são: os ligamentos *glenoumerais* (superior, médio e inferior), o transversal do *Úmero*, o *Coracoumeral* e o *Coracoacromial*. É uma articulação tri-axial que se move em três eixos (3 *DOF*).



**Figura 2.1** – Principais graus-de-liberdade nas articulações do *Membro Superior* (adaptado de [Ivancevic, 2008]).

Em [Nesbit 2006] é apresentado um estudo de investigação acerca da influência dos tensores de inércia da raquete de ténis sobre os momentos transmitidos ao *Cotovelo* durante o movimento de balanço num golpe de *forehand*, bem como a avaliação das cargas aplicadas ao *Cotovelo* e as respostas de aceleração da raquete originados pelos impactos centrais e excêntricos da bola sobre a mesma. Foram determinados os tensores de inércia para raquetes com valores aproximados de massa e de localização do centro de massa, através da utilização de um pêndulo de inércia nas três direções ortogonais.

A importância da articulação do *Cotovelo* no movimento de balanço da raquete de ténis está descrita em [Bahamonde, 2003] e [Elliott, 2003, 1997], assim como o elevado risco de lesão nesta articulação. As forças originadas pelos impactos entre a bola e a raquete, especialmente os impactos excêntricos, estão identificadas, entre outros fatores, como sendo uma das principais causas no desenvolvimento da lesão conhecida como “*cotovelo de tenista*” [Hennig, 1992; Nesbit 2006]. De acordo com [Knudson, 1991], devem ser utilizadas raquetes de ténis que minimizem os efeitos dos impactos excêntricos da bola como uma forma de intervenção na redução do risco desta lesão. Por este motivo, a articulação do *Cotovelo* é uma das principais articulações analisada em estudos biomecânicos neste domínio, embora sejam também comuns estudos análogos para as articulações do *Punho* e do *Ombro* [Nesbit 2006].

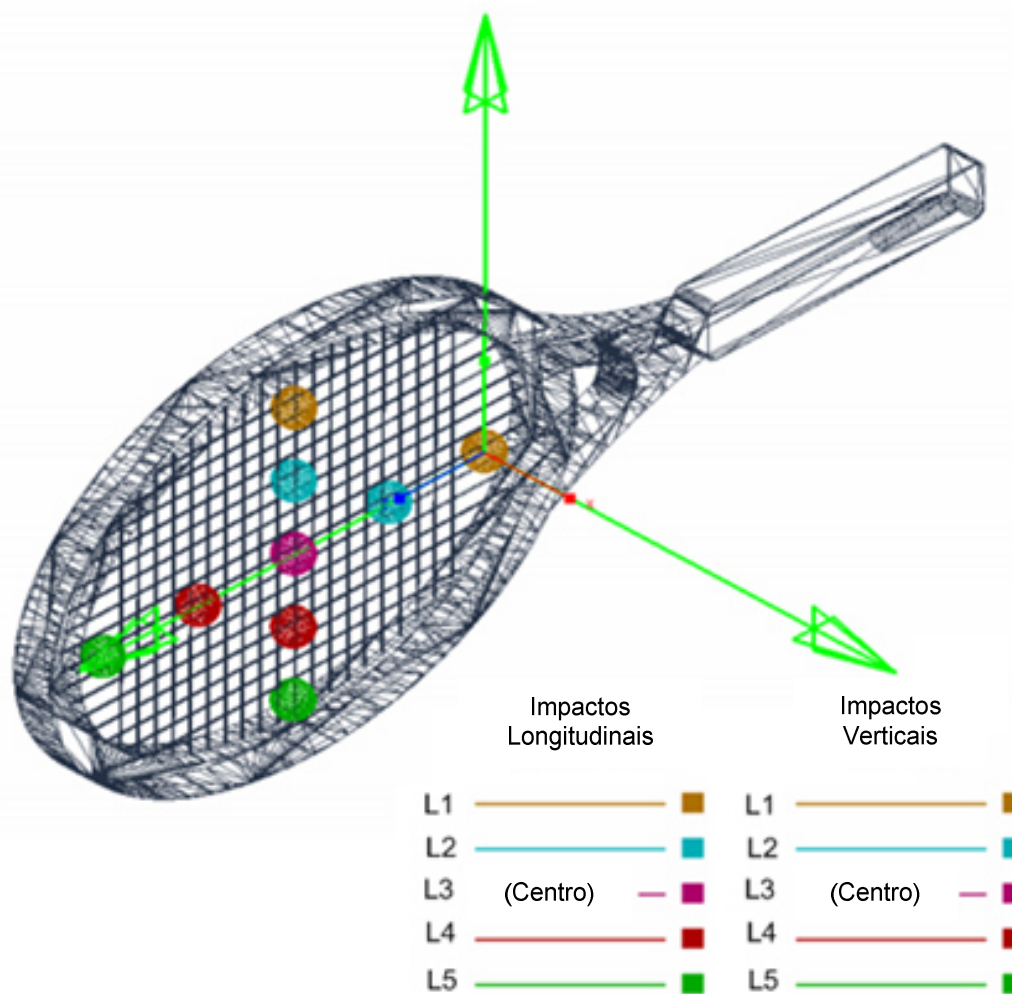
Podemos encontrar em [Nesbit, 2006] o desenvolvimento de um modelo humano de corpo inteiro acoplado a um modelo paramétrico de uma raquete de ténis, para a determinação das trajetórias da raquete e do *Membro Superior*, das forças e dos binários de interação entre o

jogador e a raquete, os movimentos das articulações, forças, binários e as reações de impacto da bola sobre a raquete. Este modelo incluiu uma função de impacto, modelada por intermédio de mola e amortecimento, para a simulação do impacto da bola, e um modelo da superfície do solo para analisar a interação entre esta e os pés.

A raquete de ténis foi modelada por [Nesbit, 2006] como sendo uma estrutura rígida, tendo sido atribuído um determinado valor representativo para a massa e para as propriedades de inércia. A conexão entre a raquete e a *Mão* foi modelada como sendo um corpo rígido sem amortecimento. Esta abordagem de corpo rígido para a modelização do ser humano e da raquete foi semelhante aos métodos desenvolvidos por [Bahamonde, 2003; Elliott, 2003]. A ligação rígida existente entre a raquete e a *Mão* do sujeito origina as forças máximas transmitidas ao *Membro Superior* e ao *Cotovelo*, resultantes dos binários da raquete e do impacto das bolas com a mesma. Embora existam diversos estudos no domínio do ténis acerca da conexão rígida de aperto e de aderência entre a raquete de ténis e a *Mão* do jogador, ainda não existem estudos conclusivos acerca da modelação que melhor define esta ligação, para melhor estudar a transmissibilidade de vibrações e dos tensores de inércia resultantes dos impactos centrais e excêntricos da bola sobre a raquete ao *Membro Superior* e, conseqüentemente, ao *Cotovelo* [Nesbit, 2006].

Diversos investigadores demonstraram que os impactos excêntricos da bola sobre a raquete de ténis aumentam a reação de carga de impacto para o jogador [Elliott, 1995, 1982; Hennig, 1992; Kawazoe, 2000; Knudson, 2004]. De acordo com [Hennig, 1992] as inferências correspondentes aos efeitos de inércia da raquete, devido ao aumento do tamanho da cabeça desta, reduzem a força de impacto transmitida ao *Cotovelo*.

Em [Nesbit, 2006] pode-se encontrar um modelo computacional da força de impacto, para estudar os efeitos das propriedades de inércia da raquete e as forças transmitidas ao *Cotovelo* resultantes da bola sobre a raquete. Para além dos impactos centrais, foram também analisados os impactos excêntricos, correspondentes aos deslocamentos na direção lateral e vertical relativamente ao centro da raquete, Figura 2.2. As nove localizações de impacto foram aplicadas a cada uma das dez raquetes de ténis utilizadas. Os valores da massa, da posição do centro de massa de cada raquete e a distância entre o punho de aperto e o centro geométrico da face das raquetes foram normalizados para todas as raquetes [Nesbit, 2006].



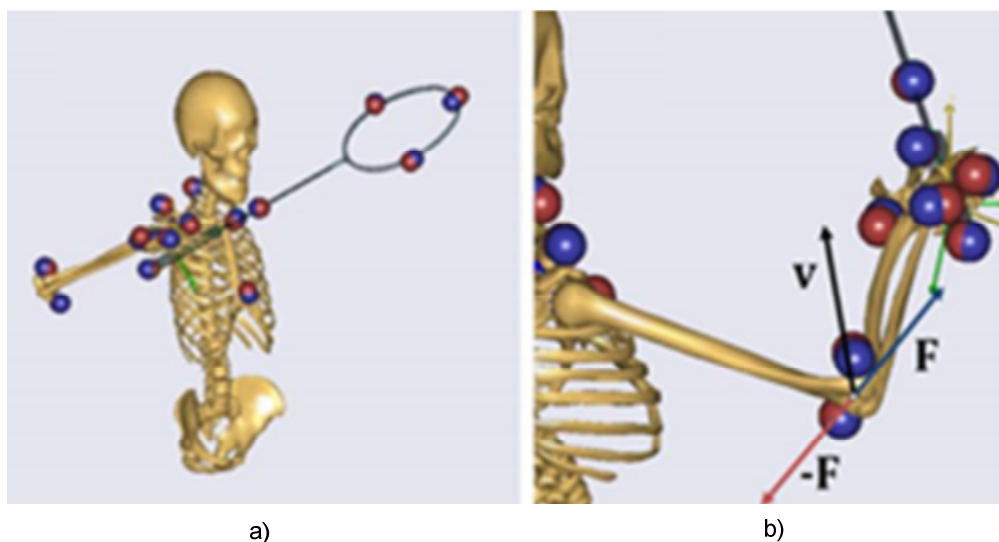
**Figura 2.2** – Localizações dos impactos centrais e excêntricos (adaptado de [Nesbit, 2006]).

Em [Sorensen, 2010] é apresentada uma análise biomecânica de jogadores de *badminton*, de diferentes níveis técnicos, a executarem o golpe de fundo de quadra (“*clear stroke*”). Foi analisado o golpe de fundo de quadra, efetuado pelos movimentos de “*forehand*” e de “*backhand*”.

Para a realização do ensaio experimental, foram colocados 10 marcadores reflexivos esféricos em cada um dos 20 atletas e cinco marcadores na raquete de *badminton*. Os dados foram adquiridos através de um sistema de captura de movimento composto por 8 câmaras de alta velocidade, com uma taxa de aquisição de 500 Hz. Perante os resultados obtidos, é visível que ambos os grupos executaram o golpe de *forehand* de forma semelhante, enquanto o golpe de *backhand* foi executado de forma bastante diferente. As rotações dos eixos longitudinais de todos os movimentos articulares alcançaram velocidades angulares elevadas, o que confirma que os movimentos articulares têm um papel crucial na produção de grandes velocidades da

cabeça da raquete de *badminton*. Os jogadores de nível superior atingiram velocidades angulares significativamente maiores na rotação do músculo *glenoumeral externo* do *Cotovelo* e nos movimentos de *supinação* e *extensão* do *Punho* no golpe *backhand*. No entanto, no golpe de *forehand*, os resultados obtidos foram diferentes [Sorensen, 2010].

A análise dos dados foi realizada através do programa de modelação *AnyBody* [AnyBody, 2016], tendo os dados sido importados e processados por um filtro de *Butterworth* de fase-zero de quarta ordem e com uma frequência de corte de 20 Hz de modo a reduzir o ruído. Este *software* permite efetuar uma análise cinemática e cinética do movimento [Damsgaard, 2006]. O modelo multissegmento é constituído pelo *Tórax*, *Membro Superior* e raquete. O modelo de *Ombro* foi baseado num modelo já validado por [Helm, 1992], Figura 2.3. Para facilitar os cálculos da conexão entre a *Mão* e a raquete de *badminton*, esta foi modelada como sendo uma junta esférica. As propriedades de massa e de inércia do modelo foram definidas de acordo com a posição de altura, massa corporal e marcador de cada sujeito. Este processo foi feito através da realização de um estudo de otimização de parâmetros no sistema *AnyBody* [Sorensen, 2010]. Pode-se ver na Figura 2.3b, a representação as forças da articulação do *Cotovelo* ( $F$  e  $-F$ ) e a velocidade linear ( $v$ ) no centro da articulação da mesma articulação.



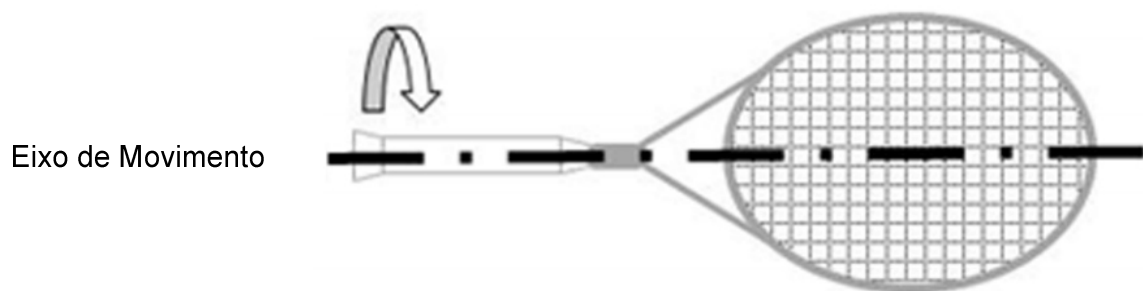
**Figura 2.3** – a) Modelo esquelético no sistema de modelação *AnyBody* (validado por [Helm, 1992]); b) Representação das forças envolvidas na articulação do *Cotovelo* (adaptado de [Sorensen, 2010]).

Pode-se encontrar em [Rogowski, 2014] um estudo acerca do efeito do momento polar de inércia de uma raquete de ténis na sobrecarga do *Membro Superior* durante a execução do serviço de ténis. Para a realização dos ensaios participaram 8 tenistas amadores, tendo executado duas séries de 10 serviços cada. Foi utilizado um sistema de captura de imagem

composto por 8 câmaras, que efetuaram a recolha das trajetórias 3D de 16 marcadores colocados nos pontos anatómicos localizados no tórax, membros superiores e na raquete, tendo sido utilizada a dinâmica inversa para o cálculo dos momentos conjuntos das articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e do *Punho*.

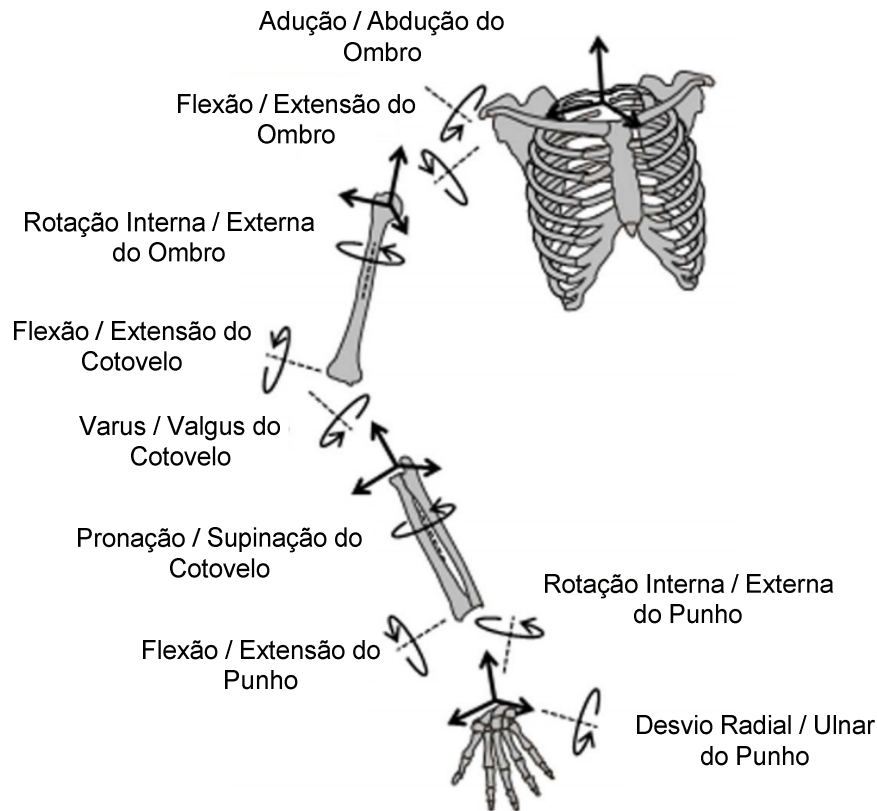
Na fase de preparação o aumento do momento polar de inércia da raquete foi associado com aumentos significativos na extensão máxima da articulação do *Ombro* e o momento de abdução, assim como a extensão máxima da articulação do *Cotovelo* e os momentos de valgo e de supinação. Durante a fase de balanço para a frente, a extensão máxima da articulação do *Punho* e os momentos do desvio radial aumentaram significativamente com o momento polar de inércia. Embora um maior momento polar de inércia permita aos tenistas suportar melhor os impactos fora da zona central da raquete, em contrapartida, ao colocar cargas adicionais na extremidade superior da raquete aumenta o risco de lesões. Portanto, este estudo teve como principal objetivo efetuar uma comparação das cargas transmitidas às articulações do *Membro Superior* durante a execução do serviço de ténis, utilizando duas raquetes diferentes, distinguidas pelo seu momento polar de inércia. Figura 2.4 [Rogowski, 2014].

Em [Creveaux, 2013a] pode-se encontrar um estudo semelhante, mas, neste caso, foi realizado um estudo acerca da influência de três raquetes diferentes (com momentos polares de inércia diferentes) nos momentos articulares do *Ombro*.



**Figura 2.4** – Momento polar de inércia da raquete de ténis (adaptado de [Rogowski, 2014]).

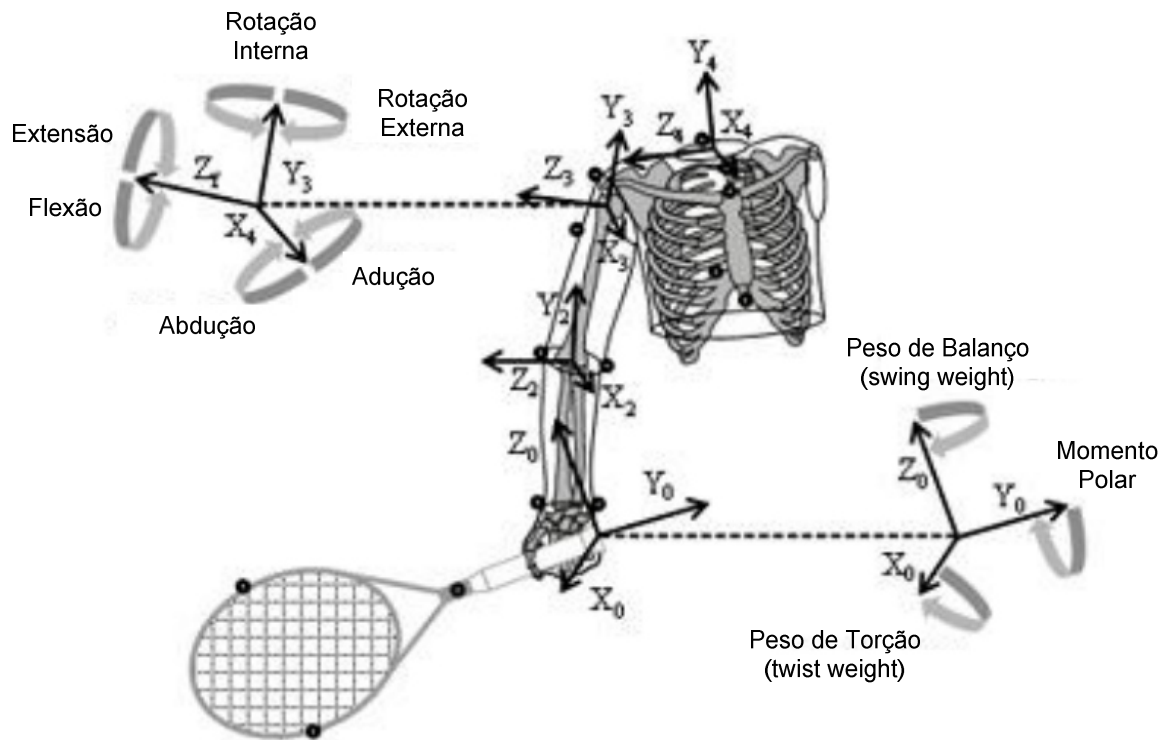
Na Figura 2.5 pode-se observar a convenção estabelecida por [Rogowski, 2014] para as medidas dinâmicas dos momentos articulares do *Membro Superior*, tendo sido utilizados os mesmos eixos de referência utilizados no cálculo dos ângulos de *Euler*.



**Figura 2.5** – Momentos articulares do *Membro Superior* (adaptado de [Rogowski, 2014]).

Em [Creveaux, 2013b] é realizado um estudo acerca da influência de três tipos de raquetes nos momentos, potência e atividade muscular da articulação do *Ombro* do tenista, na execução do serviço de ténis num campo (ambiente não controlado), tendo sido utilizadas 3 tipos de raquetes (as características de cada uma das raquetes estão disponíveis no trabalho do autor). Para a realização do ensaio foi utilizado um sistema de análise de movimento composto por 6 câmaras de imagem *Eagle®* (*Motion Analysis Corporation, EUA*), operandas a 256 Hz, para a captura do movimento da raquete e do *Membro Superior* dominante de 5 tenistas. Simultaneamente, foram registados os valores da atividade muscular (sinal de eletromiografia) de seis músculos do tronco e do *Membro Superior* dominante. Foram calculados os momentos e a potência exercida pela articulação do *Ombro* através da dinâmica inversa 3D. A Figura 2.6 ilustra o modelo biomecânico adotado para realizar a análise de movimento do *Membro Superior* dominante de tenistas, sendo este composto por quatro segmentos corporais, assumidos como corpos rígidos, sendo eles os seguintes: *Braço*, *Antebraço*, *Mão* e Raquete (modelo idêntico ao da Figura 2.5) [Creveaux, 2013b].





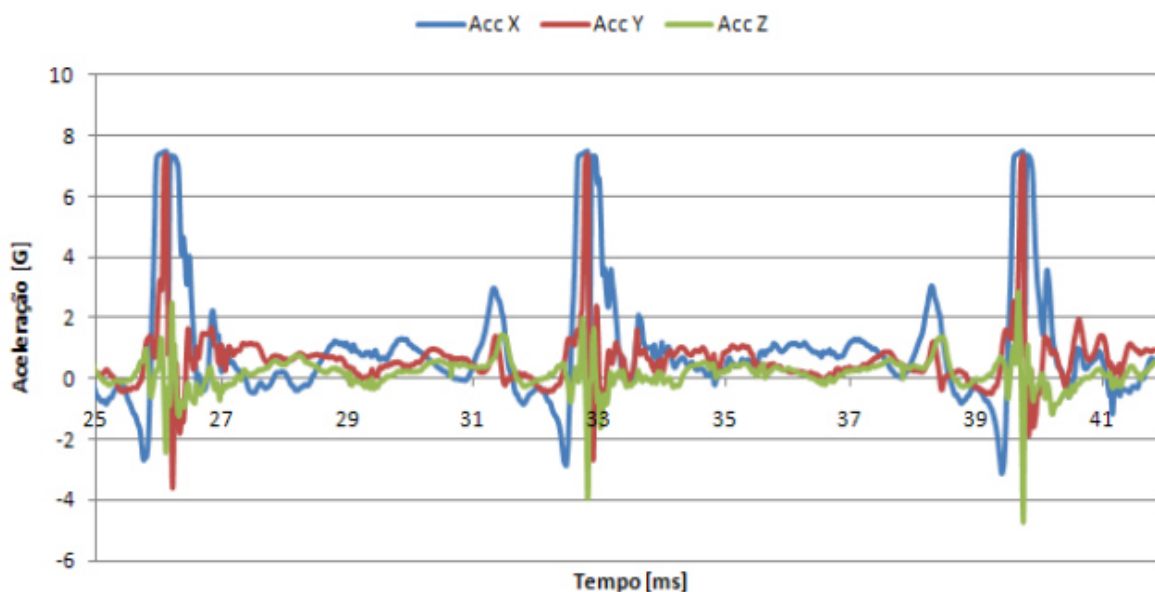
**Figura 2.6** – Modelo adotado pelo centro de diagnóstico *Babolat* (Babolat, Lyon, France) para a análise de movimento do *Membro Superior* dominante (adaptado de [Creveaux, 2013b]).

Em [Corbi, 2015] é apresentado um estudo que teve como finalidade a determinação das diferenças de força de pico isométricas do *Membro Superior* dominante e não-dominante de tenistas de alta competição, utilizando de um medidor de tensão de 500 N ligado a um sistema *MuscleLab™ 4000e* (Boscosystemlab, Roma, Itália). Os sujeitos executaram três contrações isométricas voluntárias máximas (3-5 segundos de duração) com um minuto de descanso entre as séries e 5 minutos entre posições. A seleção dos tenistas teve como critério o facto de não terem sofrido de qualquer cirurgia aos membros superiores nos últimos 12 meses, não apresentarem qualquer dor nos ombros, nas costas e nos joelhos, nem terem efetuado qualquer processo de reabilitação no mesmo período de tempo. Todos os tenistas eram destros (braço direito dominante).

Em [Alizadehkhayat, 2011] pode-se encontrar um estudo que teve com objetivo acompanhar a evolução da lesão chamada de cotovelo de tenista – *tennis elbow (TE)*, (tendinopatia lateral do cotovelo), causando dor na articulação do *Cotovelo*, limitando assim o movimento e o desempenho do tenista. Esta lesão é vulgarmente derivada da tendinopatia degenerativa do músculo *Extensor Radial do Carpo (ECR)*. A recuperação desta lesão pode variar entre os 6 meses a 2 anos. Assim, torna-se necessário obter um método confiável para

efetuar a monitorização e o acompanhamento de um tenista com esta lesão. Assim, neste estudo pretendeu-se: a) avaliar as mudanças da tensão, atividade e fadiga muscular em tenistas recuperados da lesão do cotovelo de tenista (RTE – *recovered TE*); b) efetuar as medições de eletromiografia (*EMG*) e da tensão muscular.

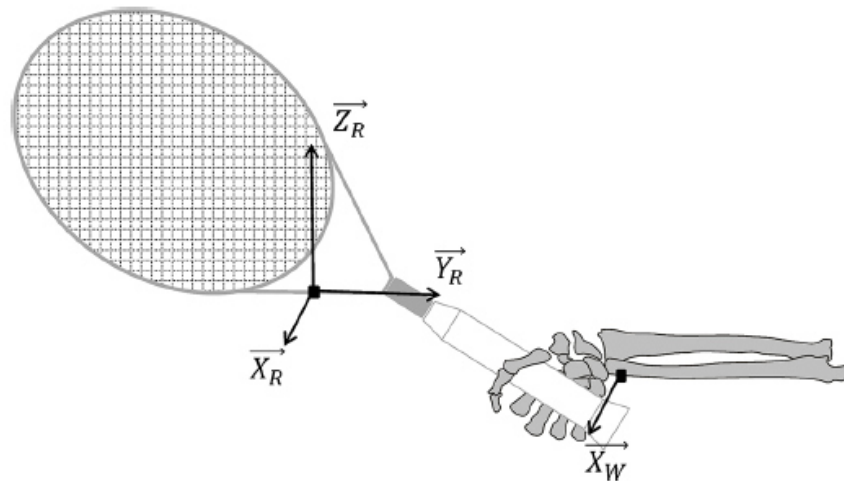
No trabalho realizado por [Ramos, 2011] é apresentado um estudo que determina as acelerações *3D* que uma raquete de ténis está sujeita na execução dos diversos tipos de golpes de ténis, tais como: serviço, *drive* de direita e *drive* de esquerda. A medição das acelerações tem um papel fundamental, pois permite caracterizar as forças geradas nos membros superiores do tenista e assim poder estudar a sua influência nas lesões ao nível do *Cotovelo* (cotovelo de tenista) e do *Ombro*, Figura 2.7. Para a realização das medições, recorreu-se à utilização de um acelerómetro tridimensional da *Microstrain® modelo Inertia-Link®* (Microstrain, EUA), colocado ao nível da garganta da raquete, permitindo o registo de informação por telemetria [Ramos, 2011].



**Figura 2.7** – Acelerações registadas durante a execução de três serviço de ténis (retirado de [Ramos, 2011]).

Pode-se encontrar em [Rogowski, 2015d] um estudo estatístico que teve como objetivo avaliar os efeitos provocados pelo impacto da bola na transmissão de vibrações tridimensionais e de choques à articulação do *Punho* do tenista na execução de *drives* de *forehand* em ambiente de jogo real. Na realização dos ensaios participaram nove tenistas, tendo realizado uma série de golpes cruzados de *forehand* em duas velocidades, utilizando dois tipos de raquetes, uma que produz uma vibração mais baixa do que a outra. Para a medição de movimento foram colocados

dois acelerómetros, um no quadro da raquete e outro no *Punho* do tenista, Figura 2.8. A análise simultânea dos sinais de vibração nos domínios de tempo e da frequência não mostraram nenhum efeito de interação entre a velocidade e os diferentes tipos de raquete, quer em termos de vibrações ou de choques transmitidos ao *Cotovelo*.



**Figura 2.8** – Localização e orientação dos acelerómetros colocados na raquete e no *punho* do tenista (retirado de [Rogowski, 2015d]).

No domínio do tempo, e relativamente aos efeitos da velocidade, foram encontradas diferenças significativas nas amplitudes de pico-a-pico da aceleração linear nos eixos  $X_R$ ,  $Y_R$ ,  $X_W$ , assim como no tempo de amortecimento em todos os eixos de movimento dos dois acelerómetros. Relativamente aos efeitos resultantes da utilização de cada uma das raquetes, foram encontradas diferenças significativas nas amplitudes da aceleração linear de pico-a-pico no eixo  $X_R$ , tendo sido verificadas variações mais significativas na utilização da raquete de elevada vibração do que na de menor vibração. Neste trabalho podem-se encontrar as tabelas com os resultados obtidos, bem como a análise de diversos gráficos relativos à distribuição média relativa de energia em função da banda de frequência (nos três eixos de movimento dos acelerómetros) [Rogowski, 2015d].

## 2.4 Sumário

O presente capítulo expôs metodologias e sistemas existentes para a análise biomecânica de jogadores de ténis e de *badminton*, nomeadamente as seguintes: Avaliação da influência dos tensores de inércia da raquete de ténis sobre os binários transmitidos ao cotovelo durante um golpe de *forehand*; Uma análise biomecânica de jogadores de *badminton* a executarem o golpe de fundo de quadra – “*clear stroke*” nos movimentos de “*forehand*” e de “*backhand*”; Um

estudo onde é abordado o efeito do momento polar de inércia de uma raquete de ténis na sobrecarga do *Membro Superior* durante a execução do serviço de ténis; A influência de três tipos de raquetes nos momentos, potência e atividade muscular da articulação do *Ombro* do tenista em ambiente não controlado de um campo de ténis; A determinação das diferenças de força de pico isométricas do *Membro Superior* dominante e não-dominante de tenistas de alta competição; Um método para realizar o acompanhamento da evolução da lesão da epicondilite lateral (cotovelo de tenista); A caracterização das acelerações 3D numa raquete de ténis na execução dos diversos golpes de ténis; A realização de um estudo estatístico acerca da avaliação dos efeitos provocados por dois tipos de raquete na transmissibilidade de choques e de vibrações à articulação do *Punho* num *drive* de *forehand*.

---

# Capítulo 3

## Lesões Associadas ao Tênis

---



# Capítulo 3

## Lesões Associadas ao Ténis

Este capítulo tem como objetivo principal a identificação das lesões mais comuns nas articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho* de um tenista, resultantes do esforço, dos movimentos repetitivos e da sobrecarga muscular. É importante referir que a descrição das lesões é realizada de uma forma introdutória, não tendo uma profundidade exaustiva ao nível do domínio da medicina desportiva.

### 3.1 Introdução

O ténis é um dos desportos mais populares não só em Portugal, mas como em todo o mundo, tendo tido um crescimento acentuado ao longo destes últimos anos em Portugal, especialmente nos escalões etários mais jovens. No ténis, o elevado e contínuo nível de treino e de jogo para muitos tenistas pode dar com alguma frequência origem a lesões de sobrecarga como o “*cotovelo do tenista*” ou outras, particularmente no *Membro Superior* dominante, envolvendo as articulações do *Ombro*, *Punho* e *Mão*, e nos membros inferiores, especialmente nas articulações dos joelhos. No entanto, para os atletas amadores ou para aqueles que têm este desporto como uma segunda modalidade, a inadequada ou imprópria técnica de treino e de jogo são umas das causas principais para o estabelecimento de lesões de sobrecarga. As lesões de sobrecarga são as mais frequentes e as mais numerosas, podendo estas ser evitadas ou até mesmo resolvidas com determinadas mudanças nas técnicas de treino e/ou de jogo [Abrams, 2011, 2012; Alizadehkhayat, 2009, 2011; Amin, 2015; Campbell D, 2013; Cools, 2014; Correia, 2015; Dines, 2015; Creveaux, 2013a; Ellenbecker, 2013; Martin, 2014; Rogowski, 2015a, Young, 2015].

Assim, são apresentadas nas secções seguintes as lesões mais frequentes nos tenistas nas articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, bem como as causas que lhes dão origem.

O capítulo está organizado do seguinte modo: em primeiro lugar, são apresentadas as lesões da articulação do *Ombro*; em segundo lugar, são apresentadas as lesões da articulação do *Cotovelo*; em seguida, são apresentadas as lesões da articulação do *Punho*.

### 3.2 Lesões da Articulação do Ombro

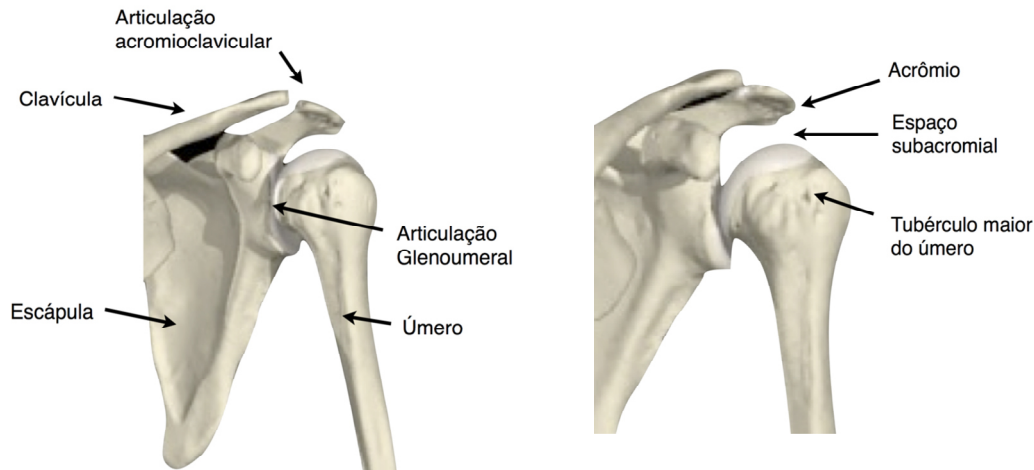
Uma das queixas mais frequentes dos tenistas é dor na articulação do *Ombro* e no *Cotovelo*. A execução de centenas de movimentos repetitivos num jogo de ténis e as cargas a que as articulações do *Ombro* e do *Cotovelo* estão sujeitas, leva ao desenvolvimento de lesões devido ao uso contínuo dessas articulações. As lesões mais agudas tendem a afetar a extremidade inferior do tenista, enquanto as lesões crónicas geralmente envolvem a extremidade superior do mesmo. O serviço é um dos golpes de ténis de maior exigência e de esforço das articulações do *Ombro* e do *Cotovelo*, cuja atividade muscular atinge os picos mais elevados [Clarsen, 2014; Cools, 2014; Creveaux, 2013b; Dines, 2015; Ellenbecker, 2010a, 2010b; Kibler, 2013; Läderman, 2014; Sportsmedicine, 2010; Young, 2015].

A fraca rotação interna glenoumeral – *GIRD* (*glenohumeral internal rotation deficit*) – é uma das principais causas na origem e no desenvolvimento de lesões na articulação do *Ombro*. Cerca de 25% dos tenistas com idades compreendidas entre os 12 e os 19 anos queixam-se de dores na articulação do *Ombro* [Sportsmedicine, 2010].

O jogo de ténis moderno caracteriza-se pela realização de mais de 75% de golpes de *forehands* e de serviços, que, inerentemente, exigem excessivamente o movimento de rotação interna concêntrica da articulação do *Ombro* para geração de energia, criando um desequilíbrio muscular entre o manguito rotador posterior (rotadores externos) em relação aos rotadores internos [Ellenbecker, 2009; Jeon, 2010].

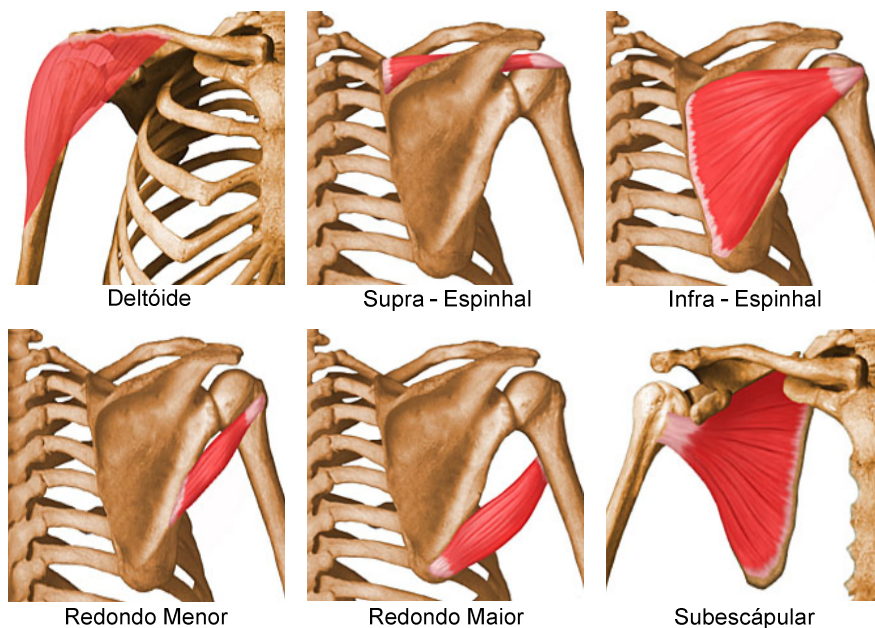
O *Ombro* é uma das articulações mais complexas do corpo humano, pois permite o maior número de graus de liberdade de movimento, conferindo-lhe mobilidade e a possibilidade de movimentar o *Membro Superior* em todas as direções. O *Ombro* – *cintura escapular* – é composto por três ossos: *Escápula* ou *Omoplata*, *Clavícula* e *Úmero* (osso do *Membro Superior*). Uma lesão da coifa dos rotadores implica a lesão de um ou mais destes músculos ou dos seus tendões, habitualmente do músculo *Supra-Espinhoso* [Hudson, 2010; Jeon, 2010; Kibler, 2013; Maurogracitelli, 2014; Netter, 2014]. A Figura 3.1 mostra a estrutura óssea do *Ombro*.





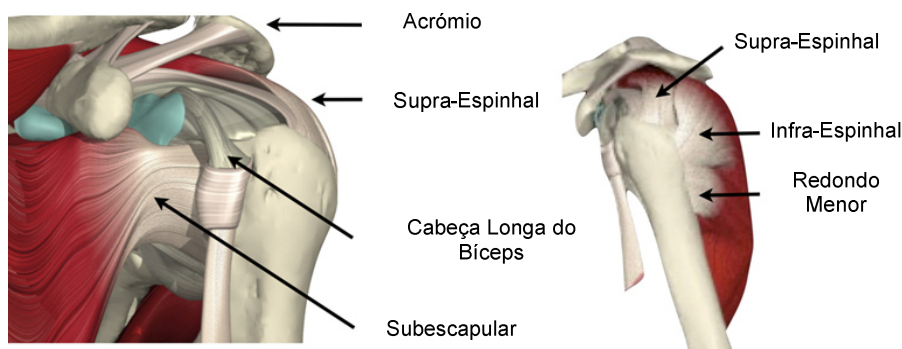
**Figura 3.1** – Anatomia do *Ombro* (adaptado de [Maurogracitelli, 2014]).

A Figura 3.2 ilustra os músculos existentes na articulação do *Ombro*. O músculo *Deltoide* é responsável pela abdução do *Membro Superior*, auxiliando nos movimentos de flexão, extensão, rotação lateral e medial, flexão e extensão horizontal desse membro, bem como a estabilização da articulação do *Ombro*; o músculo *Supra-Espinal* é responsável pela abdução do *Membro Superior*; o músculo *Infra-Espinal* garante a rotação lateral do *Membro Superior*; o músculo *Redondo-Menor* assegura a rotação lateral e adução do *Membro Superior*; o músculo *Redondo-Maior* é responsável rotação medial, adução e extensão da articulação do *Ombro*; por sua vez, o músculo *Subescapular* garante a rotação medial e adução do *Membro Superior* [Auladeanatomia, 2014; Netter, 2014; Sportsmedicine, 2010]



**Figura 3.2** – Músculos da articulação do *Ombro* (adaptado de [Auladeanatomia, 2014]).

Na Figura 3.3 podem-se ver uma ilustração dos músculos do dorso da *Escápula*, destacando-se a estrutura óssea do *Acrómio* e a cabeça longa do *Bíceps*.



**Figura 3.3** – Músculos do *Dorso da Escápula* (adaptado de [Maurogracitelli, 2014]).

As principais lesões do manguito rotador, que estão relacionadas com a execução de movimentos repetitivos, como acontece no jogo de ténis e cujas causas advêm da sobrecarga, desgaste, atrito, fadiga, exercidas sobre a articulação do *Ombro*, são as seguintes [Clarsen, 2014; Ellenbecker, 2009; Freivalds, 2011; Jeon, 2010; Kibler, 2013; Maurogracitelli, 2014; Msdonline, 2014; Netter, 2014; Saudereabilitacao, 2014]:

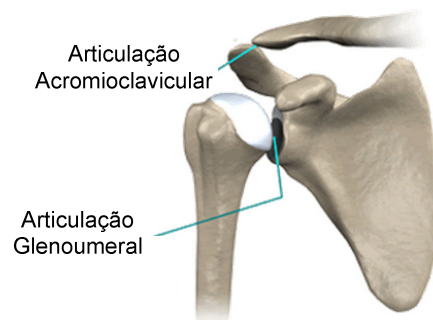
- Rotura da Coifa dos Rotadores;
- Síndrome de Impacto ou do Pinçamento - Bursite;
- Instabilidade Glenoumeral.

Existem outras doenças da articulação do *Ombro*, como a capsulite adesiva, conhecida como o *Ombro* congelado ou a tendinite calcificante. A capsulite adesiva causa uma inflamação na cápsula articular do *Ombro*, provocando dor e limitando os movimentos da articulação. A causa desta doença está relacionada com fatores genéticos, não se conhecendo ainda as causas que lhe dão origem. A tendinite calcificante do *Ombro* é uma doença provocada pelo sintoma de dor dos tecidos moles, que pode ser aguda, mas geralmente é crónica e afeta os tendões do manguito rotador. Os sintomas tendinite calcificante podem ser confundidos com os sintomas da capsulite adesiva, alterações do manguito rotador, síndrome do impacto subacromial ou uma tendinite tradicional, caracterizada pela inflamação das fibras dos tendões [E-fisioterapia, 2014; Freivalds, 2011; Netter, 2014].

### Rotura da Coifa dos Rotadores

As lesões de sobrecarga do *Ombro* que comumente originam a tendinite do *Ombro* (inflamação do tendão) podem resultar do défice de condicionamento e da força exercida pelos músculos do manguito rotador ou coifa dos rotadores – *rotator cuff*. A coifa dos rotadores é composta por um conjunto de músculos e de tendões que envolvem a articulação do *Ombro*, permitindo potencializar as rotações e a estabilização dinâmica da articulação *glenoumeral* durante o movimento. O manguito rotador integra os seguintes músculos: *Supra-Espinal*, *Infra-Espinal*, *Redondo Menor* e *Subescapular*, Figura 3.4. Devido a ações externas (traumatismos) e/ou internas, os tendões podem sofrer alterações da sua estrutura e da sua qualidade. Por exemplo, uma queda pode levar à rotura de um destes tendões, tais como o processo de envelhecimento devido aos esforços diários ou a movimentos repetitivos, como os que acontecem em diversos desportos como o ténis, andebol e golfe, devido à tensão aplicada aos tendões da coifa dos rotadores [Clarsen, 2014; Cools, 2014; Kibler, 2013; Läderman, 2014].

Os movimentos de elevação do *Membro Superior* podem desgastar o tendão de tal forma a dar origem a uma rotura do mesmo. É importante salientar que um tendão desgastado, mesmo sem rotura, se sofrer um pequeno traumatismo pode sofrer rompimento [Fisioterapiajoaomaia, 2014; Kibler, 2013; Maurogracitelli, 2014; Msdonline, 2014; Netter, 2014; Saudereabilitacao, 2014; Ralph, 2009; Sportsmedicine, 2010].



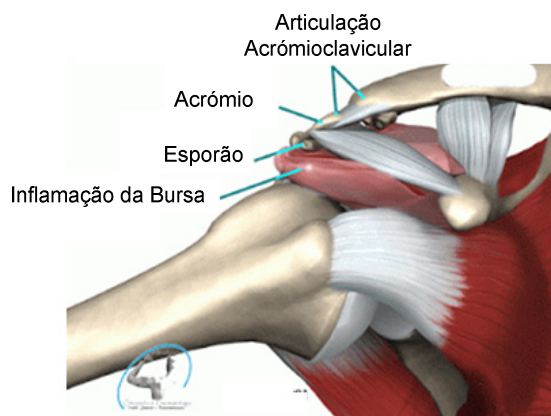
**Figura 3.4** – Articulação *Acromioclavicular* e articulação *Glenoumeral* (adaptado de [Ombroecotovelo, 2014]).

### Síndrome do Impacto ou do Pínçamento - Bursite

A síndrome do impacto é uma lesão provocada pelo atrito, resultante da biomecânica de compressão devido ao movimento de fricção entre as estruturas anatómicas da bursa e dos tendões do manguito rotador contra o acrómio. Por outras palavras, o desequilíbrio muscular, a diminuição do espaço no interior do *Ombro* devido a inclinações "anormais" do *acrómio*, a artrose do ligamento *córac-acromial*, a lesão do manguito rotador ou um traumatismo, e a

inflamação do *Ombro* são as causas mais comuns da síndrome do impacto. A *Escápula* contribui nessa ação quando o *Membro Superior* se eleva acima de noventa graus na elevação ou na flexão do mesmo [Ellenbecker, 2010b; Ombroecotovelo, 2014].

O manguito rotador é formado por uma proeminência da *Escápula* designada de acrômio. O formato curvo do acrômio pode predispor a alterações originadas pela síndrome do impacto ou a lesões dos tendões do manguito rotador. A *bursa* é uma região localizada entre o acrômio e os tendões do manguito rotador que formam uma bolsa de líquido lubrificante. A falta de lubrificante leva ao aumento do atrito provocado pelo movimento dos tendões do manguito com o acrômio originando a inflamação da *bursa*. Outra causa que origina a diminuição do espaço para o manguito rotador é a calcificação do ligamento *Coracoacromial*. A inflamação da *bursa* (*bursite*) é geralmente considerada como sendo uma das causas de problemas no *Ombro*, sendo uma consequência da alteração biomecânica do espaço *subacromial*, Figura 3.5. A fadiga e/ou a perda de força originam uma instabilidade e consequente irritabilidade dos tecidos musculares, nomeadamente na bolsa *subacromial* ou no tendão. Estas causas traduzem-se num compromisso de defesa e de dor, especialmente nos movimentos de amplitudes acima da cabeça, como aqueles que são executados no serviço de ténis [Ellenbecker, 2010b; Especialistadoombro, 2014].



**Figura 3.5** – Síndrome do impacto - inflamação da *Bursa* (adaptado de [Ombroecotovelo, 2014]).

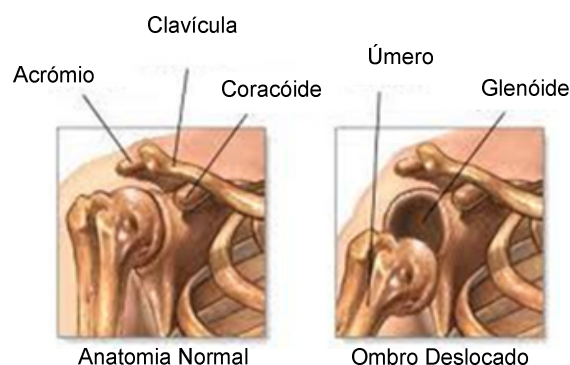
A prevenção desta lesão pode ser realizada através da melhoria da tonicidade muscular e da força muscular da coifa, através da execução de exercícios de relaxamento muscular. Os músculos da *coifa dos rotadores* funcionam como uma convergência de tendões em torno da cabeça do *Úmero*. De acordo com [Freivalds, 2011; Maurogracitelli, 2014; Msdonline, 2014;

Ombro\_anatomia, 2014], os tendões dos músculos da *coifa dos rotadores* unem-se com a cápsula articular da articulação *glenoumeral* e têm as seguintes funções:

- Centrar e baixar a cabeça umeral;
- Potenciar as rotações da articulação *glenoumeral*;
- Estabilizar a articulação *glenoumeral*;
- Proporcionar um compartimento fechado importante para a nutrição articular.

### Instabilidade Glenoumeral

Pode definir-se a instabilidade do *Ombro* como sendo a incapacidade de manter a cabeça umeral no centro da glenóide durante a mobilização ativa do *Membro Superior*. Esta articulação é composta pela cabeça quase esférica do *Úmero* e a cavidade glenoidal por parte da omoplata. A reduzida congruência das duas superfícies articulares pode levar facilmente à instabilidade do *Ombro*. Nesta situação pode-se dar a luxação da articulação do *Ombro*, ou seja, a deslocação da cabeça umeral para fora do centro da *Glenóide*, determinada pela perda total de congruência entre as superfícies articulares do *Úmero* e da *Glenóide*. Normalmente a deslocação da cabeça umeral não volta ao lugar de forma espontânea. Para além da luxação do *Ombro*, pode ocorrer de forma espontânea a subluxação do *Ombro*, que é definida pela perda do contato parcial entre as superfícies articulares reduzidas do *Úmero* e da *Glenóide*. A estabilidade da cabeça umeral é assegurada essencialmente pelos tecidos moles circundantes, ligamentos e músculos [Alternet, 2014; Clinicasporth, 2014; Freivalds, 2011; Läderman, 2014]. Pode ver-se na Figura 3.6 um exemplo da anatomia do *Ombro* normal e de uma lesão provocada pelo deslocamento da cabeça umeral.



**Figura 3.6** – Anatomia do *Ombro* normal e com deslocamento (adaptado de [Clinicasporth, 2014]).

### 3.3 Lesões da Articulação do Cotovelo

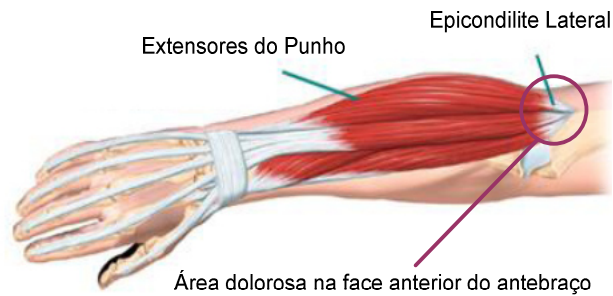
A lesão mais comum e que pode comprometer o desempenho do tenista é a *epicondilite lateral*, vulgarmente designada de “cotovelo de tenista” (*Tennis Elbow*). Esta lesão deve-se à sobrecarga e à solicitação repetitiva dos músculos responsáveis pela dobragem dos dedos e do *Punho*, particularmente com o impacto da bola na raquete durante a execução de um serviço. Esta lesão advém do uso excessivo e repetitivo no centro das estruturas tendinosas de inserção do *epicôndilo lateral* (*epicondilite lateral*). A utilização de uma raquete com o tamanho do punho inadequado é um dos principais fatores no desgaste e na sobrecarga do *Antebraço* e do *Cotovelo* [Alizadehkhayat, 2011; Freivalds, 2011; Smedt, 2007; Wolf, 2015].

#### Epicondilite Lateral

A *epicondilite lateral* (*lateral epicondylitis*) é uma lesão dos tendões responsáveis pela extensão do *Punho*, movimento de mão para trás (*Backhand*), causando uma dor nas faces posterior e lateral do *Antebraço*. Os músculos do *Antebraço*, que se inserem na parte lateral do *Cotovelo*, ficam inflamados quando sujeitos a uma tensão excessiva. A força exercida pela raquete ao rebater a bola pode lesar os tendões no momento em que estes rodam sobre a extremidade do *Cotovelo*. Os fatores que aumentam a possibilidade de contrair uma lesão por *backhand* são semelhantes aos da lesão por *forehand*, destacando-se neste caso a utilização de raquete com as cordas excessivamente estiradas e os golpes com a bola fora do centro da raquete. O primeiro sintoma é a dor sentida durante um golpe de *backhand* ou outros movimentos repetidos similares, associados à área dolorosa representada na Figura 3.7, podendo estender-se desde a articulação do *Cotovelo* até à articulação do *Punho*, apresentando dor, mesmo em repouso [Abrams, 2012; Alizadehkhayat, 2011; Dines, 2015; Duncan, 2015; Ellenbecker, 2009; Freivalds, 2011; Movite, 2015; Msdonline, 2014; Wolf, 2015].

Esta lesão é vulgarmente caracterizada pela degeneração progressiva dos músculos extensores radiais da articulação do *Punho*, salientando-se os seguintes músculos: *Extensor Radial Curto do Carpo* (ECRB), *Extensor Comum dos Dedos* (EDC), *Extensor Radial Longo do Carpo* (ECRL) e o *Extensor Ulnar do Carpo* (ECU). O movimento de extensão do *Punho* é a atividade predominante no ténis, exigindo um esforço acrescido dos extensores desta articulação em todos os golpes – *strokes*, serviço, golpe de *forehand* e de *backhand* a uma e a duas mãos [Alizadehkhayat, 2011; Duncan, 2015; Wolf, 2015].



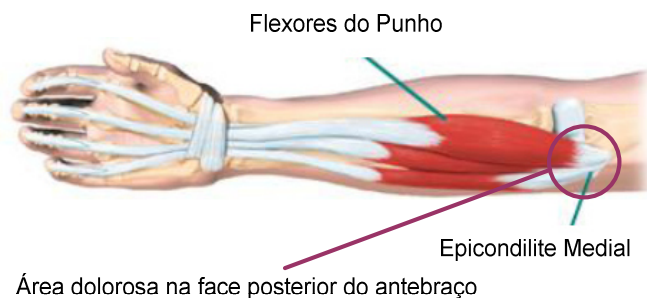


**Figura 3.7** – *Epicondilite lateral* (adaptado de [Movite, 2015]).

### Epicondilite Medial

A *epicondilite medial* (*medial epicondylitis*) é uma lesão dos tendões responsáveis pela flexão do *Punho*, movimento de mão para a frente (*Forehand*), com uma força excessiva causando uma dor nas faces anterior e medial do *Antebraço* em direção ao *Punho*. As causas desta dor prendem-se com a fraqueza da musculatura do *Ombro* ou da *Mão*; a execução dos golpes de *forehand* inadequados; execução do serviço de ténis com muita força; servir utilizando um golpe com *topspin* (efeito); golpear bolas molhadas e/ou pesadas; a utilização de raquetes com dimensões e peso inadequado para o tenista, bem como com cabo muito curto ou com encordoamento muito tenso. O principal sintoma desta lesão manifesta-se por uma dor sentida no *epicôndilo medial* do *Úmero*, podendo-se estender para a região do dorso do *Antebraço* e da *Mão* [Amin, 2015; Alizadehkhayat, 2011, 2009; Duncan, 2015; Ellenbecker, 2009; Freivalds, 2011; Movite, 2015; Msdonline, 2014; Sportsmedicine, 2010].

A *epicondilite medial* é causada pela sobrecarga do músculo *Pronador Redondo* (*PT – pronator teres*) e pelo *Flexor Radial do Carpo* (*FCR*), resultante dos movimentos repetitivos especialmente associados à execução do serviço, podendo estar relacionado com outro tipo de lesões associadas com o “*cotovelo de tenista*” ou o “*cotovelo de golfista*” [Sportsmedicine, 2010]. A degeneração do tendão fletor/pronador do *Punho* ocorre devido aos movimentos forçados e repetitivos desta articulação, especialmente na extensão do *Punho* e na supinação do *Antebraço*, em atividades que envolvem a flexão do *Punho* e a pronação do *Antebraço* [Amim, 2015; Freivalds, 2011]. A dor, associada à área dolorosa representada na Figura 3.8, pode ser intermitente e ser provocada por determinados movimentos como erguer o *Membro Superior*, apertar um objeto, fechar a *Mão*, pressionar a parte de fora do *Cotovelo* [Amin, 2015; Alizadehkhayat, 2011; Duncan, 2015; Freivalds, 2011; Sportsmedicine, 2010].



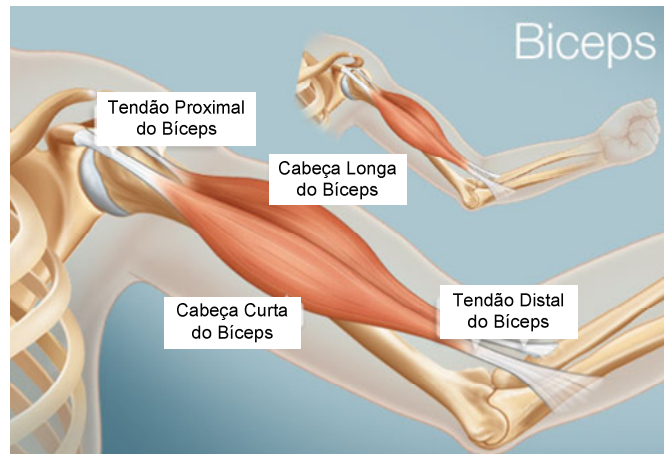
**Figura 3.8** – *Epicondilite medial* (adaptado de [Movite, 2015]).

### **Tendinite dos Bíceps**

O músculo *Bíceps* está localizado na parte frontal do *Membro Superior*. Este músculo é responsável pela elevação, dobragem e rotação do *Cotovelo*, ajudando também na estabilidade do *Ombro*. Este músculo está preso aos ossos através de tendões (tendões do *Bíceps*) ligados ao músculo *Bíceps* e aos ossos no *Ombro* e *Cotovelo*. Com a rutura do tendão *proximal* do *Bíceps*, o paciente perde alguma da força no *Membro Superior*, podendo ser incapaz de girar o *Antebraço* com força e efetuar a extensão da *Mão*. As causas de rutura do tendão dos *Bíceps* estão associadas à solicitação excessiva e à execução de movimentos repetitivos do *Ombro*, que vão levar à lesão dos tecidos do tendão. Algumas pessoas podem conviver com o tendão do *Bíceps* rompido, precisando apenas de acompanhamento e de tratamentos simples para aliviar os sintomas, outros precisam mesmo de recorrer à cirurgia para reparar o tendão rompido [Alizadehkhayat, 2011; Duncan, 2015; Webmd, 2014].

O músculo do *Bíceps* está ligado à articulação do *Ombro* através de dois tendões, sendo um designado de tendão do *Bíceps Proximal*, tendão este que tem os seus pontos de fixação na articulação do *Ombro*. O outro tendão liga o músculo *Bíceps* aos ossos do *Antebraço*, *Rádio* e *Ulna*, tem o seu ponto de fixação na articulação do *Cotovelo*, sendo designado de tendão do *Bíceps Distal*. Quando o músculo do *Bíceps* contrai, este puxa o *Membro Superior* para cima e roda-o para fora. A Figura 3.9 ilustra o músculo e o tendão *proximal* e o tendão *distal* do *Bíceps* [Alizadehkhayat, 2011, Webmd, 2014].





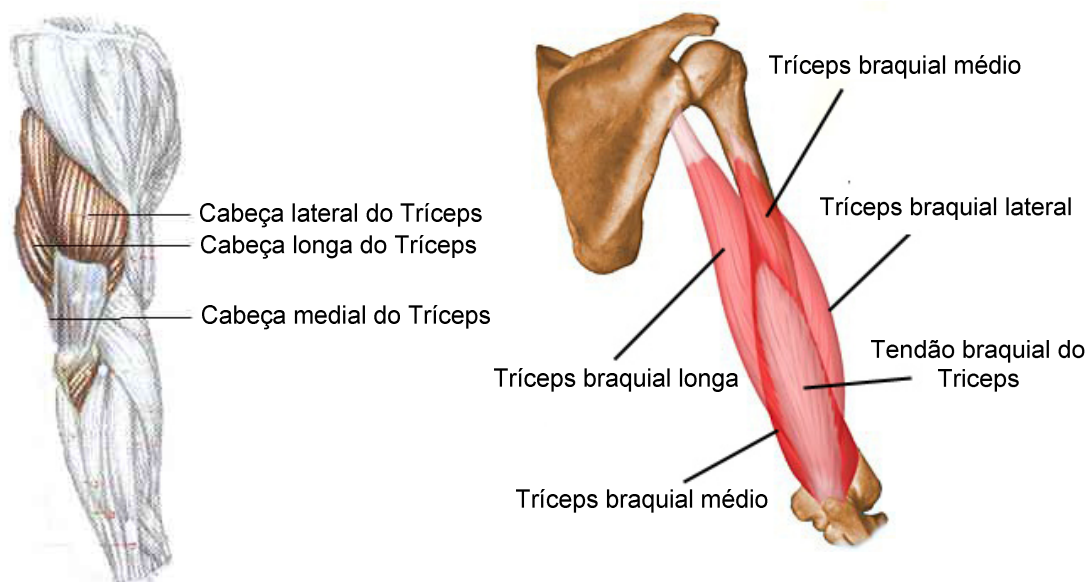
**Figura 3.9** – Músculo e tendão do *Biceps* (adaptado de [Webmd, 2014]).

As lesões do tendão do *Biceps* podem ser parciais ou completas. Na maioria dos casos, os tendões lesados começam com um desgaste inicial antes da rutura completa do tendão, apresentando um historial de dor no *Ombro*. A rutura parcial do tendão pode evoluir para a rutura total, rompendo completamente o tendão, por vezes apenas ao levantar um objeto pesado. A cabeça longa do tendão do *Biceps* é a mais provável de ser a lesada, uma vez que é a mais vulnerável no seu percurso, através da articulação do *Ombro*, ao seu ponto de fixação na *Glenóide*. Felizmente, o músculo *Biceps* tem dois pontos de fixação no *Ombro*. A cabeça curta do *Biceps* raramente é lesada. Por isso, devido a esta segunda fixação, muitas das pessoas podem continuar a usar os *Biceps*, mesmo depois de uma rutura completa da cabeça longa. Quando ocorre a lesão de rompimento do tendão do *Biceps*, podem ocorrer outros problemas no *Ombro*, mais concretamente a síndrome do impacto e as tendinites nos tendões do manguito rotador [Freivalds, 2011; Webmd, 2014].

### **Tendinite dos Tríceps**

O músculo do *Tríceps* está localizado na parte de trás do *Membro Superior* e tem origem no *Tubérculo Infra-glenoidal* da *Omo-plata* ou *Escápula* com dois pontos de fixação, o primeiro ponto de inserção corresponde à *cabeça longa do Tríceps*, o segundo e terceiro ponto de inserção localiza-se na *Ulna*; o primeiro, *Cabeça Lateral do Tríceps*, acima do sulco do nervo radial, e o segundo, *Cabeça Medial do Tríceps*, abaixo do sulco do nervo radial. O músculo *Tríceps* é o principal responsável pelo movimento que permite endireitar o *Cotovelo* e ajudar alguns dos movimentos do *Ombro*. Durante a contração do músculo do *Tríceps*, a tensão é colocada através do tendão do *Tríceps*. Quando esta tensão é excessiva, devido à repetição de movimentos e/ou à aplicação de força excessiva, podem ocorrer danos nos tecidos do tendão do *Tríceps*. A tendinite do *Tríceps*, e tal como acontece na tendinite do *Biceps*, é uma condição

resultante de danos nos tecidos do tendão do *Tríceps*, com a degeneração e a inflamação subsequente, causando dor ao paciente ao realizar uma palpação localizada na região posterior do *Cotovelo*, vulgarmente próxima da inserção do tendão junto ao *Olecrano*. Pode haver um edema local, podendo intensificar a dor ao realizar uma resistência ao movimento de extensão do *Cotovelo*, podendo também existir dor ao apoiar o *Cotovelo* sobre superfícies duras. A lesão do tendão do *Tríceps* pode ocorrer de uma forma traumática devido a uma força elevada exercida por este tendão, para além do que este pode suportar, ou, mais comumente, devido ao desgaste gradual e ao desgaste associados ao uso excessivo do tendão [Build-some-muscle, 2014; Duncan, 2015; Freivalds, 2011; Tudosobreombro, 2014; Uptodate, 2014]. A Figura 3.10 ilustra o músculo do *Tríceps* e os seus pontos de inserção.



**Figura 3.10** – Músculo do *Tríceps* (adaptado de [Build-some-muscle, 2014; Lucilleroberths, 2014]).

A Figura 3.11 ilustra os pontos de inserção do músculo *Tríceps* no *Olecrano*.



**Figura 3.11** – Pontos de inserção do *Tríceps* no *Olecrano* (retirado de [Tudosobreombro, 2014]).

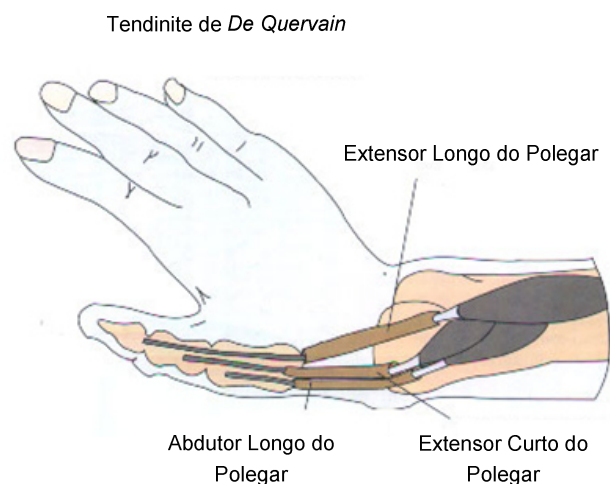
### 3.4 Lesões da Articulação do Punho

As lesões mais comuns na articulação do *Punho* de um tenista são a tendinite ou tenossinovite do extensor do polegar, também conhecida como a tendinite de *De Quervain*, e as tendinites dos extensores e dos flexores dos dedos e do *Punho*, a *Síndrome do Túnel do Carpo*, resultantes da solicitação repetitiva dos músculos, por exemplo, nos movimentos de flexão e de extensão do *Punho*, particularmente em supinação da *Mão*, e a instabilidade dos tendões associados a esses músculos [Campbell D, 2013; Duncan, 2015; Freivalds, 2011].

No pior dos casos, pode acontecer a fratura por fadiga e/ou o *stress* dos metatársicos dos dedos da *Mão* [Sportsmedicine, 2010]. A prevenção das fraturas deve ser realizada através de treino regular para o fortalecimento destas estruturas ósseas de modo progressivo e intermitente, tanto num jogo como nos treinos de ténis [Articulações, 2014; Duncan, 2015; Freivalds, 2011].

#### Tenossinovite do Dedo Polegar

Esta lesão, vulgarmente designada de tendinite de *De Quervain*, é o resultado de um processo inflamatório que acomete os tendões do *Abductor Longo* e o *Extensor Curto* do polegar que, ao passar pelo túnel formado pela *epífise do radio*, na parte inferior, pela *apófise da estilóide radial* e pelo ligamento posterior do *carpo*, sofre um processo inflamatório, Figura 3.12. Esta lesão resulta de um excesso de movimentos repetitivos em esforço com o *Punho*, principalmente devido a movimentos do *desvio radial/ulnar* e de *flexão/extensão* da *Mão*, bem como do tamanho do punho da raquete inadequado. Há mais desportos, para além do ténis, que podem causar lesões semelhantes, tais como ténis de mesa, *badminton*, esgrima, matreco, musculação e exercícios localizados com pesos [Articulações, 2014; Campbell D, 2013; Duncan, 2015; Freivalds, 2011].



**Figura 3.12** – Tendões afetados na tendinite de *De Quervain* (adaptado de [Articulações, 2014]).

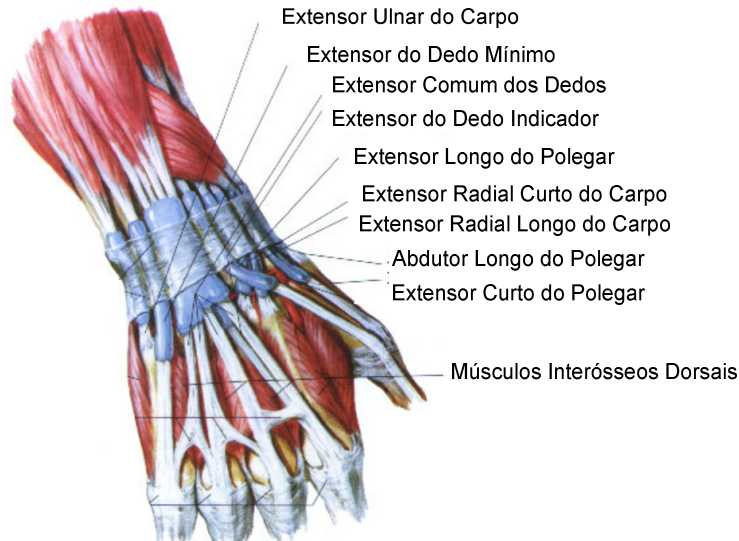
Na Figura 3.13 pode ver-se a ilustração do ponto doloroso e da sua extensão ao longo na *Mão* na Tendinite de *De Quervain* [Freivalds, 2011].



**Figura 3.13** – Área afetada na tendinite de *De Quervain* (retirado de [Articulações, 2014]).

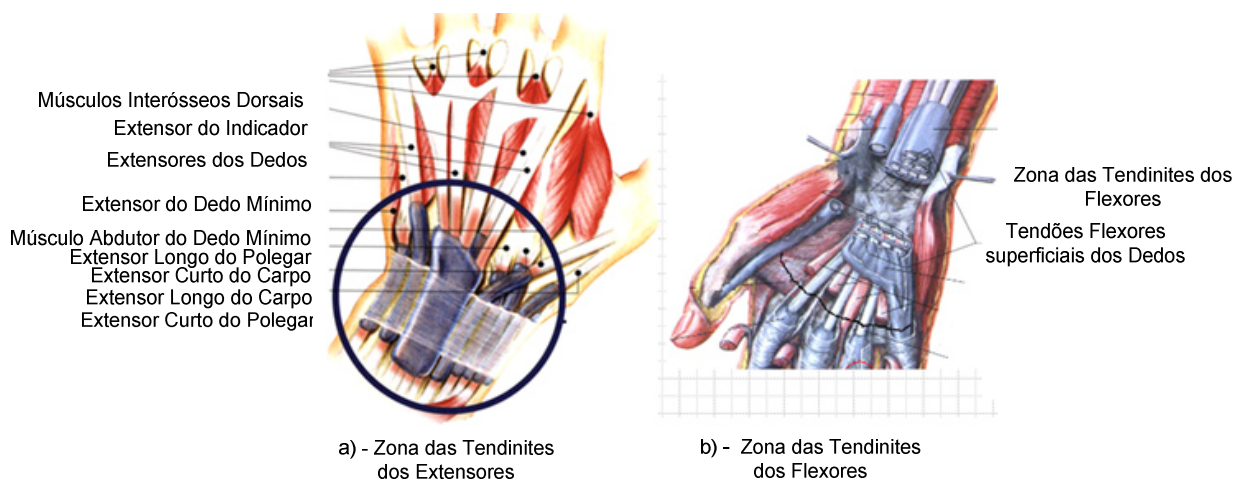
### **Tendinite dos Extensores e dos Flexores dos Dedos e do Punho**

As tendinites dos *extensores* e dos *flexores* dos dedos e do *Punho* são lesões frequentes em atividades desportivas que utilizem raquetes e bastões, como o ténis, ténis de mesa, *badminton*, golfe e *basebol*, sendo as mais comuns a lesão do *Extensor Ulnar do Carpo* (ECU) [Campbell D, 2013; Freivalds, 2011] e a lesão do *Extensor Radial Curto do Carpo* (ECRB) [Freivalds, 2011; Smedt, 2007]. A contribuição do músculo *Extensor Ulnar do Carpo* no movimento de flexão/extensão do *Punho* é variável, pois depende da posição do *Antebraço*. Este músculo desempenha um papel fundamental, não só nos movimentos de extensão e no desvio ulnar do *Punho*, mas também na garantia de estabilidade do lado ulnar desta articulação. Na supinação completa do *Antebraço*, o tendão do músculo *ECU* situa-se na posição dorsal relativamente ao eixo de movimento de flexão/extensão, o que resulta numa maior contribuição para a verdadeira extensão do *Punho*. Em pronação completa do antebraço, o tendão *ECU* encontra-se mais próximo da posição palmar e ulnar, diminuindo a sua contribuição para a extensão do *Punho*. Esta lesão é resultante da solicitação excessiva da musculatura envolvida no movimento e na repetibilidade da atividade desportiva. Esta lesão pode ser tratada através do repouso e o uso de medicamentos e métodos anti-inflamatórios [Articulações, 2014; Campbell D, 2013; Duncan, 2015; Freivalds, 2011]. Na Figura 3.14 pode-se observar a identificação dos tendões e dos músculos dos dedos e do *Punho*.



**Figura 3.14** – Tendões e músculos dos *Dedos* e do *Punho* (adaptado de [Articulações, 2014]).

Na Figura 3.15a é indicada a zona das tendinites dos extensores, e na Figura 3.15b é indicada a zona das tendinites dos flexores.



**Figura 3.15** – Zona das tendinites dos *Extensores* e *Flexores* dos *Dedos* (adaptado de [Articulações, 2014]).

### Síndrome do Túnel do Carpo

A síndrome do túnel do *carpo* ocorre quando o *nervo mediano* que passa pela região do *Punho*, chamada *Túnel do Carpo*, Figura 3.16, fica submetido a uma compressão originando a inflamação do nervo, provocando a dormência dos dedos e da *Mão*. Esta lesão pode ser resultado de movimentos repetitivos do *Punho* [Campbell D, 2013; Duncan, 2015].

Os sintomas mais comuns incluem a dormência e a sensação de picada do lado do polegar, agravando progressivamente ao longo do tempo. A realização de atividades como a fixação de botões, segurar apertar pequenos objetos pode tornar-se mais difícil [Freivalds, 2011; Upmc,



2014; Wikipedia, 2015]. O diagnóstico é determinado com o teste da força do polegar e do grau de dormência na *Mão*. Podem ser utilizados exames de *raios-X* para descartar possíveis deformidades ósseas. Vulgarmente é realizado um teste de condução do nervo para a identificação do local afetado. O tratamento dos casos mais leves desta lesão pode passar simplesmente pela abstenção das atividades que irritam o *Punho* e *Mão*. Neste caso, é recomendada a fisioterapia, devendo o fisioterapeuta orientar o paciente a realizar o alongamento dos flexores dos dedos e do *Punho*. Desta forma, há uma melhoria dos sintomas com o aumento da formação de líquido sinovial de auxílio à lubrificação dos tendões, *fâscias* adjacentes e *bainhas*. A lubrificação dos tendões diminui o atrito entre as bainhas evitando a inflamação, levando deste modo à diminuição do edema [Duncan, 2015; Freivalds, 2011; Upmc, 2014; Wikipedia, 2015].

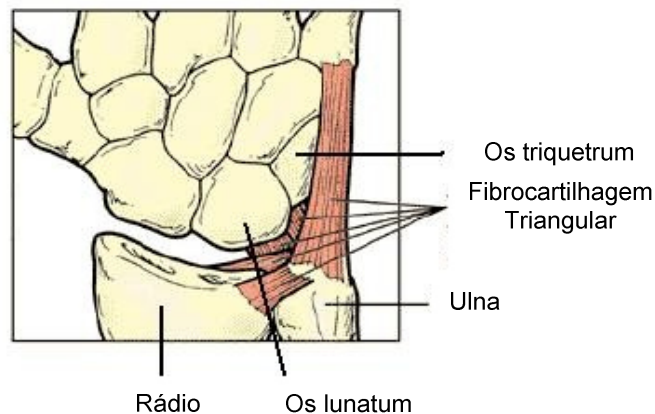
As causas mais comuns deste tipo de lesão são a solicitação e a exigência dos movimentos de flexão e de extensão do *Punho* e a tenossinovite de *De Quervain* ao nível do tendão dos flexores. Neste caso, os tendões inflamados levam a uma compressão crônica e intermitente do nervo *mediano* que é a estrutura mais sensível do conjunto que compõe o túnel do carpo. Numa fase inicial da lesão, pode ser utilizada uma banda elástica para a redução da amplitude de movimento do *Punho*. Em casos mais graves, pode ser necessária cirurgia [Duncan, 2015; Freivalds, 2011; Upmc, 2014; Wikipedia, 2015].



**Figura 3.16** – Túnel do carpo - local de compressão do nervo mediano (adaptado de [Saocarlocursos, 2014]).

### Rotura da Fibrocartilagem Triangular

A rotura da fibrocartilagem triangular, Figura 3.17, também conhecida como o menisco do *Punho*, afeta o lado ulnar do *Punho*, ou seja, o lado do dedo mindinho. Os tecidos moles do *Punho* em conjunto permitem a estabilização desta articulação. Uma lesão pode causar mais do que uma distensão, podendo esta passar despercebida mesmo depois de contraída. Esta lesão pode ocorrer por excesso de movimentos repetitivos da *Mão*, podendo mesmo acontecer na mão não dominante aquando da execução de um golpe de *backhand* de duas mãos. Geralmente esta lesão ocorre na utilização da empunhadura de *Western*, que força o *Punho* para o *topspin* rodando-o de maneira desfavorável. Como tratamento, na maioria das vezes basta a abstenção das atividades, o descanso da articulação e a utilização de uma banda elástica para ajudar na recuperação [Duncan, 2015; Freivalds, 2011].



**Figura 3.17** – Fibrocartilagem Triangular complexa (retirado de [Wikipedia, 2015]).

## 3.5 Sumário

Neste capítulo foi realizada uma abordagem introdutória às lesões mais frequentes nos tenistas, nomeadamente as que ocorrem ao nível das articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, bem como as causas que lhes dão origem.





---

# Capítulo 4

*Hardware da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas*

---



# Capítulo 4

## Hardware da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas

Tendo em consideração o objetivo desta tese, apresenta-se na Figura 4.1 a arquitetura proposta para o sistema de aquisição portátil de baixo custo de análise e monitorização biomecânica de tenistas a desenvolver (baseada na plataforma Arduino) que permita efetuar a medição direta de diversos parâmetros associados ao movimento do atleta, possibilitando também a transmissão dos mesmos (via rádio) para que possam ser monitorizados através de uma *interface* gráfica no computador.

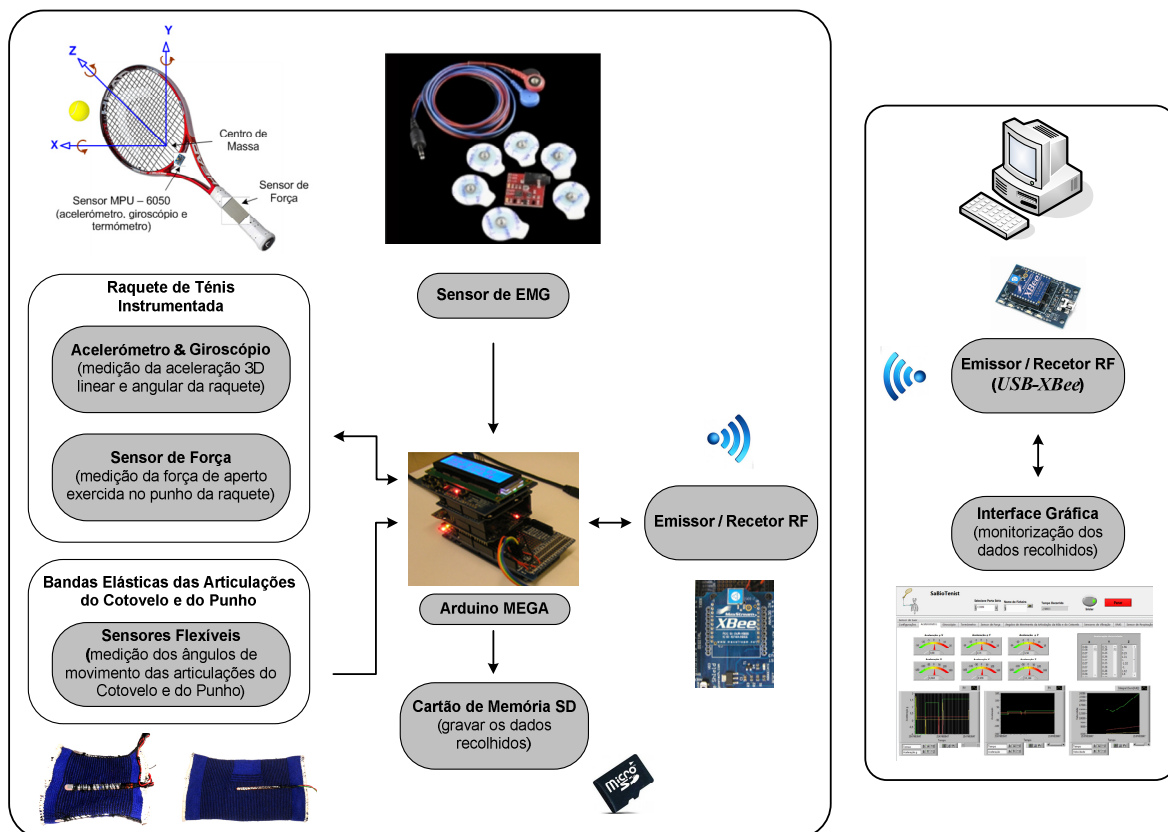


Figura 4.1 – Arquitetura do sistema de aquisição a desenvolver baseada na plataforma Arduino.

Considerando a arquitetura apresentada, apresenta-se neste capítulo em detalhe o *hardware* utilizado no desenvolvimento do sistema de aquisição.

#### 4.1 Acelerómetro e Giroscópio (MPU-6050)

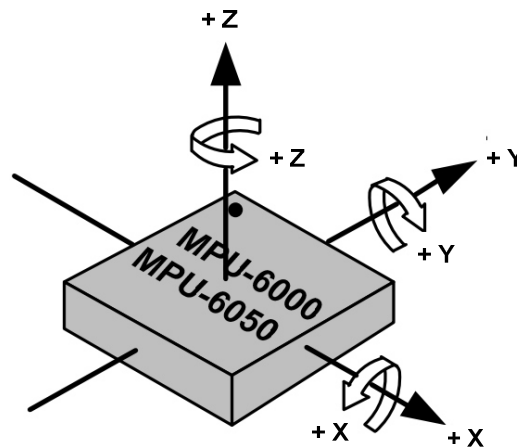
Os sensores da família *MPU-6000/MPU-6050™* (*InvenSense Inc., EUA*) são dos primeiros dispositivos da *Motion Tracking* com 6 eixos de movimento, tendo sido projetados para trabalharem em situações que exigem elevado nível de desempenho, tais como em *smartphones* e *tablets*. Esta solução possibilita uma fácil integração em sistemas que envolvam movimento, conjugam algoritmos e procedimentos de calibração relativamente simples. Alguns exemplos de utilização deste tipo de dispositivos são em dispositivos eletrónicos de consumo, incluindo *smartphones*, *tablets*, consolas de jogos, *smart TVs* [MPU6050, 2012b].

Os dispositivos da família *MPU-6000/6050* combinam um giroscópio e um acelerómetro *MEMS* nos três eixos de movimento do espaço 3D, contendo um processador digital de movimento *onboard* – *Digital Motion Processor™ (DMP™)* – capaz de processar algoritmos *Motion Fusion* nos nove eixos de movimento. Estes algoritmos permitem o acesso de magnetómetros externos ou outros sensores, através de um canal de comunicação série *I2C* ou *SPI* sem necessitar da intervenção do processador do sistema principal. Os elementos da família *MPU-6000/6050* são de dimensões reduzidas, o que facilita a sua utilização em sistemas com limitações de espaço [MPU-6050, 2014]. Os elementos da família *MPU-6000/6050* incluem um giroscópio com gamas de velocidade angular máximas programáveis de  $\pm 250$  °/seg,  $\pm 500$  °/seg,  $\pm 1000$  °/seg e  $2000 \pm$  °/seg, e um acelerómetro também programável com valores de aceleração máximas de:  $\pm 2$  g,  $\pm 4$  g,  $\pm 8$  g e  $\pm 16$  g. A conversão analógico-digital é realizada em cada canal com uma resolução de 16 bits. A captura dos três canais *X*, *Y* e *Z* é realizada em simultâneo [MPU6050, 2012a, 2012b]. As características principais do sensor *MPU-6050* são as seguintes:

- Acesso aos dados através de comunicação série (*SPI* ou *I2C*) nos 6 ou 9 eixos de movimento, obtenção de ângulos de *Euler* ou, simplesmente, num formato de dados em bruto;
- Sensor de velocidade angular programável em graus por segundo nos três eixos de movimento com uma resolução que pode ser de 131, 65,5, 32,8 e 16,4 *LSB* (*least significant bit*) / *dps* (*degree per second*) correspondente às gamas de  $\pm 250$  °/s,  $\pm 500$  °/s,  $\pm 1000$  °/s e  $\pm 2000$  °/s;

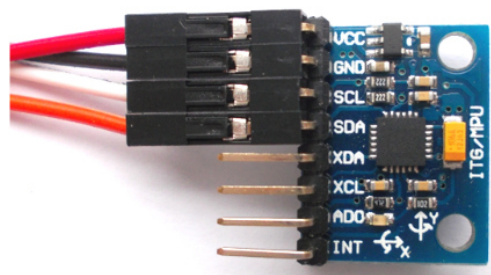
- Acelerômetro nos três eixos de movimento com aceleração programáveis em gamas cuja resolução pode ser de 16384, 8192, 4096 e 2048 *LSB (least significant bit) / g* (g – aceleração gravítica:  $9.8 \text{ ms}^{-2}$ ) correspondente às gamas de  $\pm 2 \text{ g}$ ,  $\pm 4 \text{ g}$ ,  $\pm 8 \text{ g}$  e  $\pm 16 \text{ g}$ ;
- Sensor digital de temperatura.

Pode-se verificar na Figura 4.2 a orientação da sensibilidade dos eixos *X*, *Y* e *Z* no espaço e a polaridade de rotação dos mesmos adotadas no sensor *MPU6050*.



**Figura 4.2** – Orientação da sensibilidade dos eixos *X*, *Y* e *Z* no espaço e a polarização de rotação dos mesmos (adaptado de [MPU6050, 2012b]).

A Figura 4.3 mostra um exemplo do sensor *MPU6050* utilizado neste projeto.



**Figura 4.3** – Giroscópio e acelerômetro - MPU6050.

## 4.2 Sensor Resistivo Flexível - *FlexSensor*

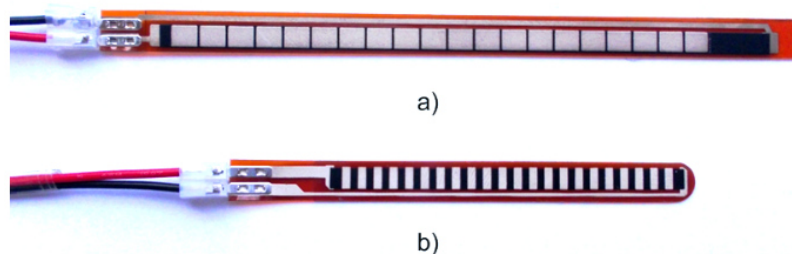
O sensor resistivo flexível *FlexSensor* [SPECTRA SYMBOL, EUA] é composto por elementos baseados em carbono resistivo. Este sensor apresenta uma resistência variável proporcional à sua curvatura, alcançando um elevado fator de forma num substrato fino e flexível. Um dos lados do sensor é impresso com uma tinta polimérica que tem partículas condutoras incorporadas. Quando o substrato é curvado, as partículas movem-se, afastando-se

entre si, estando o valor da resistência correlacionada com a curvatura, ou seja, quanto maior o raio da curvatura, maior é o valor da sua resistência. Por exemplo, a empresa *Spectra Symbol* utilizou esta tecnologia no fornecimento de sensores *FlexSensor* para serem utilizados em jogos da *Nintendo Power Glove* [Spectrasymbol, 2013].

Outros exemplos de aplicação deste sensor são:

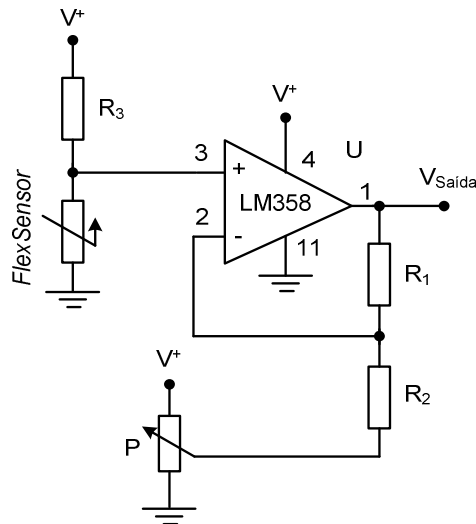
- Dispositivos médicos;
- Equipamentos de *fitness*;
- Jogos de realidade virtual.

A Figura 4.4a ilustra um exemplo de um sensor resistivo flexível de 11,4 *cm* de comprimento, apresentando um valor aproximado de resistência de 11,8 *kΩ* na posição plana e um valor aproximado de resistência de 25,2 *kΩ* numa posição curvada em torno de 90°. Já a Figura 4.4b ilustra um exemplo de um sensor resistivo flexível de 5,6 *cm* de comprimento, apresentando um valor aproximado de resistência de 24,8 *kΩ* na posição plana e um valor aproximado de resistência de 40 *kΩ* numa posição curvada em torno de 90°.



**Figura 4.4** – a) Sensor resistivo flexível de 11,4 *cm* de comprimento; b) Sensor resistivo flexível de 5,6 *cm* de comprimento.

O circuito de condicionamento de sinal proposto pelo fabricante permite ajustar a sensibilidade através do potenciômetro *P*, sendo sugerida a utilização do amplificador operacional *LM324* ou *LM358*, Figura 4.5. Segundo o fabricante, o circuito de condicionamento de sinal com o *FlexSensor*, pode resumir-se apenas a um divisor de tensão resistivo, sem a necessidade de se utilizar qualquer amplificador operacional, caso os resultados obtidos sejam os adequados [Spectrasymbol, 2013].



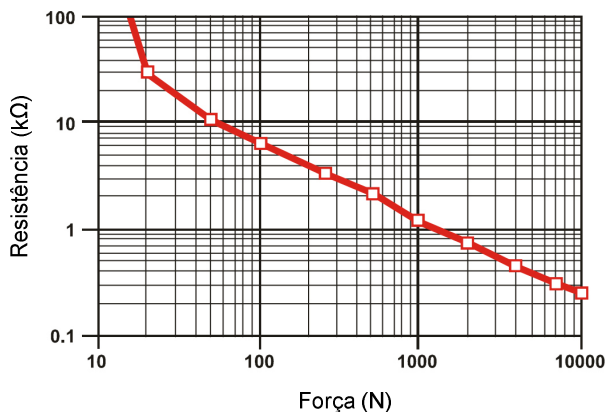
**Figura 4.5** – Circuito de condicionamento de sinal com *buffer* ajustável com a utilização do amplificador operacional *LM358* (adaptado de [Spectrasymbol, 2013]).

Este sensor foi utilizado neste projeto para a medição direta da variação dos ângulos de curvatura das articulações do *Cotovelo* e do *Punho*, tendo sido apenas utilizado um divisor de tensão resistivo.

### 4.3 Sensor Resistivo de Força

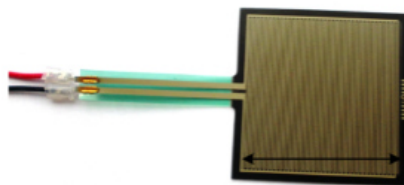
O sensor resistivo de força (*FSR – Force Sensing Resistor*) [Tekscan, EUA] é um dispositivo composto por um filme de polímero (*PTF – polymer thick film*) que exibe uma diminuição na resistência com o aumento da força aplicada à sua superfície ativa.

As características de força *versus* resistência estão representadas na Figura 4.6, sendo possível verificar o comportamento e a resposta típica deste sensor. Para uma maior comodidade de interpretação, a curva da resistência está desenhada num gráfico de escala logarítmica. Em geral, a resposta do sensor FSR segue aproximadamente a lei da resistência inversa (cerca de  $1 / R$ ) [FlexiForce, 2009; Interlinkelectronics, 2013; Spectrasymbol, 2013; Tekscan, 2014].



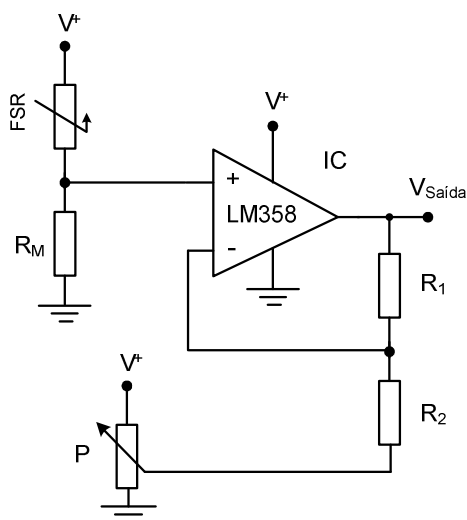
**Figura 4.6** – Resistência vs. Força (adaptado de [Spectrasymbol, 2013]).

A força aumenta com o aumento da rigidez do substrato, do tamanho do atuador e da espessura do espaçamento entre o adesivo e os elementos condutores [FlexiForce, 2009; Interlinkelectronics, 2013; Spectrasymbol, 2013; Tekscan, 2014]. A Figura 4.7 ilustra um exemplo de um sensor *FSR* de formato quadrado (*Force Sensitive Resistor – Square*).



**Figura 4.7** – Sensor resistivo de força de formato quadrado.

O fabricante sugere o circuito de condicionamento de sinal com *buffer* ajustável e um amplificador operacional, como os *LM358*, *LM324* e *TL082*, Figura 4.8.



**Figura 4.8** – Circuito de condicionamento de sinal para o sensor *FSR* com *Buffer* ajustável (adaptado de [Spectrasymbol, 2013]).



Este sensor foi utilizado neste projeto para a medição direta da força de aperto exercida pela *Mão* do tenista no punho da raquete de ténis, tendo sido apenas utilizado um divisor de tensão resistivo.

#### 4.4 Placa de Desenvolvimento *Arduíno Mega 2560 - R3*

A placa de desenvolvimento *Arduíno Mega 2560 R3* (*Arduíno SA, Itália*) é uma placa baseada no microcontrolador *Atmega2560*. É constituída por 54 entradas/saídas digitais, 16 entradas analógicas, 4 portas de comunicação série *UART – Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*, um oscilador de 16 *MHz*, uma conexão *USB*, um conector de alimentação, um conector de programação série *ICSP – In circuit serial programming*, e um botão de *reset*. A placa pode ser ligada a um computador via *USB*. A alimentação da placa pode ser realizada diretamente da porta *USB* ou através de um adaptador *AC-DC*, ou mesmo de uma bateria. Esta placa *Arduíno Mega* é compatível com a maioria dos *shields* como, por exemplo, as placas *Arduíno Duemilanove*, *Diecimila* ou *UNO* [Arduíno, 2016].

As características gerais da placa *Arduíno Mega 2560 R3* são as seguintes:

- Microcontrolador *ATmega2560*;
- Tensão de funcionamento de 5 *V*;
- Tensão de alimentação: 6 - 20 *V* (tensão de entrada recomendada: 7 – 12 *V*);
- 54 pinos de entrada / saída (*Input / Output*) digitais, dos quais 15 permitem o controlo da saída através de *PWM – Pulse Width Modulation*;
- 16 pinos de entrada analógica;
- *Interface I2C (Inter-Integrated Circuit)*;
- Corrente DC por pino de I/O para uma alimentação de 5 *V*: 40 *mA* e 3.3 *V*: 50 *mA*;
- Memória *Flash* de 256 *Kb*, dos quais 8 *Kb* são usados pelo *bootloader*;
- *SRAM* de 8 *Kb*;
- *EEPROM* de 4 *Kb*;
- Oscilador de 16 *MHz*.

A Figura 4.9 apresenta a placa de desenvolvimento *Arduíno Mega 2560 R3*.

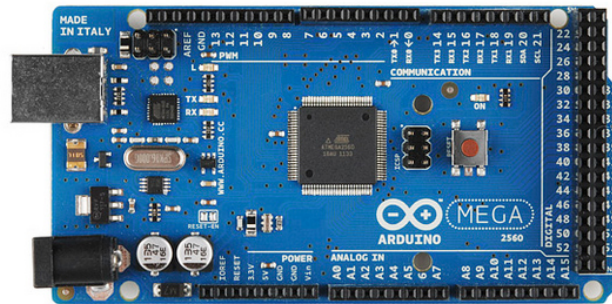


Figura 4.9 – Placa de desenvolvimento *Arduíno Mega 2560 R3* [Arduíno, 2016].

#### 4.5 Placa *Ethernet* com Cartão de Memória *Micro SD*

A placa *Ethernet Shield* com cartão de memória *Micro SD onboard* pode ser acoplada à placa de desenvolvimento *Arduíno MEGA*. Através desta placa é possível conectar o Arduíno a uma rede *Ethernet* e à *Internet* através de um cabo com conector *RJ45*. O leitor de cartão *Micro SD* é acessível utilizando a biblioteca *SD* [Arduíno, 2016].

Resumidamente, as principais características da placa *Ethernet* são as seguintes:

- Tensão de alimentação: 5 V (fornecida pela placa *Arduíno*);
- Controlador *Ethernet*: W5100 com *buffer* interno de 16 K;
- Velocidade de conexão: 10/100 Mb;
- Disponibiliza um conector *Ethernet* padrão RJ45.

A Figura 4.10 apresenta uma imagem da Placa *Ethernet Shield* com *slot* de cartão de memória *Micro SD*.

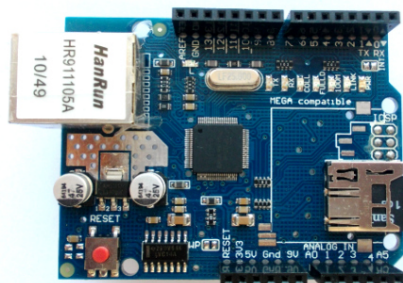


Figura 4.10 – Placa *Ethernet Shield* com cartão de memória *Micro SD onboard*.

## 4.6 Placa com *Display* LCD Alfanumérico (2×16) e *Keypad*

A placa *shield LCD* é constituída por um visor alfanumérico (2×16) de 2 linhas e de 16 colunas, com luz de fundo (*backlight*) controlável, Figura 4.11. A placa pode ser conectada diretamente a um *Arduíno*. O teclado do tipo *keypad* constituído por 4 botões de direção, "esquerda", "direita", "cima", "baixo" e de "seleção", permite realizar o controlo básico do sistema a partir da entrada de comandos pelo utilizador, como por exemplo configuração de parâmetros do sistema a controlar e seleção de menus. A identificação das cinco teclas é realizada por cinco níveis de tensão diferentes, através da entrada analógica *AD0*, derivados de divisores de tensão resistivos. Assim, quando uma determinada tecla é pressionada, é lido o valor de tensão presente na porta *AD0* e é comparada com os valores de *threshold*, memorizados num *array* que contém os valores de tensão correspondentes a cada tecla. O *shield LCD* também pode ser controlado no modo de 4-bits, utilizando a biblioteca "*Liquid Crystal*" incluído no *IDE – Integrated Development Environment* do *Arduíno*, sendo necessários apenas seis pinos de I/O digitais, *D4-D9*. Estes pinos foram escolhidos deliberadamente para evitar possíveis conflitos com outros *shields Arduíno*, como o *shield Ethernet* ou outro [Arduíno, 2013; LCDShield, 2013a, 2013b].



Figura 4.11 – Exemplo de uma mensagem no *Shield LCD* (2×16).

## 4.7 Placas e Módulos ZigBee / XBee

A família de módulos *RF XBee (DROIDS, Itália)* é constituída por topologias do tipo multiponto e *ZigBee/Mesh* de 2,4 GHz ou de 900 MHz. Ambas são compatíveis com o protocolo de comunicação padrão *ZigBee/IEEE 802.15.4*, que cobre as necessidades da criação de uma rede de baixo custo e de baixo consumo de energia. A utilização deste tipo de módulos de comunicação é adequada em aplicações que necessitam de efetuar comunicações de baixa latência e robustas em configurações do tipo ponto-a-ponto (*point-to-point*) e multiponto (*multipoint*) [Digi, 2013; MaxStream, 2013; XBee, 2013a, 2013b, 2013c; ZigBee, 2013].

Enumeram-se de seguida algumas das vantagens desta solução:

- Os módulos *XBee* são bidirecionais, enquanto alguns sistemas tradicionais que operam na banda dos *433 MHz* são apenas unidirecionais, não permitindo verificar se o recetor recebeu ou não os dados enviados. Por isso, a utilização de módulos *XBee* ao possibilitar uma comunicação bidirecional torna possível verificar se o sistema recebeu corretamente todos os dados transmitidos;
- Cada módulo *XBee* tem um número de identificação único *PAN ID - Personal Area Network Identification*. Isto significa que a comunicação entre dois ou mais unidades pode ser realizada sem a interferência de outras unidades;
- O protocolo *XBee* permite a utilização de diferentes canais, definindo diferentes unidades de comunicação podendo assim minimizar-se a interferência entre estes;
- Utiliza controlo integrado que possibilita a verificação de erros de transmissão durante o envio dos pacotes de dados.

Resumidamente, as características gerais dos módulos *XBee (série 1)* são as seguintes [XBee, 2013a, 2013b, 2013c]:

- Banda de frequência: 2,4 GHz;
- Protocolo de rede 802.15.4 (topologia multiponto);
- Alimentação: 2,8 – 3,4 VDC;
- Alcance no interior: 30 m, exterior: 100m;
- Taxa de dados RF: 250 *Kbps*, taxa de dados série: 1200 *bps* - 250 *Kbps*.

A Figura 4.12 mostra a placa *USB-XBee* que comunica com o computador (com o módulo *XBee* conectado).



**Figura 4.12** – a) Placa *USB-XBee* com módulo *XBee* (retirado de [XBee, 2013]).

A Figura 4.13 apresenta a placa *ZigBee XBee* conectada na placa de ensaio *Arduíno* com um módulo *XBee* inserido.

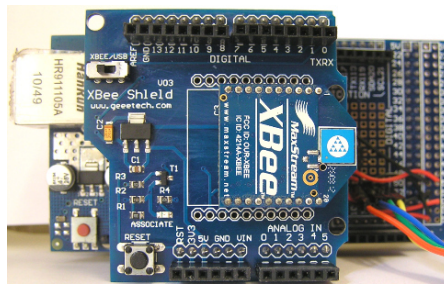


Figura 4.13 – Placa *ZigBee XBee* para *Arduíno*.

## 4.8 Sensor de Eletromiografia (EMG)

Este sensor pertence à *Advancer Technologies* [*AdvancerTechnologies, EUA*] tendo sido especialmente concebido para a medição do sinal de eletromiografia correspondente à atividade elétrica muscular (*EMG*) através da utilização de microcontroladores. Este sensor incorpora já uma placa com o circuito de condicionamento de sinal com ajuste de ganho, que pode ser ajustado até um valor máximo de ampliação de sinal de  $20700\times$  tendo sido utilizado o valor típico (indicado pelo fabricante) de  $10350\times$ . O equipamento é fornecido com um conjunto de elétrodos de superfície descartáveis. Pode-se observar na Figura 4.14 o *kit* completo que compõe o sensor de *EMG*.



Figura 4.14 – Kit do sensor de *EMG* (retirado de [*AdvancerTechnologies, 2014*]).

## 4.9 Sumário

Neste capítulo foi realizada uma apresentação geral dos sensores utilizados no desenvolvimento do sistema de aquisição de dados baseado na plataforma *Arduíno*. Neste contexto, foi realizada a descrição de cada um dos sensores, tendo como suporte as informações fornecidas pelos respectivos fabricantes.



---

# Capítulo 5

*Software* da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas

---





## Capítulo 5

### Software da Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas

Neste capítulo é apresentado o *software* desenvolvido para a *plataforma de análise biomecânica de tenistas*, e utilizada durante esta tese. A nova *Plataforma de Análise de Tenistas* inclui: um sistema de desenvolvimento *Arduíno* que efetua a aquisição de dados associados ao movimento, através de um conjunto de sensores colocados na raquete de ténis e no *Membro Superior* do tenista, para a caracterização do movimento do tenista, para além da informação do sistemas de imagens (*motion capture*); por uma *interface* gráfica desenvolvida em *LabVIEW* que possibilita a monitorização dos dados obtidos pelos sensores; por um modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista, que inclui as articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e do *Punho* e foi desenvolvido no programa de modelação e simulação músculo-esquelética *OpenSim* [OpenSim, 2015], para a análise biomecânica desse membro.

A aquisição de informação do movimento do tenista é realizada por diferentes tipos de sensores, tais como de pressão, inerciais (acelerómetro e giroscópio) colocados no quadro da raquete e resistivos flexíveis embutidos em bandas elásticas para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*, e do sinal de eletromiografia (*EMG*) para a medição da atividade elétrica dos músculos com maior envolvimento na ação de movimento dos segmentos corporais do *Membro Superior* do tenista, em particular os músculos *Bíceps*, *Tríceps*.

Os dados são adquiridos em tempo real e gravados num ficheiro de texto num cartão de memória *micro SD*.

A *interface* gráfica desenvolvida possibilita também a gravação dos dados monitorizados para um ficheiro de texto, sendo ainda possível a exportação direta dos dados para uma folha de cálculo.

O sistema dispõe de um relógio em tempo real (*RTC*) para a sincronização dos dados com eventuais sistemas de aquisição externos, nomeadamente sistemas de imagem. A comunicação entre a plataforma *Arduíno* e a *interface* gráfica é realizada via rádio *XBee*.

Na análise dos dados foram adotados como valores máximos de movimento das articulações do *Membro Superior*, os valores referenciados pela *American Academy of Orthopaedic Surgeons* [AAOS, 2014].

Este capítulo está organizado do seguinte modo: em primeiro lugar é apresentado o *modelo biomecânico* do *Membro Superior* do tenista desenvolvido; seguidamente, é apresentado o sistema de aquisição; em terceiro lugar, é apresentado o desenvolvimento da *interface* gráfica.

## 5.1 Modelo Biomecânico do Membro Superior do Tenista

O modelo biomecânico desenvolvido para a análise biomecânica do *Membro Superior* dominante de tenistas é formado por 32 ossos, sendo considerada a raquete como um segmento adicional à *Mão*, 30 junções, embora para a análise biomecânica do *Membro Superior* de tenistas sejam apenas considerados as articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, e 38 músculos responsáveis pelos movimentos articulares do *Braço*, *Antebraço* e da *Mão*. Para uma melhor identificação dos segmentos corporais que compõem o *Membro Superior*, foi considerado que este é constituído pelo *Braço*, *Antebraço* e *Mão*. De acordo com [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014], a estrutura geral anatómica do *Membro Superior* de tenistas pode ser dividida em quatro segmentos corporais principais, sendo eles os seguintes: *Cintura Escapular* – composta pelo osso da *Clavícula* e da *Escápula*, *Braço* – composto pelo osso do *Úmero*; *Antebraço* – composto pelos ossos do *Rádio* e da *Ulna*; *Mão* – composta pelos ossos do *Carpo*, *Metacarpo* e *Falanges*.

Pode-se ver na Tabela 5.1 a lista das siglas utilizadas na identificação dos ossos e dos músculos inseridos no modelo biomecânico do *Membro Superior* de tenistas desenvolvido [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997].

**Tabela 5.1** – Siglas dos ossos e dos músculos inseridos no modelo biomecânico desenvolvido para o *Membro Superior* de tenistas.

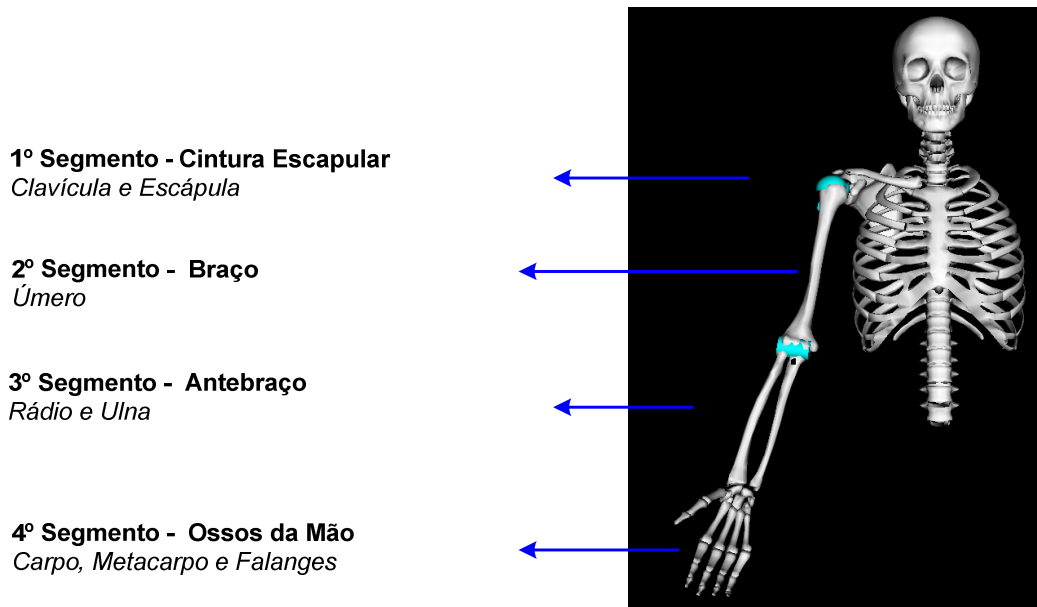
Ossos	Músculos
ground (tórax) (Clavícula + Escápula)	DELTA – Deltoid (Deltoide)
r_humerus	SUPRAS – Supraspinatus (Supra-Espinal)
ulna	INFRAS – Infraspinatus (Infra-Espinal)
Radius (Rádio)	TMIN – Teres Minor (Redondo Menor)
scaphoid (Escafoide)	TMAJ – Teres Major (Redondo Maior)
lunate (Lunato)	SUBS – Subscapularis (Subescapular)
trapezium (Trapézio)	Triceps (Longus, Medium, Lateral)
trapezoid (Trapezoide)	Biceps (Longus, Brevis)
capitate (Capitato)	CORAC – Coracobrachialis
pisiform (Pisiforme)	BRD – Brachioradialis
triquetrum (Triquetral, Piramidal ou Triangular)	FCR – Flexor Carpi Radialis
hamate (Hamato)	FCU – Flexor Carpi Ulnaris
carp_metacarp (Carpo e Metacarpo)	ECU – Extensor Carpi Ulnaris
metacarpal2 (Metacarpo – 2º dedo)	EDM – Extensor Digiti Minimi
lphalanx1 (Metacarpofalangeal – 2º dedo)	ECRB – Extensor Carpi Radialis Brevis
lphalanx2 (Interfalangeal proximal – 2º dedo)	ECRL – Extensor Carpi Radialis Longus
lphalanx3 (Interfalangeal distal – 2º dedo)	FDSL – Flexor Digitorum Sublimis Little
metacarpal3 (Metacarpo – 3º dedo)	FDSR – Flexor Digitorum Sublimis Ring
lphalanx_1 (Metacarpofalangeal – 3º dedo)	FDSM – Flexor Digitorum Sublimis Medium
lphalanx_2 (Interfalangeal proximal – 3º dedo)	FDSI – Flexor Digitorum Sublimis Indicis
lphalanx_3 (Interfalangeal distal – 3º dedo)	FDPL – Flexor Digitorum Profundus Little
metacarpal4 (Metacarpo – 4º dedo)	FDPR – Flexor Digitorum Profundus Ring
lphalanx_11 (Metacarpofalangeal – 4º dedo)	FDPM – Flexor Digitorum Profundus Medius
lphalanx_22 (Interfalangeal proximal – 4º dedo)	FDPI – Flexor Digitorum Profundus Indicis
lphalanx_33 (Interfalangeal distal – 4º dedo)	EDCL – Extensor Digitorum Communis Little
metacarpal5 (Metacarpo – 5º dedo)	EDCR – Extensor Digitorum Communis Ring
lphalanx_111 (Metacarpofalangeal – 5º dedo)	EDCM – Extensor Digitorum Communis Medium
lphalanx_222 (Interfalangeal proximal – 5º dedo)	EDCI – Extensor Digitorum Communis Indicis
lphalanx_333 (Interfalangeal distal – 5º dedo)	FPL – Flexor Pollicis Longus
thumb (Metacarpo , Interfalangeal proximal e distal – Polegar)	EPB – Extensor Pollicis Brevis
racket (raquete de ténis)	EPL – Extensor Pollicis Longus
	EIP – Extensor Indicis Proprius
	APL – Abductor Pollicis Longus
	PL – Palmaris Longus
	PT – Pronator Teres (Pronador Redondo)
	PQ – Pronator Quadratus
	SUP – Supinator
	ANCO – Anconeus

O movimento do *Braço* é realizado através da articulação do *Ombro*; o *Antebraço* através da articulação do *Cotovelo*; a *Mão* através da articulação do *Punho*; os *Dedos* através das articulações *Interfalangeano Distal – Distal Interphalangeal (DIP)*; *Metacarpofalangeanas – Metacarpophalangeal (MCP)* e *Proximal Interfalangeano – Proximal Interphalangeal (PIP)* [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997]. Apresenta-se na Tabela 5.2 a lista das siglas utilizadas na identificação das junções inseridas no modelo biomecânico desenvolvido que possibilitam o movimento do *Membro Superior* do Tenista [Gopura, 2010]; Holzbaur, 2005; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997].

**Tabela 5.2** – Siglas utilizadas na identificação das junções inseridas no *Membro Superior* de tenistas.

<b>Articulação do Ombro</b>	r_shoulder		
<b>Articulação do Cotovelo</b>	elbow		
<b>Articulação do Punho</b>	radioulnar (desvio radial/ulnar da mão)		
	Updown (extensão/flexão da mão)		
<b>Articulações da Mão e dos Dedos</b>	Mão	prox-scaph (scaphoid)	
		prox-lun (lunate)	
		dist-trpzm (trapezium)	
		dist- trpzd (trapezium)	
		dist-cap (capitate)	
		prox-pis (pisiform)	
		prox-triq (triquetrum)	
		dist-ham (hamate)	
		1º dedo (polegar)	thumb_abd
			thumb_flex
		2º dedo (indicador)	MCP2_lateral
			MCP2_flex
			PIP2_flex
			DIP2_flex
		3º dedo (médio)	MCP3_lateral
			MCP3_flex
			PIP3_flex
			DIP3_flex
		4º dedo (anelar)	MCP4_lateral
			MCP4_flex
PIP4_flex			
DIP4_flex			
5º dedo (mínimo)	MCP5_lateral		
	MCP5_flex		
	PIP5_flex		
	DIP5_flex		

Pode-se observar na Figura 5.1 a estrutura geral do modelo biomecânico desenvolvido em *OpenSim* [OpenSim, 2015], que inclui a divisão do *Membro Superior* em quatro segmentos estruturantes na posição de repouso sem a raquete de ténis [Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014].



**Figura 5.1** – Estrutura geral do *Membro Superior Direito* de tenistas adotada no modelo biomecânico desenvolvido.

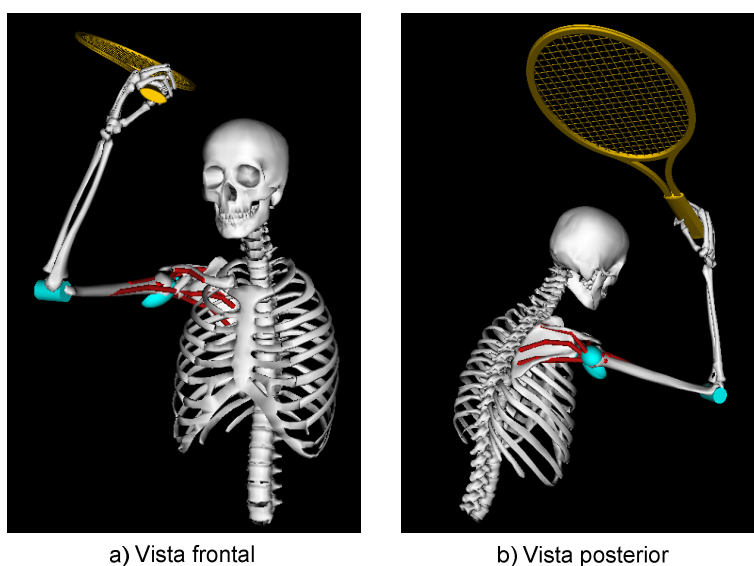
### Modelação da Escápula e do Braço

O *Braço*, primeiro segmento corporal móvel, é formado por um único osso designado de *Úmero* que está conectado à *Escápula* e à *Clavícula* através da articulação *Esternoclavicular*. Esta articulação efetua a ligação entre o *Membro Superior* e o *Esqueleto Axial*, na parte da frente do *Tórax*, através da articulação do *Ombro*. A articulação *Acromioclavicular* é a responsável pelo encontro da *Clavícula* com o *Acrômio*. Os movimentos do *Membro Superior* decorrem das movimentações do osso do *Úmero* sobre o da *Escápula* [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997]. De acordo com estes autores, os principais músculos responsáveis pelo movimento do segmento corporal do *Braço*, através da articulação do *Ombro*, considerados na construção do modelo biomecânico, são os seguintes:

- **Flexão do Braço** – movimento do *Membro Superior* para a frente. Os músculos responsáveis por este movimento são: *Porção Anterior dos Deltoides*, *Coracobraquial* e *Porção Longa dos Bíceps* e *Porção Curta dos Bíceps*;

- **Extensão do Braço** – movimento do *Membro Superior* para trás. Os músculos responsáveis por este movimento são: *Porção Posterior do Deltoide*; *Redondo Maior*; *Redondo menor* (auxilia); *Tríceps*;
- **Adução do Braço** – quando o *Membro Superior* se aproxima, encontrando-se numa posição lateral próxima do *Tórax*. Os músculos responsáveis pelo movimento com ação no *Úmero* são: *Redondo Maior*; *Coracobraquial*; *Porção Larga do Tríceps*; *Subescapular*;
- **Abdução do Braço** – quando o *Membro Superior* se afasta do *Tórax*, permanecendo o antebraço voltado para frente. Os músculos responsáveis pelo movimento com ação no *Úmero* são: – *Deltoides*; *Supra-Espinal*;
- **Rotação externa (lateral) do Braço** – é o movimento no qual a parte anterior do *Braço* se volta para o lado de fora do corpo. Os músculos responsáveis pelo movimento são: *Redondo Menor*; *Porção Posterior dos Deltoides*; *Infra-Espinal*;
- **Rotação interna (medial) do Braço** – é o movimento pela qual a parte anterior do *Braço* roda para o lado de dentro do corpo. Os músculos responsáveis pelo movimento são: *Subescapular*; *Peitoral Maior*; *Bíceps*; *Porção Anterior dos Deltoides*; *Redondo Maior*.

Pode-se observar no modelo da Figura 5.2 a representação dos músculos incluídos na modelação da *Escápula* e do *Braço*.



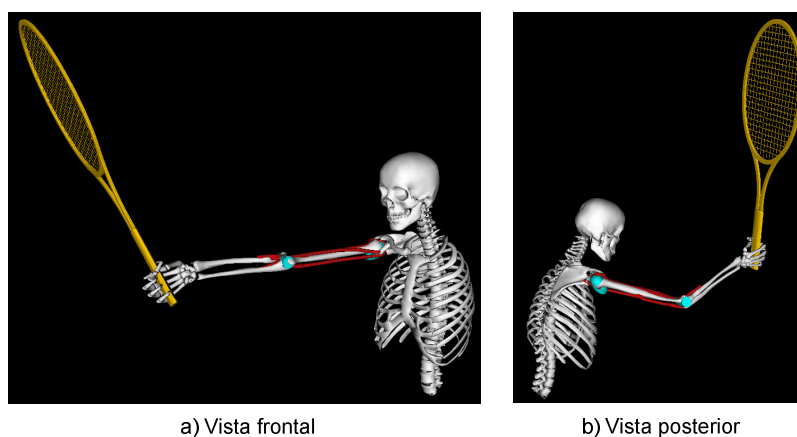
**Figura 5.2** – Representação dos músculos da articulação do *Ombro* de tenistas incluídos no modelo biomecânico desenvolvido.

## Modelação do Antebraço

O *Antebraço*, segundo segmento móvel do *Membro Superior*, é formado por dois ossos, o *Rádio* e a *Ulna*, ligados ao *Úmero* através da articulação do *Cotovelo* [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997]. De acordo com estes autores, os principais músculos responsáveis pelo movimento do segmento corporal do *Antebraço* considerados na construção do modelo biomecânico foram os seguintes:

- **Flexão do Antebraço** – movimento do *Antebraço* no sentido anterior, ou seja, a partir da posição do *Cotovelo* reto até ficar completamente dobrado; os músculos responsáveis são: *Bíceps Braquial*, *Braquial Anterior* e *Supinador Longo*, *Braquiorradial* e *Pronador Redondo*, que auxilia este movimento;
- **Extensão do Antebraço** - movimento oposto ao de *flexão*; os músculos responsáveis são: *Tríceps Braquial* e *Ancóneo*;
- **Supinação do Antebraço** – movimento de rotação do *Antebraço* até a palma da *Mão* ficar voltada para cima; os músculos envolvidos são: *Bíceps Braquial*, *Supinador Curto*, *Supinador Longo* e *Braquiorradial* que atua até ao ponto de repouso;
- **Pronação do Antebraço** – é o inverso do movimento de supinação. Neste caso, a palma da *Mão* fica voltada para baixo; os músculos responsáveis são: *Pronador Redondo*, *Pronador Quadrado*, *Palmar Maior* e *Braquiorradial*.

Pode-se observar no modelo da Figura 5.3 a representação dos músculos incluídos na modelação desenvolvida para o *Antebraço* e a articulação do *Cotovelo*.



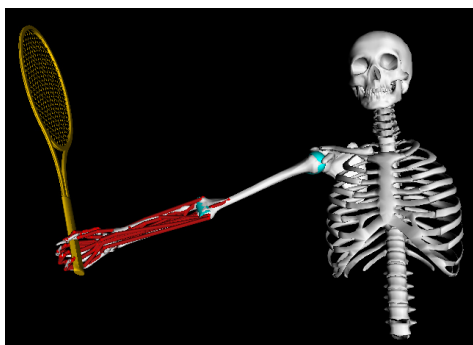
**Figura 5.3** – Representação dos músculos do *Braço* de tenistas incluídos no modelo biomecânico desenvolvido.

## Modelação da Mão

A *Mão* é constituída pelo *Carpo*, *Metacarpo* e *Falanges*. O *Carpo* é formado por oito pequenos ossos, que se dividem em dois grupos principais, sendo eles o *Proximal*, composto pelos ossos da *Escafoide*, *Semilunar*, *Piramidal* e *Pisiforme*, e o *Distal*, composto pelos ossos *Trapézio*, *Trapezoide*, *Capitato* e *Hamato* [Gopura, 2010; Holzbaur, 2005; Moubarak, 2009; Murray, 2002; Netter, 2014; OpenSim, 2015; Veeger, 1997]. De acordo com estes autores, os principais músculos responsáveis pelo movimento da *Mão* através da articulação do *Punho* foram considerados na construção do modelo biomecânico desenvolvido, sendo estes os seguintes:

- **Flexão do Punho** – movimento da *Mão* para baixo relativamente à posição de repouso (horizontal). Os músculos responsáveis pela flexão do *Punho* são: *Flexor Radial do Carpo*, *Palmar Longo*, *Flexor Ulnar do Carpo*, *Flexor Superficial dos Dedos* e *Flexor Profundo dos Dedos*;
- **Extensão do Punho** – movimento de elevação da *Mão* relativamente à posição de repouso (horizontal); os músculos responsáveis são: *Extensor dos Dedos*, *Extensor Ulnar do Carpo*, *Extensor Radial Longo do Carpo* e *Extensor Radial Curto do Carpo*.
- **Abdução do Punho** (desvio radial da *Mão*) – Os músculos responsáveis são: *Flexor Radial do Carpo*, *Abdutor Longo do Polegar* e *Extensor Radial Longo do Carpo*;
- **Adução do Punho** (desvio ulnar da *Mão*) – Os músculos responsáveis pela adução da *Mão* são: *Flexor Ulnar do Carpo* e *Extensor Ulnar*.

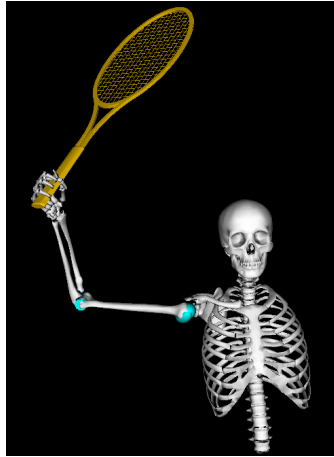
Na Figura 5.4 estão representados os músculos responsáveis pelo movimento da *Mão* do tenista através da articulação do *Punho* que foram incluídos no modelo biomecânico desenvolvido.



**Figura 5.4** – Representação dos músculos do *Antebraço* e da *Mão* do tenista incluídos no modelo desenvolvido.

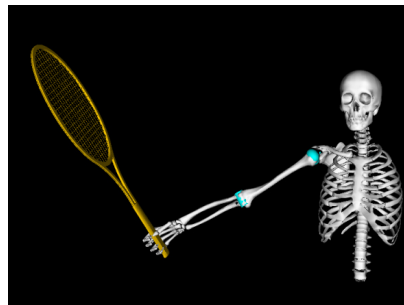


A Figura 5.5 ilustra um exemplo do modelo de tenista a preparar a execução do serviço de ténis com um movimento de *forehand*, onde é notório o movimento de abdução do *Braço*, flexão do *Antebraço* e de extensão da *Mão*.



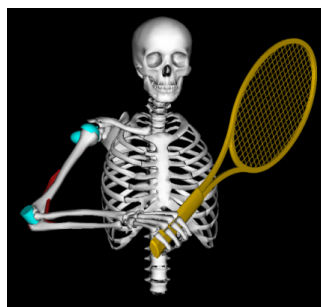
**Figura 5.5** – Modelo de tenista a efetuar a preparação da execução do serviço de ténis.

A Figura 5.6 mostra o modelo biomecânico de um tenista na execução de um movimento de abdução do *Braço* e extensão do *Antebraço*.



**Figura 5.6** – Modelo desenvolvido a executar um movimento de abdução do *Membro Superior* e extensão do *Antebraço*.

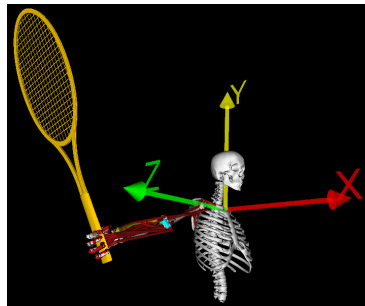
A Figura 5.7 ilustra um exemplo de batida da bola de ténis através de um movimento de *backhand* – *drive* de esquerda. Este movimento envolve diversos movimentos como de abdução do *Membro Superior* (afastamento em relação ao *Tronco*), flexão do *Antebraço*, desvio radial/ulnar, entre outros necessários à execução deste tipo de golpe.



**Figura 5.7** – Modelo a executar um movimento de batida de *backhand*.

## Sistema de Coordenadas do Modelo Biomecânico do Membro Superior

Pode-se ver na Figura 5.8 a representação da orientação 3D dos segmentos corporais adaptada no modelo biomecânico.



**Figura 5.8** – Representação dos eixos do sistema de coordenadas 3D adotado no modelo desenvolvido.

## Escalamento do Modelo Biomecânico do Membro Superior

O objetivo do escalamento de um modelo músculo-esquelético genérico prende-se com a modificação da antropometria ou das dimensões físicas deste por forma a corresponder a um determinado sujeito a analisar [OpenSim, 2015]. A fase de escalamento é uma das principais fases a ter em conta antes de se avançar para o cálculo da *cinemática inversa* e da *dinâmica inversa*, uma vez que estes são sensíveis à precisão utilizada na fase de escalamento do modelo utilizado. Para simplificar este processo, e para todos os sujeitos em análise, preservou-se uniforme a distribuição de massa de todos os segmentos corporais que compõem o *Membro Superior* do modelo biomecânico desenvolvido. Outros dois parâmetros importantes a ter em consideração são a massa (kg), e a altura (mm), do indivíduo que se pretende analisar.

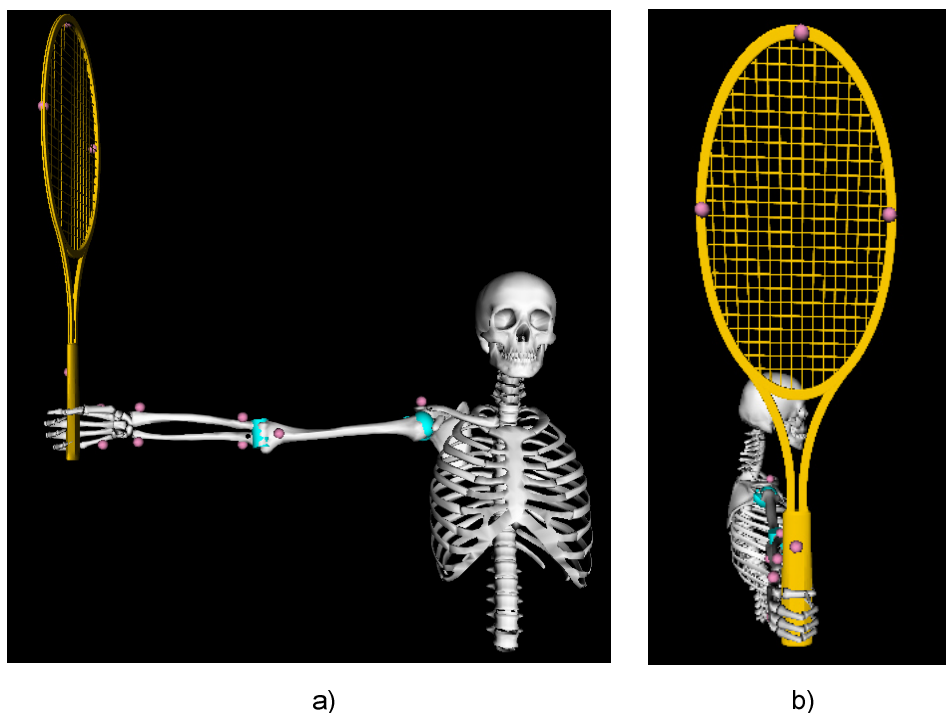
## Cinemática e Dinâmica Inversa

A *cinemática inversa* é o estudo do movimento sem contemplar as forças e os momentos que deram origem a esse movimento. Para o cálculo da *cinemática inversa* não é necessário considerar os valores de massa e de inércia, pois o objetivo prende-se com a determinação dos ângulos de movimento das articulações e dos segmentos anatómicos que melhor reproduzem um determinado movimento realizado por um indivíduo. A cinemática experimental utilizada pela ferramenta da cinemática inversa do *OpenSim* é baseada na localização de marcadores reflexivos colocados nos segmentos corporais que se pretendem analisar. Depois de obtidos os dados cinemáticos correspondentes à trajetória definida pelos pontos anatómicos de interesse, pontos estes que correspondem à localização dos marcadores colocados nas extremidades dos segmentos corporais junto das articulações onde há movimento, estamos em condições de

escalar o modelo genérico para um determinado indivíduo, e seguidamente efetuar os cálculos da *cinemática inversa* e da *dinâmica inversa* [OpenSim, 2015].

Na análise da *dinâmica inversa*, o *OpenSim* utiliza uma aproximação para a determinação das forças internas e dos momentos que dão origem ao movimento em causa. Para isso é necessário ter os dados que caracterizam esse movimento, obtidos a partir da informação cinemática necessária para a definição da posição e da orientação dos segmentos anatómicos durante o intervalo de tempo em análise. A partir dos resultados obtidos, pela aproximação da *dinâmica inversa*, é possível inferir os músculos responsáveis pela origem do movimento [OpenSim, 2015].

Pode-se visualizar na Figura 5.9 o modelo biomecânico desenvolvido com a localização dos marcadores reflexivos colocados nos segmentos corporais do *Membro Superior* e na raquete. Neste caso está colocado um marcador sobre o osso do *Acrómio*, um marcador em cada uma das extremidades do *Úmero*, do *Rádio* e da *Ulna* e duas marcas colocadas na *Mão*. A raquete tem três marcadores reflexivos colocados na cabeça e um marcador colocado na empunhadura da mesma. Com a exceção da raquete, os restantes marcadores identificam a localização exata das articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, seguindo a mesma ordem pela qual foram descritas na localização das mesmas.



**Figura 5.9** – Localização dos marcadores reflexivos colocados nos segmentos corporais do tenista (a) e na raquete (b).

A ferramenta de desenho de gráficos do *OpenSim* permite a impressão de diversos tipos de gráficos, não só relativos aos momentos presentes nos movimentos de rotação das articulações do modelo biomecânico, neste caso do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, como o desenho da variação de comprimento relativamente à elasticidade dos músculos e dos tendões, e das forças ativa, passiva e total, exercida por um tendão ou fibra de um músculo num determinado movimento.

## 5.2 Sistema de Aquisição de Dados

Nesta secção é apresentado o sistema de aquisição de dados biomecânicos desenvolvido, a raquete e as bandas elásticas instrumentadas, e a placa *Arduíno*.

### Raquete e Bandas Elásticas Instrumentadas

A raquete utilizada foi uma da *K-Open Challenger 150*, com as seguintes características: massa: 310 g, área da cabeça: 70967,6 mm<sup>2</sup> (110 in<sup>2</sup>); balanço: 340 mm, alumínio, tamanho: L2 – 4 1/4. As características desta raquete são as indicadas para os tenistas da camada de iniciação, embora possa ser utilizada para competição. Esta é a razão para a escolha desta raquete, uma vez que se pretendia testar a *plataforma de análise biomecânica de tenistas* com alunos de uma escola de ténis da camada de iniciação e de competição. A Figura 5.10 ilustra o sistema de coordenadas adotado de acordo com o centro de massa da raquete definido por [Nesbit, 2006], e os sensores colocados na raquete, sendo estes: o sensor inercial *MPU-6050* que inclui acelerómetros e giroscópios para medir a aceleração e a velocidade angular em 3D, um sensor de força do tipo resistivo, para medir a força de aperto da *Mão* sobre a empunhadura da raquete.

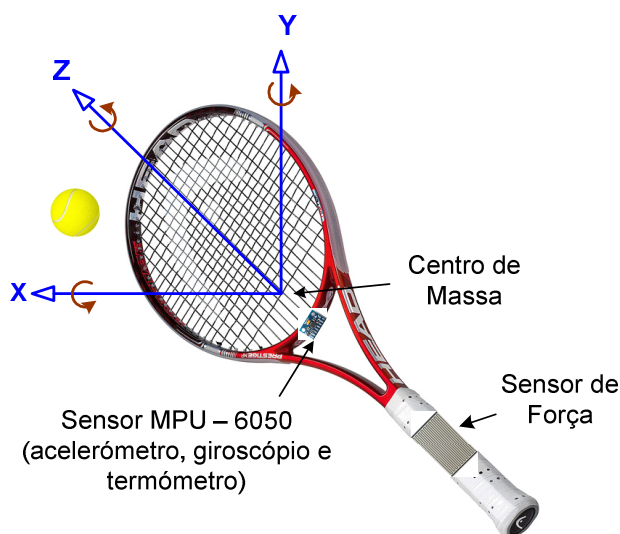
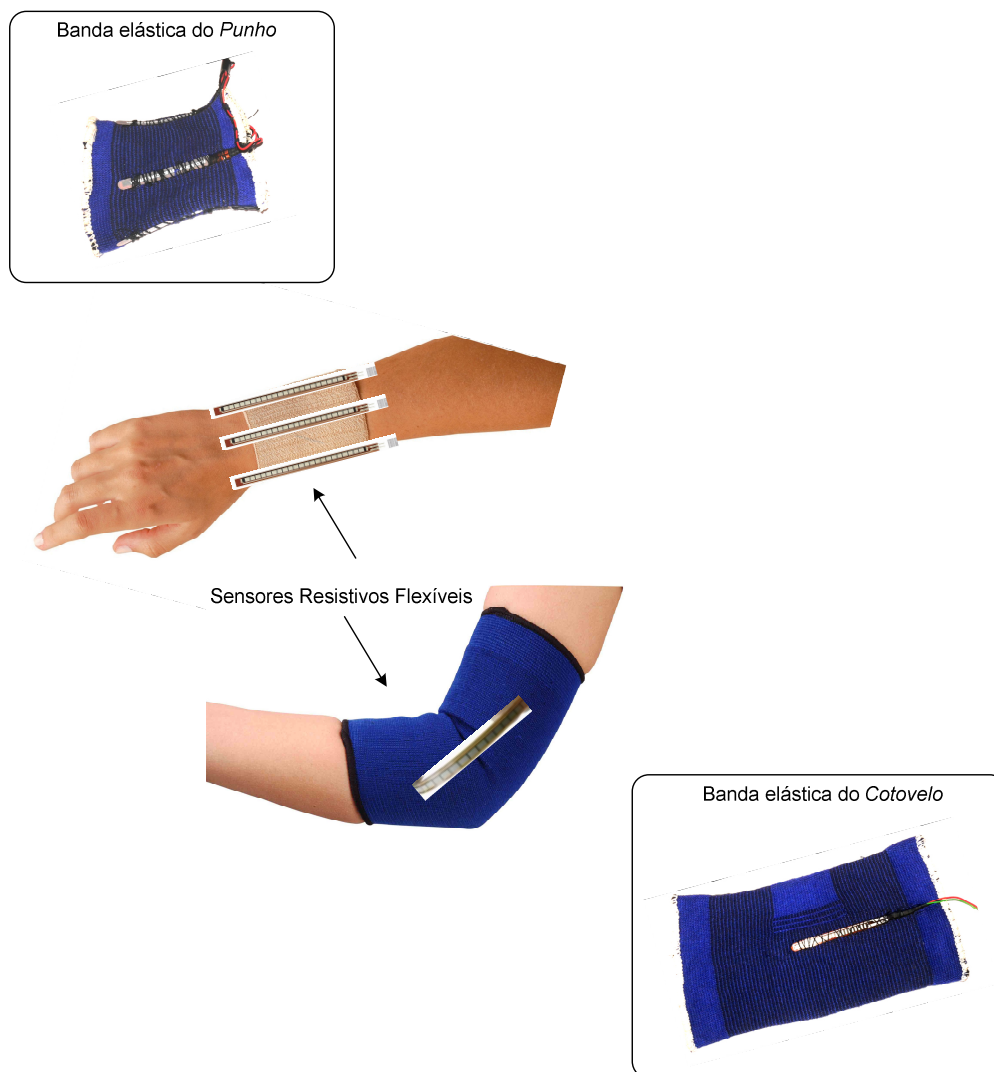


Figura 5.10 – Sistema de coordenadas e sensores colocados na raquete de ténis.

Para além da raquete instrumentada, a caracterização do movimento do tenista é complementada por um conjunto de sensores resistivos flexíveis embutidos em bandas elásticas, Figura 5.11, que permitem efetuar a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*, designadamente os ângulos de movimento de flexão e de extensão destas articulações e do movimento correspondente ao desvio radial e ulnar da articulação do *Punho*. Outra característica relevante é a utilização de um sistema de medição de sinal de eletromiografia (*EMG*) que permite analisar a atividade elétrica dos músculos com maior solicitação nos movimentos efetuados pelo tenista, salientando-se os músculos *Braquiorradial*, *Bíceps* e *Tríceps*.



**Figura 5.11** – Disposição dos sensores usados nas bandas elásticas para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*.

Na Figura 5.12 pode-se visualizar o pormenor de uma tenista com as bandas elásticas colocadas nas articulações do *Cotovelo* e do *Punho*, bem como a raquete instrumentada, a efetuar um serviço durante um teste da plataforma desenvolvida.



**Figura 5.12** – Tenista a preparar a execução de um serviço com o equipamento desenvolvido colocado no *Membro Superior*.

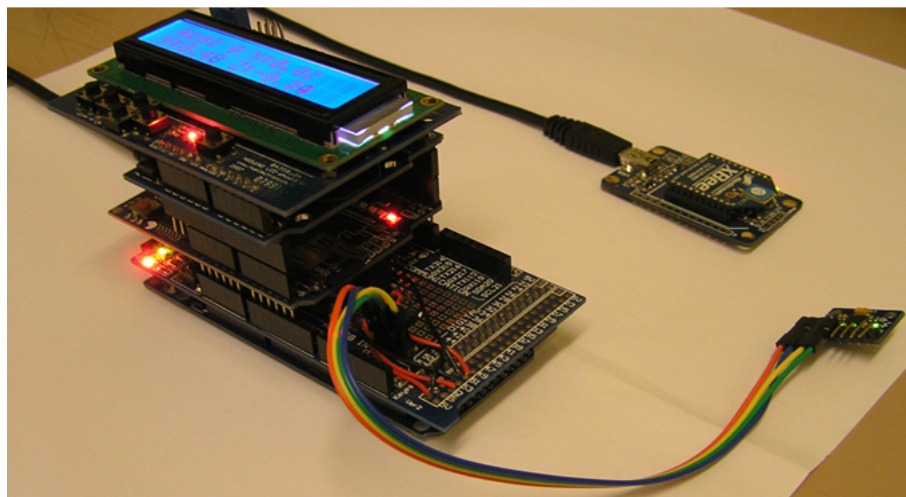
A Figura 5.13 mostra um pormenor da colocação dos eléctodos no músculo do *Biceps* de uma tenista para a medição do sinal de *EMG* desse músculo.



**Figura 5.13** – Colocação dos eléctodos para a medição do sinal de *EMG* do músculo do *Biceps* de uma tenista.

### Plataforma *Arduíno*

Pode-se observar na Figura 5.14 a constituição da plataforma *Arduíno*, incluindo a placa *USB-XBee* e o sensor *MPU-6050*.



**Figura 5.14** – Plataforma *Arduíno*, sensor *MPU-6050* e a placa *USB-XBee*.

Ainda de acordo com as informações do fabricante, os sensores resistivos flexíveis e resistivos de força são lineares. No entanto, estes sensores podem introduzir alguma não-linearidade devido a uma deslocação inesperada da faixa elástica, provocada por um movimento brusco efetuado pelo tenista ou pelos movimentos próprios dos tecidos moles. Assim, filtraram-se os valores dos diversos canais analógicos do *Arduíno*, sendo calculada para cada um a média aritmética de um grupo de três leituras.

O número de leituras utilizado no cálculo da média pode ser alterado, aumentando ou diminuindo a suavização, não esquecendo que a taxa de aquisição fica comprometida com o aumento deste. Para além da suavização, são eliminados automaticamente todos os valores que ultrapassem os valores de amplitude das articulações definidos como máximos.

Contabilizando os dados provenientes dos sensores analógicos de força, resistivos flexíveis, de *EMG*, e os sinais digitais do sensor *MPU-6050*, obtém-se o total de 14 canais de dados. A partir dos dados gravados no cartão de memória *micro SD*, verificou-se que a taxa de aquisição de dados do sistema, tendo desativada a transmissão de dados para a *interface* gráfica, é aproximadamente de 25 leituras/s (período de amostragem 40 *ms*) em cada canal (14 variáveis) tendo como referência o tempo do relógio *RTC*, podendo aumentar para 45 *ms* no caso de ser utilizado mais algum canal analógico, por exemplo, para efetuar a medição de outro sinal de *EMG*.

Caso se pretenda utilizar a *interface* gráfica e manter a taxa de aquisição inicial de 35 *ms*, pode-se desativar a gravação de dados para o cartão de memória, uma vez que é possível exportar os mesmos a partir dos gráficos.

### **Fluxograma do Algoritmo Implementado no Programa Arduíno Desenvolvido**

Pode-se observar na Figura 5.15 um fluxograma representativo do algoritmo implementado no programa Arduíno desenvolvido para este efeito.



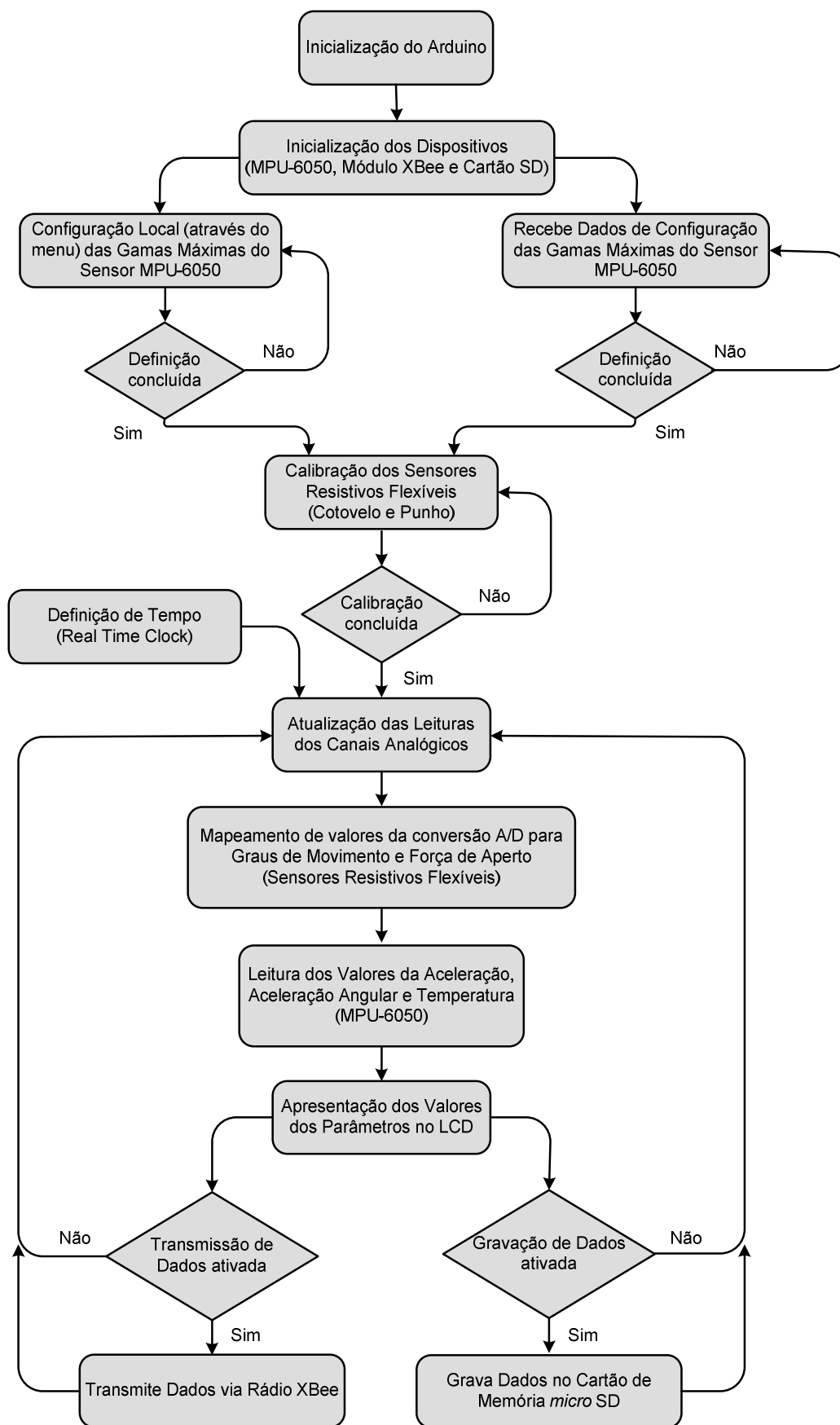


Figura 5.15 – Fluxograma do algoritmo implementado no programa Arduino desenvolvido.



Os botões disponíveis na placa *shield LCD* permitem o acesso a diversos menus que disponibilizam as seguintes funcionalidades:

- Monitorização do valor da aceleração linear e da aceleração angular da raquete medidos pelo acelerómetro e pelo giroscópio em 3D;
- Configuração das gamas máximas do acelerómetro (2 g, 4 g, 8 g e 16 g) e do giroscópio (250 °, 500 °, 1000 ° e 2000 °);
- Visualização dos valores de massa e dos coeficientes de inércia da raquete;
- Monitorização do valor da temperatura ambiente;
- Iniciar ou terminar a gravação de dados no cartão de memória;
- Definição do nome a ser atribuído ao ficheiro a ser gravado no cartão de memória;
- Iniciar / terminar a comunicação *wireless* com a *interface* gráfica;
- Proceder à calibração dos sensores embutidos nas bandas elásticas.

A Figura 5.16 mostra um exemplo do menu correspondente à seleção do nome a atribuir ao ficheiro de texto a ser gravado. Este número pode ser incrementado, sem limite máximo, a começar do jogador número 1.



**Figura 5.16** – Definição do nome a atribuir ao ficheiro de texto a ser gravado.

Na Figura 5.17 pode-se observar a monitorização do valor da aceleração média da raquete em 3D. A monitorização dos outros parâmetros, nomeadamente a aceleração linear, aceleração angular, ângulos de *Euler*, temperatura ambiente, podem ser observados de forma análoga. O mesmo acontece para a visualização da gama máxima do acelerómetro e do giroscópio, dos valores da massa e dos coeficientes de inércia da raquete, dos parâmetros de calibração e dos ângulos medidos pelos sensores embutidos nas bandas elásticas, da força de aperto do punho da raquete, do sinal de eletromiografia (*EMG*), da temperatura ambiente e do tempo de ensaio.

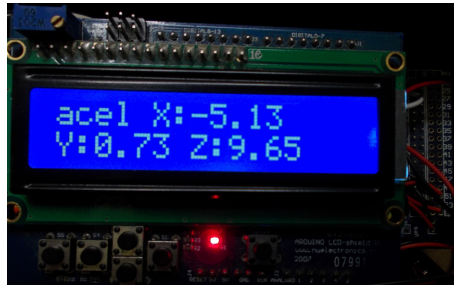


Figura 5.17 – Monitorização da aceleração da raquete.

Na Figura 5.18 pode-se observar o menu que possibilita iniciar ou terminar a gravação de dados no cartão de memória.



Figura 5.18 – Controlo da gravação de dados no cartão de memória.

Na Figura 5.19 pode-se observar o menu que permite controlar o envio dos dados *wireless* para o computador que tem instalada a *interface* gráfica.



Figura 5.19 – Controlo da transmissão de dados para a interface gráfica.

Na Figura 5.20 pode-se ver uma das janelas de calibração dos sensores embutidos nas bandas elásticas das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*. Neste caso, corresponde ao procedimento calibração do sensor da articulação do *Cotovelo* na posição de repouso ( $0^\circ$ ).



Figura 5.20 – Calibração dos sensores embutidos nas bandas elásticas.

### Procedimento de Calibração dos Sensores das Bandas Elásticas

De acordo com a *American Academy of Orthopaedic Surgeons* [AAOS, 2014] as amplitudes articulares máximas das articulações do *Cotovelo* e do *Punho* foram mapeadas no sistema *Arduino*, depois da sua conversão *AD* com uma resolução de 10 *bits*, tendo sido fixadas cinco gamas para os movimentos articulares: flexão da articulação do *Cotovelo*: 0 – 150°, extensão da articulação do *Punho*: 0 – 70°, flexão da articulação do *Punho*: 0 – 80°, desvio *Radial*: 0 – 20 ° e desvio *Ulnar*: 0 – 30 °. Para a leitura correta destes ângulos é necessário proceder para cada tenista ao ajuste da característica dos sensores embutidos nas bandas elásticas. Para tal, e para cada movimento articular referido, tem de ser memorizado o valor digital da conversão na posição de repouso (0°) e na posição correspondente à amplitude máxima desse movimento articular. Para facilitar esta operação foi disponibilizada uma folha com os ângulos marcados e um goniómetro. Por exemplo, no caso da gama correspondente ao desvio radial, onde o tenista coloca a *Mão* na posição de repouso e memoriza esse valor (ajuste de *offset*). Depois curva a *Mão* para a esquerda, correspondente ao desvio radial, até atingir os 20° e, nessa posição, é memorizado o valor digital correspondente. Assim, e para cada um dos cinco movimentos articulares descritos, é efetuada esta operação de ajuste das gamas através dos menus acessíveis a partir da placa *shield LCD* incluído no sistema.

Relativamente ao procedimento utilizado na caracterização do sensor de força, foram utilizados os procedimentos e as diretrizes recomendadas pelo fabricante, gerando uma função de linearização da curva correspondente ao valor da resistência elétrica do sensor *versus* força aplicada no mesmo. Para além deste procedimento, realizou-se a suavização, calculando-se a média aritmética de cada três leituras efetuadas, e eliminaram-se automaticamente todos os valores que ultrapassaram a gama de valores máximos pré-estabelecidos.

De acordo com os relatos dos tenistas que participaram nos ensaios de ténis, estes não se sentiram condicionados em termos de liberdade de movimento devido à colocação do equipamento no *Membro Superior*. Assim, para simplificar o processo de análise, desprezam-

se os efeitos do equipamento, não se considerando a massa dos sensores e dos condutores elétricos colocados na raquete e nas bandas elásticas.

### 5.3 Interface Gráfica

A *interface* gráfica para a monitorização dos dados biomecânicos de tenistas foi desenvolvida em *LabVIEW 2013* (*National Instruments, EUA*), e permite a monitorização de diversos parâmetros biomecânicos associados ao movimento de tenistas na execução de golpes de ténis. A *interface* gráfica é composta por vários menus, organizados por um conjunto de abas, que possibilitam uma visualização bastante amigável ao utilizador e permitem o acesso aos vários parâmetros biomecânicos monitorizados que são medidos pelos diversos sensores e controlados pelo sistema *Arduíno*. Os parâmetros biomecânicos podem ser visualizados através de indicadores numéricos e de gráficos, sendo eles os seguintes: aceleração linear e aceleração angular da raquete em 3D, ângulos de movimento da articulação do *Punho* e do *Cotovelo*, força de aperto exercida pela *Mão* do tenista ao apertar o punho da raquete e os sinais de *EMG*. Outra funcionalidade da *interface* gráfica é a possibilidade de visualizar os valores de configuração da plataforma *Arduíno*, a capacidade de iniciar ou terminar a gravação dos dados medidos no cartão de memória e de permitir a configuração de diversos parâmetros, tais como: gamas do acelerómetro e do giroscópio, coeficientes de inércia e massa da raquete. Com a *interface* gráfica também é possível gravar os dados monitorizados para um ficheiro de texto ou, então, exportá-los diretamente para uma folha de cálculo.

#### Janela de Configuração de Parâmetros

A primeira configuração que deve ser realizada antes de se iniciar a comunicação *wireless* entre a *interface* gráfica e o sistema *Arduíno* é a seleção da porta série atribuída ao módulo *USB-XBee*. Para tal, é necessário efetuar a seleção da porta adequada através do menu *drop-down*, disponível na parte superior da *interface* gráfica, Figura 5.21. A qualquer momento é possível efetuar o refrescamento das portas série presentes no computador. Pode-se visualizar os parâmetros atuais referentes às gamas máximas do acelerómetro e do giroscópio, à massa e aos coeficientes de inércia da raquete a serem utilizados na simulação do modelo biomecânico desenvolvido (raquete considerada como sendo um segmento adicional à mão), sendo possível atribuir-lhes novos valores no caso de ser utilizada uma outra raquete de diferentes características.

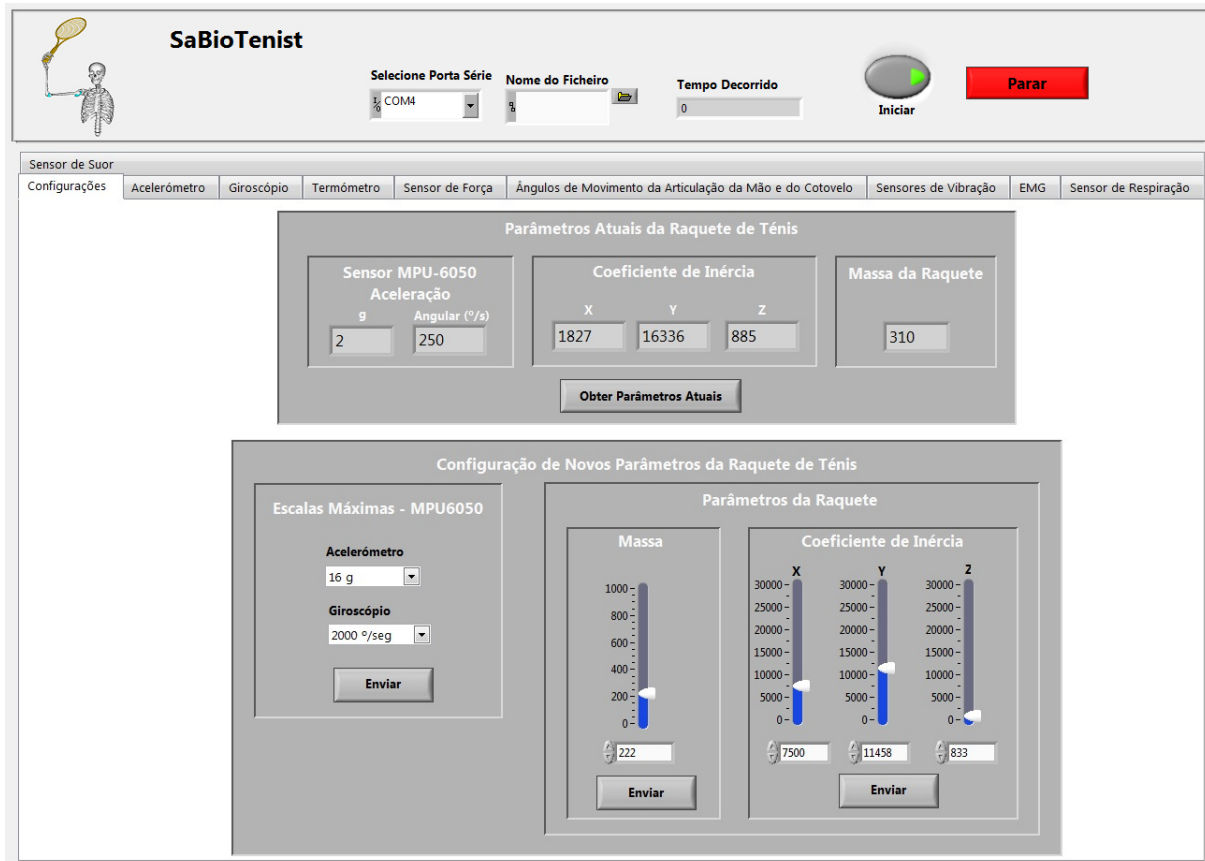


Figura 5.21 – Janela de configuração dos parâmetros da raquete e do sensor MPU-6050.

**Janela de Controlo da Plataforma Arduino**

A Figura 5.22 mostra a janela de controlo do sistema *Arduino*. Pode-se ver no lado esquerdo da imagem os botões que permitem desativar e ativar a gravação de dados para o cartão de memória. Do lado direito da mesma imagem pode-se observar a janela que permite seleccionar o nome do ficheiro a ser atribuído na gravação.

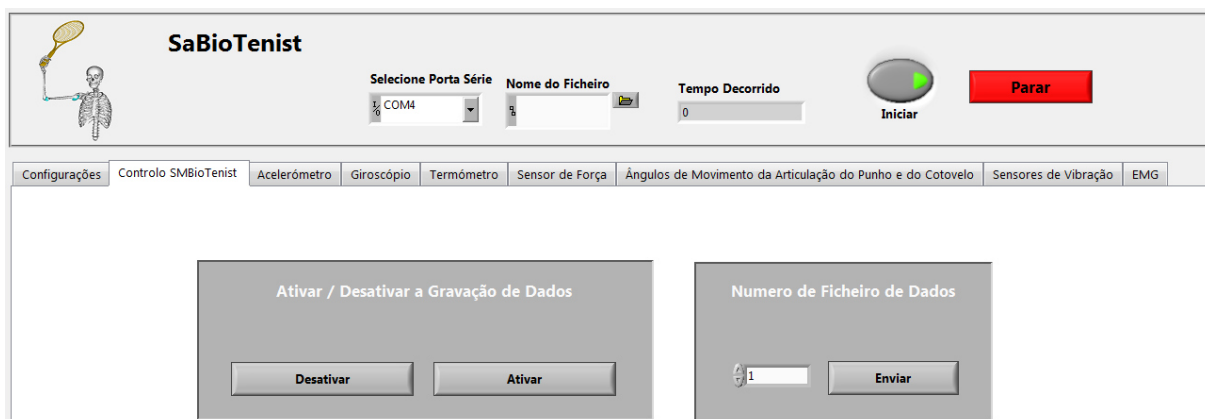


Figura 5.22 – Janela de controlo do sistema *Arduino*.

### Janela de Monitorização da Aceleração e da Velocidade Média da Raquete

A Figura 5.23 ilustra a janela de monitorização da aceleração média (em unidades g e em  $m.s^{-2}$ ) medida pelo acelerómetro e da velocidade média em 3D ( $m/s$ ). Integrando a aceleração, usando a função de integração do *LabVIEW*, é possível obter a velocidade da raquete. Os valores são visualizados através de mostradores do tipo analógico e digitais, e de gráficos de estado que indicam a evolução da aceleração e da velocidade. A tabela incluída apresenta os valores acumulados ao longo do tempo.



Figura 5.23 – Monitorização da aceleração linear e da velocidade média da raquete.

### Janela de Monitorização da Aceleração Angular da Raquete

A Figura 5.24 ilustra a janela de monitorização da aceleração angular da raquete medida pelo giroscópio em tempo real nos três eixos de movimento (em unidades de *graus/s* e em *rad/s*). Os valores são visualizados através de mostradores do tipo analógico e digitais, e de gráficos de estado que indicam a evolução dessa aceleração, e por uma tabela onde são indicados os valores acumulados.



Figura 5.24 – Monitorização da aceleração angular da raquete.

### Janela de Monitorização da Temperatura Ambiente

Na Figura 5.25 pode-se observar o termómetro que indica o valor da temperatura ambiente uma vez que o sensor *MPU-6050* também incorpora um termómetro digital para esse fim.



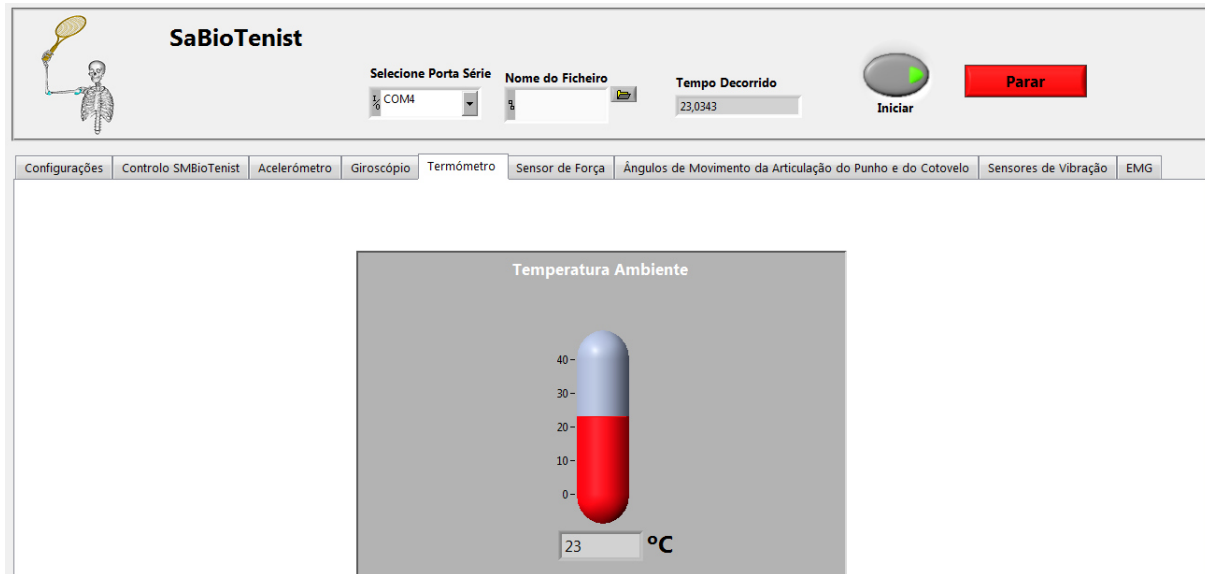


Figura 5.25 – Monitorização da temperatura ambiente.

### Janela de Monitorização da Força de Aperto Aplicada ao Punho da Raquete

A Figura 5.26 ilustra a monitorização da força de aperto exercida pelo tenista ao apertar o punho da raquete expressa em quilograma força (*kgf*) e em *Newton* (*N*). Pode-se ver também a evolução do valor dessa força ao longo do tempo no gráfico de estado incluído.

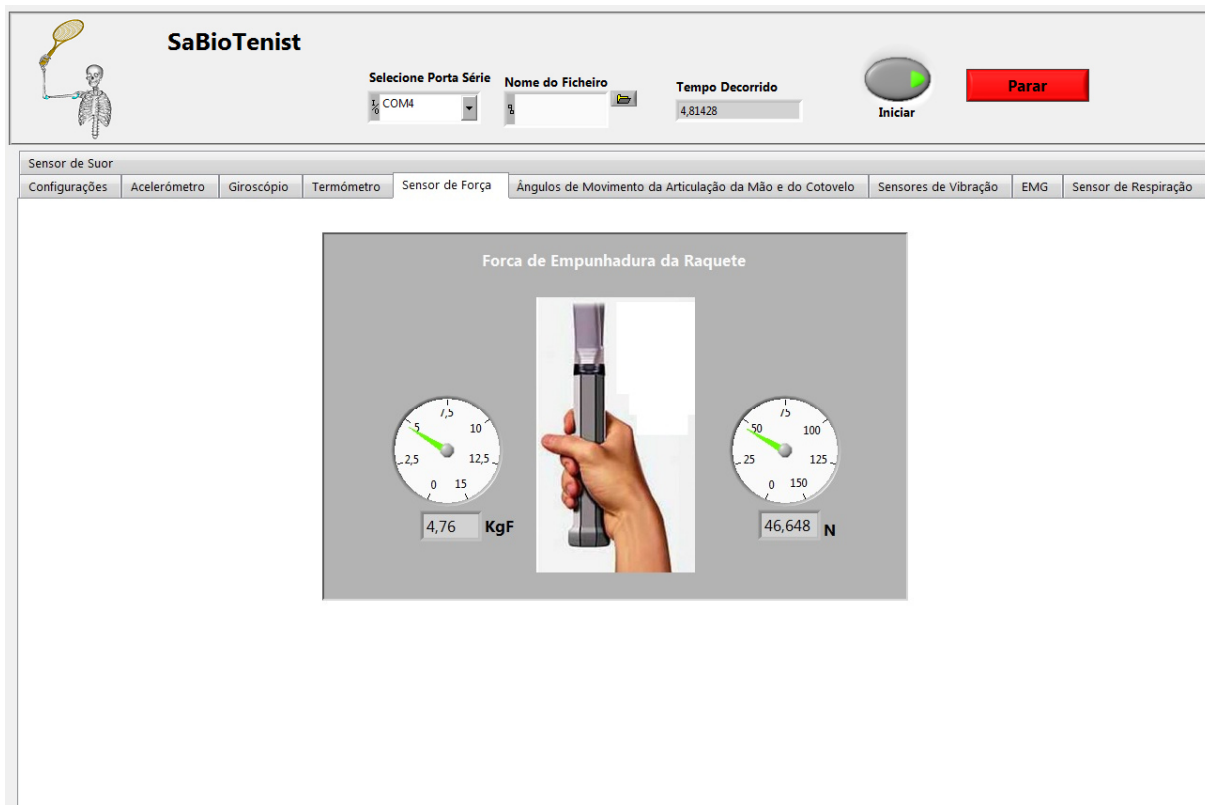


Figura 5.26 – Monitorização da força de aperto aplicada ao punho da raquete.



## Janela de Monitorização dos Ângulos de Movimento das Articulações do Punho e do Cotovelo

Podemos observar na Figura 5.27 a monitorização dos ângulos correspondentes aos movimentos de flexão/extensão e ao desvio radial/ulnar da *Mão*, bem como o movimento de flexão da articulação do *Cotovelo*.

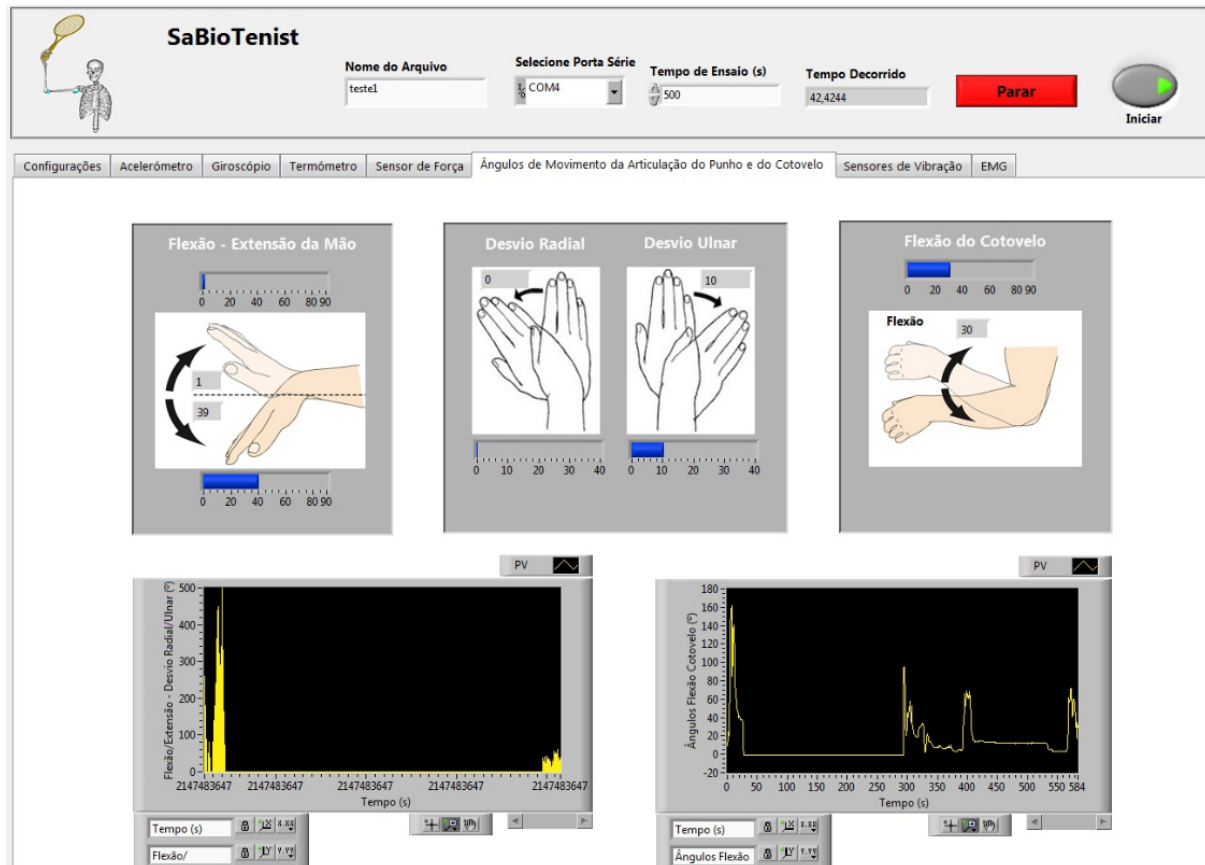


Figura 5.27 – Monitorização dos ângulos de movimento das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*.

## Janela de Monitorização do Sinal de EMG

Na Figura 5.28 pode-se observar um exemplo da monitorização dos sinais de eletromiografia (*EMG*) do músculo dos *Biceps* e do *Triceps* durante a execução de um serviço.

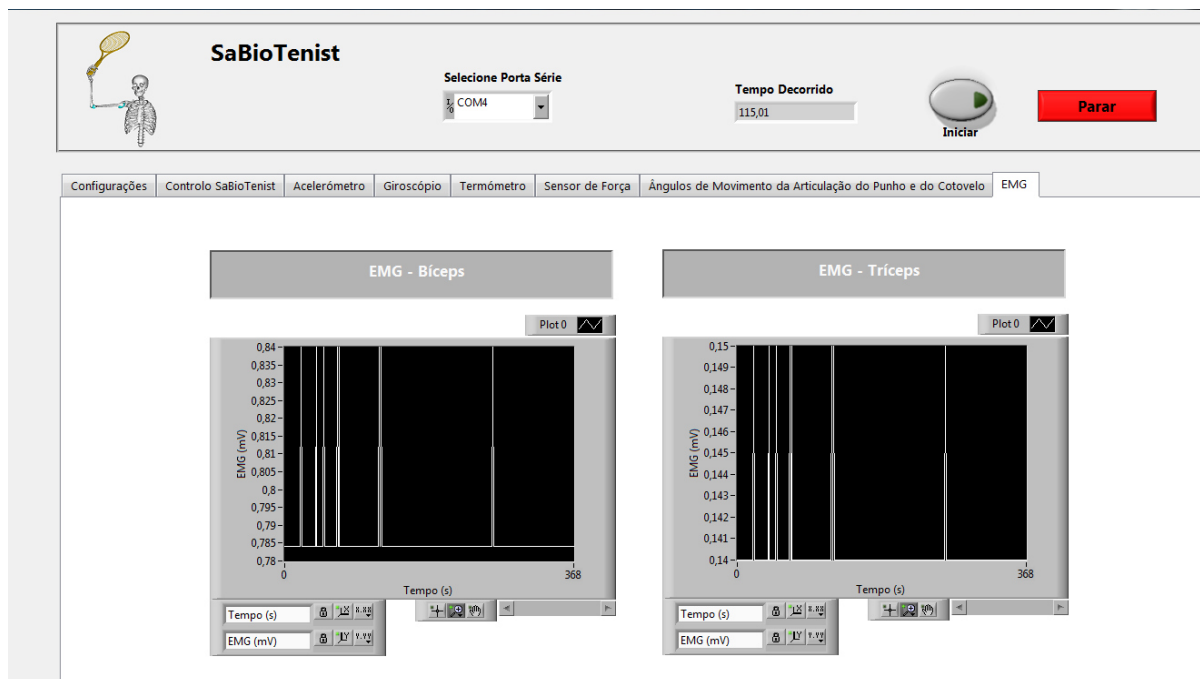


Figura 5.28 – Monitorização do sinal de eletromiografia (*EMG*).

## 5.4 Sumário

Neste capítulo foi apresentada a plataforma de análise biomecânica de tenistas desenvolvida, sendo esta composta pelas seguintes componentes principais:

- **Modelo biomecânico do Membro Superior do Tenista** – modelo que permite a análise biomecânica das articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e do *Punho*;
- **Plataforma Arduino** – Sistema *Arduino* que controla a aquisição de dados associados ao movimento efetuado pelo tenista em estudo, efetuada por um conjunto de sensores colocados na raquete e em bandas elásticas para a medição dos ângulos de movimento das articulações do *Cotovelo* e do *Punho*;

**Interface Gráfica** – a interface gráfica foi desenvolvida em *LabVIEW*, possibilitando a monitorização dos dados medidos pelos sensores e controlados pelo sistema *Arduino*. A interface é composta por diversos menus, organizados por um conjunto de abas, que possibilitam uma visualização agradável e a monitorização dos parâmetros biomecânicos através de indicadores numéricos e de gráficos.

---

# Capítulo 6

Análise de Resultados

---



# Capítulo 6

## Análise de Resultados

Este capítulo tem como objetivo apresentar os resultados obtidos na utilização experimental da *plataforma de análise biomecânica de tenistas* desenvolvida no âmbito desta tese. Os resultados vão ser apresentados e discutidos em duas partes: na primeira, são considerados os ensaios realizados em ambiente não controlado, na *Escola de Ténis Paulo Girão* em Miramar relativos à execução do serviço utilizando o sistema *Arduíno*; na segunda, são apresentados os resultados da simulação computacional usando o modelo biomecânico do *Membro Superior* de tenistas obtidos com base nos dados cinemáticos recolhidos nos ensaios realizados no *Laboratório de Biomecânica da Universidade do Porto* (LABIOMEPE), onde foi possível recolher os dados de movimento 3D dos segmentos corporais ao longo do tempo durante a execução do serviço, de forma a ser possível a obtenção dos momentos e das forças musculares.

Este capítulo está organizado do seguinte modo: em primeiro lugar, e para facilitar o processo de identificação das zonas de impacto, é proposta uma nova distribuição da localização destas zonas; seguidamente, são apresentados e analisados os resultados obtidos em ambiente de jogo, sendo sugeridas melhorias de técnicas desportivas com base na sua análise; em segundo lugar, são apresentados e analisados os resultados obtidos resultantes da simulação do modelo biomecânico desenvolvido. O capítulo termina com uma análise individual do risco de lesões, com base nos resultados obtidos. Assim, se necessário, são sugeridas melhorias técnicas a ser adotadas pelos tenistas, para melhorar o seu desempenho, assim como para a prevenção de possíveis lesões.

## 6.1 Distribuição das Zonas de Impacto da Raquete

Por forma a facilitar a identificação das zonas de impacto da bola sobre a raquete, assinaladas na Figura 6.1, que segundo o estudo descrito em [Nesbit, 2006] são constituídas por nove localizações de carácter pontual, define-se nessa figura uma nova distribuição das zonas de impacto em 5 áreas principais. Assim, e considerando a observação da raquete na direção da bola de ténis, a identificação dessas zonas de impacto são: *Zona DIR* – zona direita, *Zona ESQ* – zona esquerda, *Zona SUP* – zona superior, *Zona INF* – zona inferior e *Zona CENT* – zona central. Por questões de simplificação, não são consideradas as zonas intermédias entre estas cinco zonas.

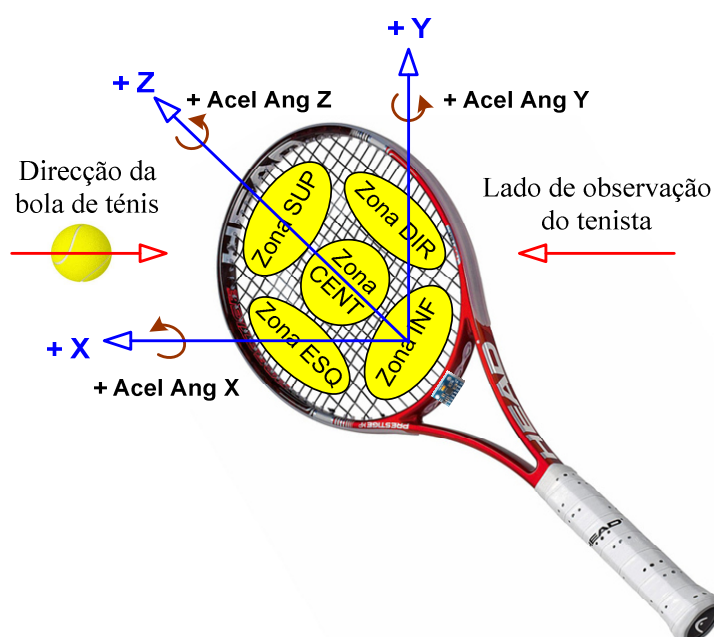


Figura 6.1 – Proposta de localização das zonas de impacto da raquete.

## 6.2 Ensaio Realizados em Ambiente de Jogo

Nos ensaios da *Plataforma de Análise Biomecânica de Tenistas* realizados em ambiente não controlado (escola de ténis *Paulo Girão* em Miramar), participaram na execução do *Serviço* três tenistas, duas raparigas e um rapaz, todos com 12 anos de idade, uma massa corporal em torno de 50 kg e uma altura média de 1,60 m.

Para a captura dos dados de movimento foi utilizado apenas o sistema *Arduíno*, que incorpora a raquete de ténis instrumentada e as bandas elásticas com os sensores resistivos flexíveis embutidos. Por indisponibilidade de equipamento não foi medido nenhum sinal de *EMG*.

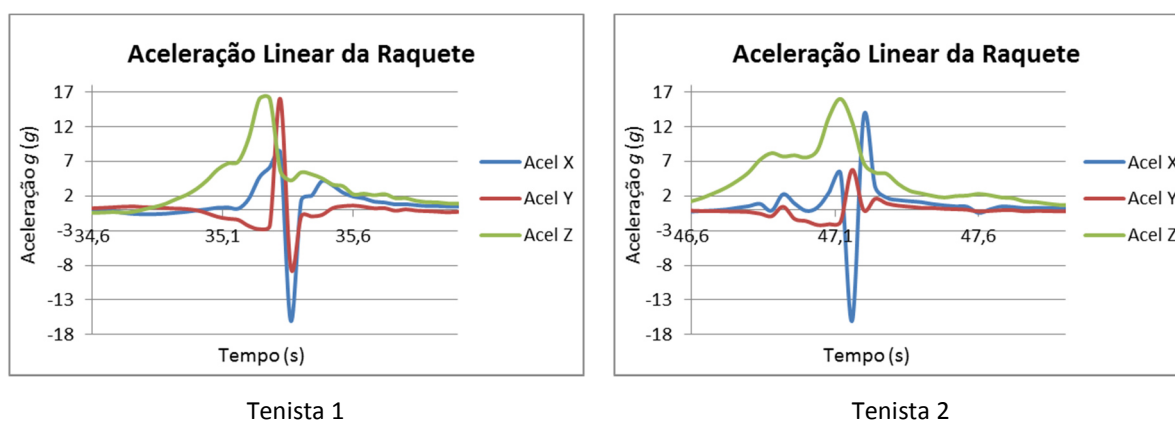
Depois de colocado todo o equipamento nos tenistas e deste ter sido corretamente ajustado, os atletas executaram uma série de golpes para se adaptarem ao mesmo, tendo-se iniciado a recolha de dados de execução de cinco serviços por cada tenista.

Os tenistas executaram o serviço utilizando a pega continental (ou universal), uma vez que os alunos são da camada de iniciação. Esta pega é vulgarmente utilizada na execução do serviço pelo facto de ser considerada como sendo uma pega de grande versatilidade, embora seja considerada desvantajosa por levar ao desgaste rápido do antebraço [ManualTennis, 2015; Tenisgestos, 2015].

Optou-se por apresentar apenas os gráficos correspondentes aos resultados dos dois primeiros tenistas, pois os dos restantes são semelhantes. Na análise de resultados é considerado o período de tempo compreendido entre a preparação e a finalização do serviço.

### Aceleração Linear da Raquete

Pode-se visualizar na Figura 6.2 a representação da aceleração linear da raquete em 3D durante a execução do serviço.



**Figura 6.2** – Aceleração linear da raquete.

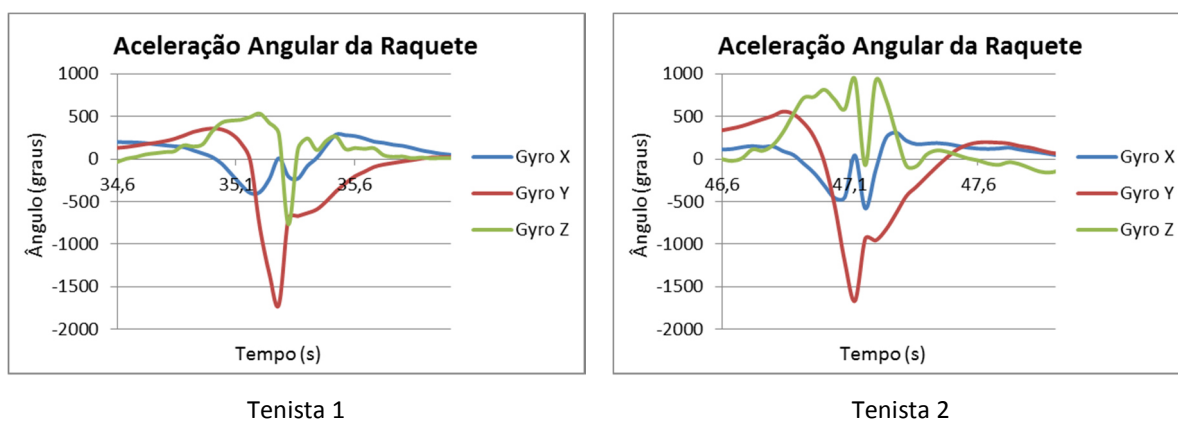
Realizando uma análise da fase de preparação do serviço, que corresponde ao movimento de recuo da raquete representado pela parte negativa do eixo  $X$ , a tenista realizou este movimento com uma aceleração relativamente baixa. Depois de iniciado o movimento de aceleração da raquete, movimento da raquete para a frente, correspondente à parte positiva do eixo  $X$ , e logo após o término de preparação do serviço, verifica-se um movimento acelerado da raquete nos eixos  $X$  e  $Z$  (eixo coincidente com a força centrífuga da raquete), descrevendo um movimento curvilíneo com o centro no ponto de aperto da raquete. Quando esta atinge a

posição vertical, a aceleração no eixo  $X$  é próxima de zero, enquanto no eixo  $Z$  é bastante elevada.

Considerando o tempo desde o instante em que a raquete de ténis se encontrava na posição vertical até ao momento que se dá o impacto da mesma com a bola, pode-se verificar que a tenista obteve um valor de 360  $ms$  (os outros dois tenistas obtiveram 280  $ms$ ). Após este instante de tempo ocorre o ricochete da raquete, que é caracterizado por um movimento brusco de recuo da mesma após o impacto com a bola, invertendo o sinal da aceleração do eixo  $X$  para valores negativos, tendo atingido a saturação do acelerómetro (gama de 16  $g$ ), sendo provável ter ultrapassado este valor máximo de aceleração.

### Aceleração Angular da Raquete

Na Figura 6.3 pode-se observar os valores da aceleração angular da raquete.



**Figura 6.3** – Aceleração angular da raquete.

Analisando o gráfico da Figura 6.3 verifica-se que a rotação da raquete em torno do eixo  $Y$  atingiu o valor máximo de -1711  $^{\circ}/s$  (-1665  $^{\circ}/s$  para a *Tenista 2* e -1190  $^{\circ}/s$  para o *Tenista 3*).

Em termos de rotação em torno do eixo  $X$ , eixo coincidente com a direção de impacto, pode-se observar valores de aceleração relativamente baixos, uma vez que este eixo de movimento coincide com a direção de avanço da raquete em direção à bola.

No que diz respeito aos valores da aceleração angular da raquete no eixo  $Z$ , eixo influenciado diretamente através dos movimentos de *pronação* e de *supinação* da *Mão* e do *Antebraço* através da articulação do *Punho*, pode-se constatar que todos os tenistas tiveram um crescimento gradual positivo (movimento de *supinação*) da aceleração angular até o momento em que se dá o impacto.



No caso da *Tenista 1*, podemos constatar que o momento de impacto pode ter-se dado entre os 35,32 s e os 35,36 s, uma vez que neste intervalo a aceleração angular atinge um pico negativo de -765 %/s aos 35,32 s no eixo Z, provocado pela inversão brusca do sentido de rotação da raquete neste mesmo eixo, originando um movimento de *pronação* acentuado da *Mão*, seguindo posteriormente para a posição de repouso. A inversão do sentido de rotação da raquete para valores de aceleração angular negativos leva a concluir que a colisão ocorreu dentro da zona esquerda inferior da raquete, uma vez que o valor de aceleração no eixo Y diminuiu após o impacto, do valor de -670 %/s para -634 %/s aos 35,40 s, dando-se de seguida à desaceleração da raquete com o aumento positivo da aceleração angular após os 35,44 s.

No caso da *Tenista 2* aconteceu algo semelhante, mas com uma inversão do sentido de rotação do eixo Z mais acentuada, pois passou dos 936 %/s aos 47,12 s para os -72 %/s aos 47,16 s. Neste caso, a colisão da bola com a raquete foi também na zona esquerda da raquete, mas mais afastada da zona central superior da mesma, uma vez que o valor da aceleração angular no eixo Y aumentou negativamente após o impacto de -935 %/s para -957 %/s aos 47,20 s, dando-se de seguida a desaceleração da raquete com o aumento positivo da aceleração angular após os 47,24 s.

Por último, no caso do *Tenista 3*, os valores da aceleração angular nos instantes anteriores e no instante de impacto, com um valor de 857 %/s aos 44,40 s, têm valores positivos, não havendo mudança no sentido de rotação da raquete, tendo aumentado ligeiramente o seu valor, mantendo, praticamente, a aceleração angular no instante de tempo posterior ao impacto. Conclui-se assim que se manteve a tendência progressiva do movimento de *pronação* da *Mão*. Neste caso, a colisão da bola deu-se próximo da zona central da raquete, dado que o valor da aceleração angular se manteve praticamente constante após o instante de impacto, alterando de -1416 %/s aos 44,40 s para -1467 %/s aos 44,44 s.

Em termos de melhoria da técnica desportiva do serviço de ténis, poder-se-á dizer que as tenistas 1 e 2 têm que aperfeiçoar este golpe de modo a aproximar o local de impacto do centro da raquete, para não estarem sujeitas às mudanças bruscas do sentido de rotação da raquete, uma vez que os eixos Y e Z são os mais afetados na execução do serviço, evitando assim os movimentos bruscos de *pronação* do *Punho*.

### Ângulos de Flexão/Extensão e Radial/Ulnar da Articulação do Punho

Na Figura 6.4 estão representados os valores correspondentes à variação dos ângulos de movimento de flexão/extensão e do desvio radial/ulnar da articulação do *Punho*.

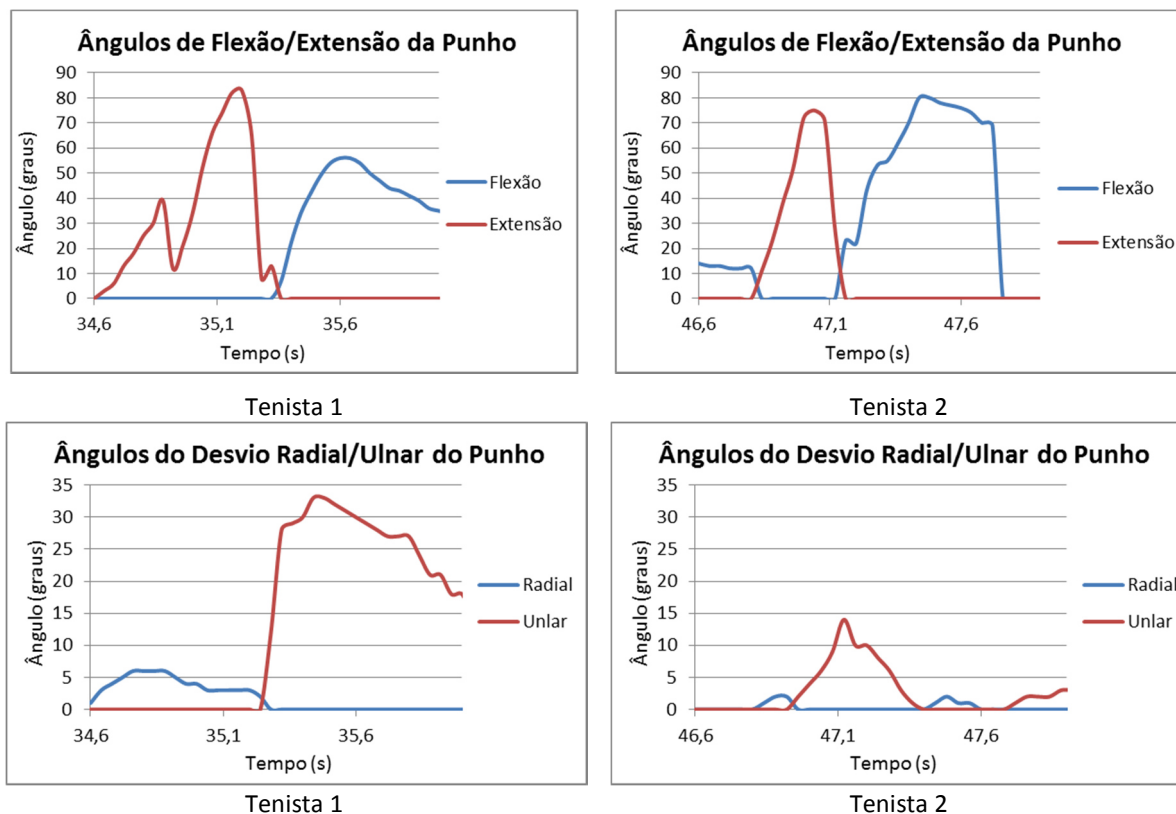


Figura 6.4 – Ângulos de flexão/extensão e do desvio radial/ulnar da articulação do *Punho*.

Pode-se constatar que durante a preparação do serviço, correspondente ao recuo da raquete, apenas a *Tenista 1* o fez com a *Mão* um pouco estendida, atingindo um ângulo de extensão de valor máximo igual a 25°, enquanto os outros dois tenistas o fizeram com a *Mão* um pouco fletida, atingindo valores de flexão de 14° para a *Tenista 2* e de 16° para o *Tenista 3*.

Com o aumento da aceleração da raquete no sentido positivo do eixo *X*, verifica-se um aumento gradual dos valores de extensão da *Mão*, uma vez que a raquete tem a tendência de ficar para trás, oferecendo resistência ao seu avanço. Na posição vertical, a *Tenista 1* atingiu o maior ângulo de extensão da *Mão*, com um valor de 34°, seguido da *Tenista 2* com 23° e depois a *Tenista 3* com 0°, no caso desta última, a *Mão* estaria na posição de repouso.

### Ângulos de Euler da Raquete

Na Figura 6.5 estão representados os ângulos de *Euler* que descrevem a orientação da raquete (corpo rígido girante) em 3D. A ideia é ilustrar as orientações da raquete efetuadas pelos tenistas, uma vez que não se pode realizar uma comparação rigorosa destas orientações, pois que ao considerar um determinado sistema de coordenadas inercial fixo, este é diferente para cada tenista pelo facto de não terem partido inicialmente e em simultâneo do mesmo ponto no espaço. De qualquer modo, em termos de orientação do eixo *Y*, globalmente os tenistas 1 e 3 tiveram orientações da raquete semelhantes; o mesmo acontece para os tenistas 1 e 2 relativamente ao eixo *Z* nos instantes próximos do impacto da bola com a raquete.

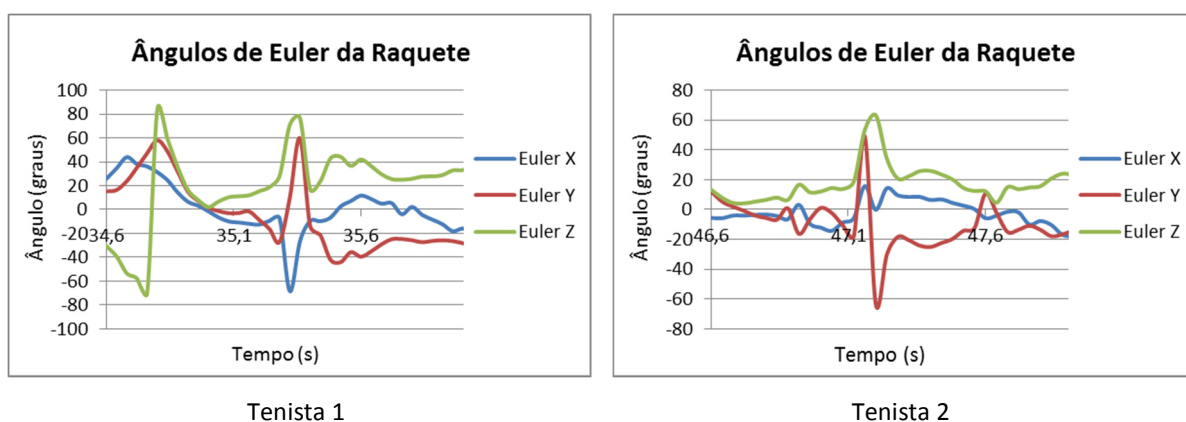


Figura 6.5 – Ângulos de *Euler* da raquete.

### Ângulos de Extensão/Flexão da Articulação do Cotovelo

Na Figura 6.6 estão representados os ângulos de movimento da articulação do *Cotovelo* obtidos para cada tenista.

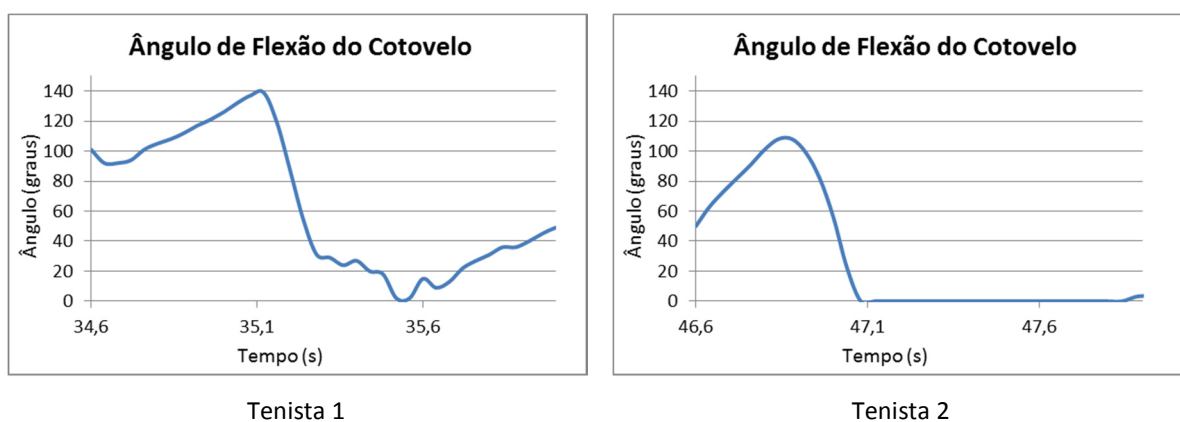
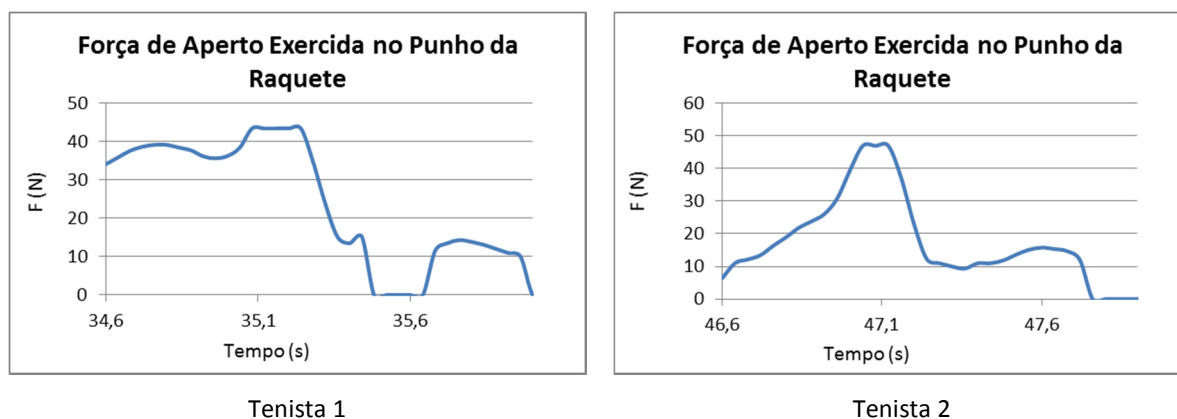


Figura 6.6 – Ângulos de flexão/extensão da articulação do *Cotovelo*.

De acordo com [FPTenis, 2015] relativamente ao *Membro Superior*, o procedimento de execução do serviço inicia-se com a fase de preparação, que correspondente à elevação simultânea em sentido oposto dos braços no lançamento da bola ao ar. No lançamento, a bola deve ser atirada suficientemente alta, de modo a facilitar o impacto com a rede da cabeça da raquete quando o braço armado está totalmente estendido. Tendo em conta esta regra, apenas os tenistas 2 e 3 tinham o braço totalmente estendido no momento do impacto, correspondendo assim a uma execução perfeita do serviço neste aspeto, enquanto a *Tenista 1* tinha o braço um pouco fletido, formando um ângulo de  $24^\circ$ . Portanto, a *Tenista 1* tem de melhorar tecnicamente este aspeto.

### Força de Aperto Exercida no Punho da Raquete

Pode-se observar na Figura 6.7 os valores da força de aperto exercida no punho da raquete por cada tenista.



**Figura 6.7** – Força de aperto exercida no punho da raquete exercida por cada tenista.

Observando os gráficos da Figura 6.7 constata-se que os tenistas 1 e 2 exerceram uma força de aperto de valor semelhante durante a fase de recuo da raquete. Já no momento de impacto verifica-se que todos os tenistas tiveram valores de força semelhantes, decrescendo após este instante, com a exceção do *Tenista 3* que aumentou o valor de força.

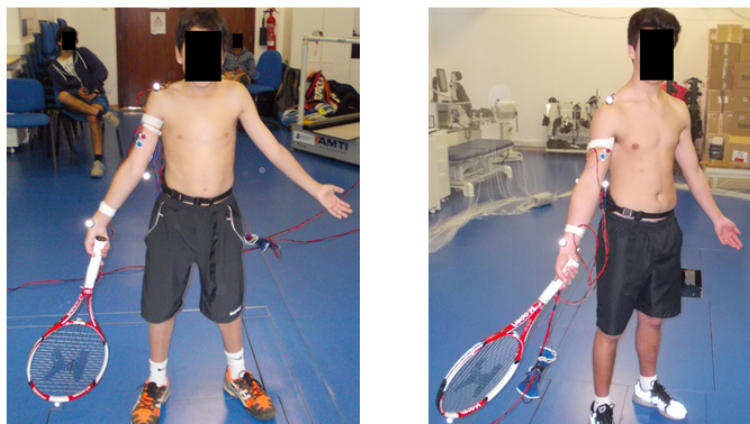
Em termos de prevenção de lesões, relativamente à tendinite de *De Quervain*, e uma vez que o aperto do punho da raquete está relacionado com os tendões do *abductor longo* e o *extensor curto* do polegar, aconselha-se o *Tenista 3* a relaxar ligeiramente a *Mão* durante a desaceleração da raquete até ao repouso da mesma.

### 6.3 Simulação do Modelo Biomecânico do Membro Superior

Na recolha de dados cinemáticos realizados no *LABIOMEPE*, não foram utilizadas as bandas elásticas com os sensores embutidos para medição dos ângulos articulares do *Cotovelo* e do *Punho*, uma vez que iria dificultar a colocação dos marcadores reflexivos e limitar o movimento dos tenistas.

Na recolha dos dados cinemáticos durante os ensaios realizados no laboratório, foram utilizadas 12 câmaras de retroflexão de infravermelhos da *Qualisys* (*Qualisys AB*, Suécia) operando a 200 *Hz*. O processo de calibração foi o recomendado pelo fabricante, que se caracteriza pela colocação de um *L-Frame* com medidas conhecidas por forma a estabelecer a origem do referencial 3D a usar. A calibração do volume de aquisição foi realizada usando uma varinha com 750,1 *mm* de comprimento, a qual foi movida varrendo o volume de aquisição. O sistema captou o comprimento da varinha e desse modo efetuou-se a calibração.

A simulação computacional realizada relativamente à execução do serviço baseou-se no modelo biomecânico desenvolvido e nos dados recolhidos de quatro tenistas da camada de competição com as seguintes características: dois tenistas com 12 anos de idade (ambos com uma massa corporal em torno de 50 kg e 1,5 m de altura); um tenista com 15 anos de idade e outro com 17 anos (os dois com uma massa corporal em torno de 70 kg e 1,70 m de altura). Pode-se observar na Figura 6.8 os sete marcadores reflexivos colocados no *Membro Superior* direito de dois dos tenistas na posição estática, mais concretamente, nos seguintes pontos anatómicos: *Acrómio* (*RAC – Right Acromion*), *Epicôndilo Medial do Cotovelo* (*RMELB – Right Medial Elbow*) e *Epicôndilo Lateral do Cotovelo* (*RLELB – Right Lateral Elbow*), *Rádio* (*RRAD – Right Radius*); *Ulna* (*RULN – Right Ulna*), no terceiro dedo – *Metacarpo 3* (*R3CARP*) e no topo da raquete (*TOP\_RACKET – Top Racket*).



**Figura 6.8** – Tenistas com os marcadores colocados no seu *Membro Superior* e no topo da raquete.

Tal como referido na secção 6.2, para todos os ensaios, antes de se iniciar a recolha dos dados cinemáticos os atletas executaram uma série de golpes para se adaptarem ao equipamento e aos marcadores reflexivos colocados.

O processo de sincronização do sistema de captura de imagens da *Qualisys* é realizado da seguinte forma: quando é iniciada ou terminada a gravação de imagens, o sistema efetua um *trigger* do sinal de sincronização, passando do nível lógico alto (5V) para baixo (0V), estando o nível lógico alto ativo durante todo o período de gravação. Contudo, não se optou por utilizar este sinal de *trigger* para controlo da gravação de dados do sistema *Arduíno*, uma vez que durante a recolha de dados, o sistema *Arduíno* registou que este sinal desceu durante a gravação ao nível lógico baixo devido a ruído elétrico. Para colmatar esta situação, antes de se iniciar a captura de dados pelo sistema da *Qualisys*, foi iniciada a gravação de dados no sistema *Arduíno*, que também gravou para o cartão de memória o estado lógico do sinal de sincronização da *Qualisys*.

A escolha dos dados para análise, e uma vez que estávamos perante dois sistemas com períodos de amostragem diferentes, o da *Qualisys* com 5 ms (200 Hz) e o sistema *Arduíno* com cerca de 40 ms, foi efetuada considerando o instante de impacto para a sincronização dos dois sistemas de aquisição. Assim, selecionaram-se os dados correspondentes a alguns instantes de tempo antes e após ter ocorrido o impacto da raquete com a bola.

Depois de realizada a recolha dos dados cinemáticos, foi necessário fazer para cada ficheiro de texto gravado a correspondência dos marcadores reflexivos aos pontos anatómicos corretos. Nesse procedimento manual, o *software* da *Qualisys* atribui, numa gama de 0 – 100%, o grau de visibilidade pelas câmaras para cada um dos marcadores usados. Caso haja algum grau de oclusão de algum dos marcadores, ou estes se tenham movimentado para fora da área visível das câmaras, esse marcador fica com uma percentagem de visibilidade inferior a 100%. Nesse caso, tem de se voltar fazer a correspondência desse marcador ao ponto anatómico correspondente, até perfazer o movimento completo descrito por este.

Nesta secção não é apresentada a informação acerca dos ângulos de *Euler*, uma vez que estes permitem apenas descrever a orientação da raquete em 3D. Por questões de simplicidade não são apresentados os gráficos correspondentes aos dados recolhidos pela plataforma *Arduíno* (com a exceção dos sinais de *EMG*) uma vez que são semelhantes aos apresentados nos ensaios em ambiente de jogo. Também por motivos de simplificação, apenas são apresentados os gráficos obtidos na simulação do modelo biomecânico para um tenista.

## Aceleração Linear da Raquete

Tal como nos ensaios efetuados na escola de ténis, o serviço foi executado utilizando a pega continental. Ao efetuar uma comparação dos valores obtidos nos ensaios realizados em ambiente de jogo, pode-se constatar que têm algumas semelhanças, principalmente os tenistas 1 e 2, uma vez que têm características corporais semelhantes. Já os tenistas 2 e 3 apresentam diferenças significativas, pelo facto destes tenistas possuírem uma força muscular superior, uma vez que têm uma estrutura corporal, em termos de estatura e massa, maior e conseguem exercer uma força muscular muito superior.

Analisando mais pormenorizadamente em termos da fase de preparação do serviço, representada pela parte negativa do eixo  $X$ , os tenistas 1 e 2 realizaram o serviço com uma aceleração de recuo da raquete relativamente baixa, com o *Tenista 1* a atingir uma aceleração de  $-0,28\text{ g}$  e o *Tenista 2* de  $-0,47\text{ g}$ . Já no caso dos tenistas mais velhos, tenistas 2 e 3, estes realizaram o serviço com um movimento de recuo da raquete com uma aceleração muito mais elevada, atingindo uma aceleração de  $-3,28\text{ g}$  e de  $-2,80\text{ g}$ , respetivamente. Pode-se constatar no caso dos tenistas mais novos, que foi o *Tenista 2* seguido do *Tenista 1*, que impulsionaram um recuo da raquete com maior velocidade. No caso dos tenistas mais velhos, foi o *Tenista 3* seguido do *Tenista 4*, que impulsionou um recuo com velocidade mais elevada.

Depois de iniciado o movimento de aceleração da raquete de ténis, para a frente correspondente à parte positiva do eixo  $X$ , e logo após o término de preparação do serviço, verifica-se um movimento acelerado da raquete nos eixos  $X$  e  $Z$ , descrevendo um movimento curvilíneo do ponto de aperto da raquete. Quando esta atinge a posição vertical, a aceleração  $g$  no eixo  $X$  é próxima de zero, enquanto no eixo  $Z$  é elevada.

Um pormenor interessante é a diferença muscular entre os tenistas mais novos e os mais velhos quando a raquete se encontra na posição vertical, pois os mais velhos têm uma força muscular superior, atingindo valores de aceleração superiores. Assim, os valores obtidos foram os seguintes: tenistas 1 e 2 com acelerações de  $1,87\text{ g}$  e  $1,41\text{ g}$ , e tenistas 3 e 4 com acelerações de  $9,10\text{ g}$  e  $15,74\text{ g}$ , respetivamente.

Considerando o tempo desde o instante em que a raquete se encontrava na posição vertical até ao momento que se dá o impacto da mesma com a bola, pode-se verificar que o *Tenista 2* foi o mais rápido com  $240\text{ ms}$ , enquanto o *Tenista 1* demorou  $320\text{ ms}$ . No caso dos tenistas mais velhos, ambos realizaram o serviço com velocidade idêntica levando apenas  $80\text{ ms}$  a executar o movimento. Esta diferença é justificada pelo facto destes terem uma capacidade muscular

superior, sendo visivelmente notório pela comparação das características corporais dos atletas. Após este instante, ocorre o ricochete da raquete após o impacto com a bola, invertendo o sinal da aceleração do eixo  $X$  para valores negativos, tendo sido atingida a saturação do acelerómetro (gama máxima de 16 g) pelos quatro tenistas, o que significa que todos eles ultrapassaram este valor máximo de aceleração, tal como aconteceu nos ensaios realizados na *Escola de Ténis*.

### **Aceleração Angular da Raquete**

Analisando os resultados obtidos, verifica-se que a rotação da raquete em torno do eixo  $Y$  antes do impacto foi superior no *Tenista 1* com 1413 %/s face aos 907 %/s do *Tenista 2*. Relativamente aos tenistas mais velhos, o *Tenista 3* atingiu os 1444 %/s e o *Tenista 4* os 693 %/s. É curioso que o primeiro tenista de cada grupo de atletas, mais novos e mais velhos, tiveram uma aceleração angular da raquete de valores muito próximos.

Em termos de rotação em torno do eixo  $X$ , eixo coincidente com a direção de impacto, pode-se observar que este teve uma rotação com valores de aceleração relativamente baixos, face aos obtidos no eixo  $Y$ , pelo facto deste eixo de movimento ser coincidente com a direção de avanço da raquete em direção à bola.

Relativamente à aceleração angular da raquete em torno do eixo  $Z$ , eixo influenciado diretamente pelos movimentos de pronação e de supinação da *Mão* e do *Antebraço*, verifica-se que todos os tenistas tiveram algumas oscilações de movimento de pronação e supinação da *Mão*. Analisando os tenistas mais novos, o *Tenista 1* passou de -314 %/s aos 38,59 s para -1601 %/s aos 38,63 s correspondentes ao momento de impacto. No caso do *Tenista 2*, este passou de -465 %/s aos 27,56 s para -309 %/s aos 27,60 s, mudando depois para -1737 %/s aos 27,64 s, o que leva a concluir que o impacto ocorreu entre os 27,60 s e 27,64 s. Conclui-se então, que os tenistas 1 e 2 tiveram ambos um aumento brusco negativo da aceleração angular de movimento de supinação acentuado, o que leva a concluir que o local de impacto foi a zona esquerda da raquete assinalada na Figura 6.1.

Em termos de melhoria da técnica desportiva do serviço, poder-se-á dizer que estes tenistas têm que aperfeiçoar este golpe de modo a aproximar o local de impacto para a zona central da raquete, de forma a não estarem sujeitos às mudanças bruscas do sentido de rotação da mesma, evitando assim os movimentos bruscos de supinação do *Punho*.



## Força de Aperto Exercida no Punho da Raquete

É importante salientar que todos os tenistas tiveram alguns problemas no manuseio da raquete na realização dos ensaios, uma vez que a temperatura ambiente no laboratório era razoavelmente alta, cerca de 25 °C, o que dificultou o aperto da raquete pelo facto do sensor de força colocado no punho da mesma estar protegido com fita-cola, provocando o escorregamento desta na *Mão* devido à transpiração dos atletas. Em algumas situações, particularmente nos tenistas com maior força muscular, a raquete chegou mesmo a sair da *Mão*.

Verifica-se que os tenistas 1 e 2 exerceram uma força de aperto de valor semelhante na fase de recuo da raquete. No instante em que a raquete se encontrava na posição vertical, a força exercida por estes dois tenistas foi praticamente a mesma (em torno dos 16 N). No instante antes do impacto, estes tenistas atingiram uma força de aperto superior, como era de esperar, atingindo um valor de 47 N no caso do *Tenista 1* e de 48 N no caso do *Tenista 2*. No que respeita aos tenistas 2 e 3, a força de aperto foi superior com a raquete na posição vertical, com valores de 37 N para o *Tenista 3* e de 42 N para o *Tenista 4*, tendo sido mantidos estes valores nos instantes seguintes, mesmo após o impacto. Estes valores justificam o facto de os tenistas estarem a exercer bastante força para a raquete não escorregar, dado que a esta atingiu valores de aceleração elevados com estes atletas.

Em termos de prevenção de lesões, e recordando as lesões mais vulgares na articulação do *Punho* e da *Mão*, tais como as tendinites dos *extensores* e dos *flexores* dos dedos e do *Punho*, a síndrome do túnel do *carpo*, a tendinite de *De Quervain* ou até mesmo a rotura da fibrocartilagem triangular, embora esta seja mais frequente na execução de um golpe de *backhand* de duas mãos utilizando uma empunhadura de *Western* (ver secção 3.4), e tendo em conta que o aperto do punho da raquete está relacionado com os tendões do *abductor longo* e o *extensor curto* do dedo polegar, aconselham-se os tenistas 3 e 4 a relaxar ligeiramente a *Mão* durante a desaceleração da raquete até ao repouso da mesma, de modo a evitar alguma destas lesões, ou a retardar a progressão de alguma já existente.

É importante referir que nenhum dos tenistas que participaram nos ensaios, quer em ambiente de jogo, quer no laboratório, se queixou de alguma dor ou mau estar. Os tenistas mais novos são da camada de iniciação, mas de um nível avançado, enquanto os tenistas mais velhos são já da camada competição. De qualquer modo, são todos bastante novos e sem grande experiência de competição profissional onde a exigência é elevada, o que justifica, para já, a ausência de qualquer tipo de lesão

### Sinais de EMG da Atividade dos Músculos Bíceps e Tríceps

De entre os músculos com maior solicitação de esforço na execução do serviço, salientam-se os seguintes músculos: *Braquiorradial*, responsável pelo movimento de pronação do braço; o músculo do *Bíceps*, responsável pelos movimentos de flexão das articulações do *Cotovelo* e do *Ombro* e de supinação do *Antebraço*; e o músculo do *Tríceps*, responsável pela extensão do *Cotovelo*. Não foi possível realizar a medição do sinal de *EMG* do músculo *Braquiorradial* por este coincidir com a localização dos marcadores reflexivos e/ou pela banda elástica. Por este motivo, foram apenas medidos os sinais de *EMG* dos músculos *Bíceps* e *Tríceps*.

É importante referir que alguns dos elétrodos colocados nos referidos músculos descolaram devido à transpiração, ao movimento natural dos tecidos moles e aos movimentos executados pelos tenistas. Estes motivos poderão justificar alguns erros de medida, falta de linearidade dos sinais e à obtenção de picos nos valores medidos. Para facilitar a análise dos sinais de *EMG*, considerou-se o fator de ampliação 10350x do circuito de condicionamento de sinal indicado na secção 4.8.

Pode-se observar na Figura 6.9 a representação do sinal de *EMG (RMS)* ampliado obtido pelos músculos *Bíceps* e *Tríceps*.

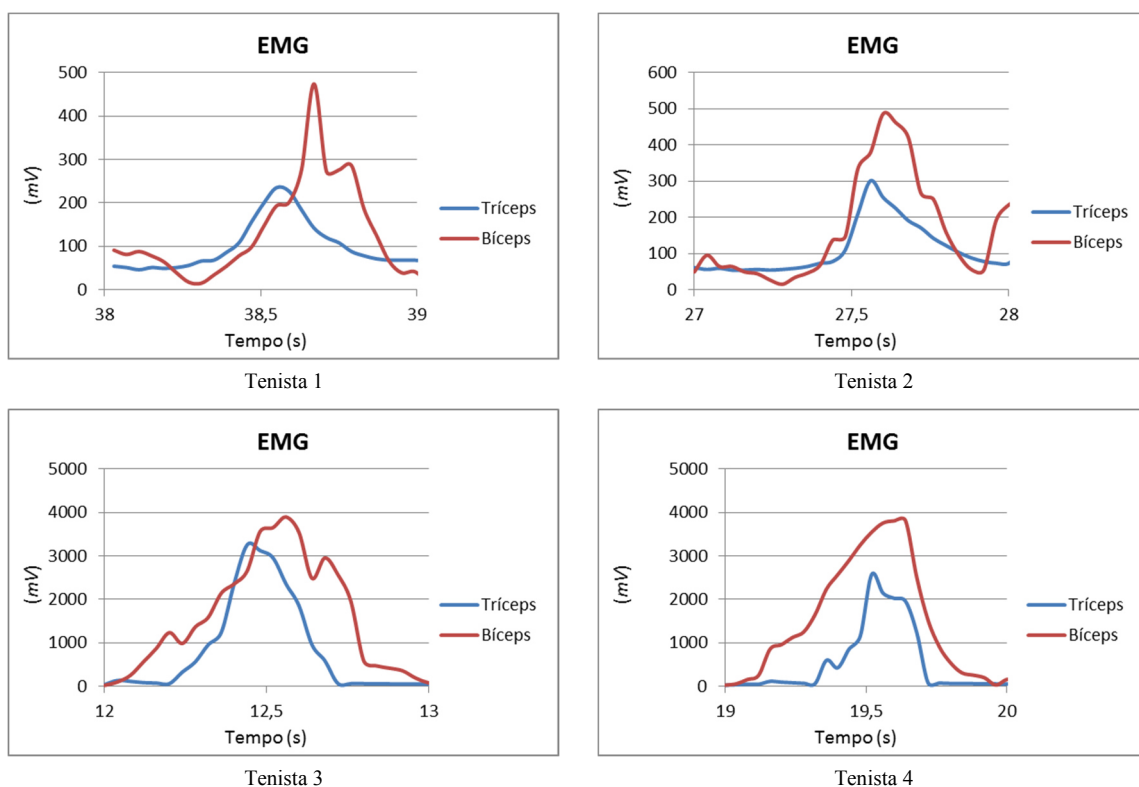


Figura 6.9 – Sinal de EMG (RMS) dos músculos *Biceps* e *Triceps*.

Globalmente, verifica-se que os valores de *EMG* que os tenistas mais novos apresentaram valores muito mais baixos que os mais velhos. Tal pode ter ocorrido por diversas razões: foi escolhido o ponto anatómico do *Acrómio* como ponto neutro para a colocação dos elétrodos de referência dos sensores de *EMG*, uma vez que neste local os músculos do *Bíceps* e do *Tríceps* não têm atividade muscular. Pelo facto dos dois tenistas mais novos terem uma massa muscular e corporal muito mais baixa é ainda possível que tenha ocorrido uma maior movimentação natural dos tecidos moles do *Membro Superior* destes dois atletas, tendo dificultado, assim, a medição direta dos sinais de *EMG*.

Analisando com maior detalhe a evolução dos sinais de *EMG* amplificados do músculo do *Bíceps* na execução do serviço, verifica-se que na fase de recuo máximo da raquete, o *Tenista 1* atingiu o valor de 39 *mV* e o *Tenista 2* o valor de 27 *mV*. Relativamente aos tenistas mais velhos, o *Tenista 3* atingiu o valor de 2654 *mV* e o *Tenista 4* o valor de 2897 *mV*. Já no instante de impacto, os tenistas obtiveram os seguintes valores de *EMG*: *Tenista 1* o valor de 276 *mV* aos 38,63 *s*; o *Tenista 2* obteve o valor de 486 *mV* aos 27,60 *s*; o *Tenista 3* obteve o valor de 3896 *mV* aos 12,56 *s*; e o *Tenista 4* obteve o valor de 3756 *mV* aos 19,56 *s*. Realizando uma comparação global da atividade muscular, os tenistas de cada grupo têm valores de pico relativamente semelhantes, embora com valores intermédios diferentes. Em termos globais da atividade muscular dos músculos *Bíceps* e *Tríceps*, o *Tenista 2* teve uma atividade muscular superior à do *Tenista 1*. Já no grupo dos tenistas mais velhos, o *Tenista 3* obteve valores ligeiramente superiores face ao *Tenista 4*.

É possível verificar nos dois tenistas mais novos, porque são mais lentos na execução do serviço face aos mais velhos, que quando a raquete se encontra na posição vertical o *Membro Superior* destes encontra-se totalmente estendido, com a atividade muscular do *Tríceps* superior à do *Bíceps*, como seria de esperar, uma vez que o *Tríceps* é o principal músculo responsável pela extensão do *Braço*. Nos tenistas mais velhos, e também na posição vertical da raquete, obtiveram valores de *EMG* bastante elevados. Isso deve-se à força empregue pelos tenistas mais velhos na execução do serviço de ténis, pois em alguns casos foi necessário repetir o ensaio pelo facto de algum dos marcadores terem-se soltado, a raquete ter sido arremessada ao escorregar da *Mão* e a descolagem dos elétrodos dos sensores de *EMG*, devido à humidade provocada pela transpiração.

### Força Ativa Exercida pelos Músculos na Flexão/Extensão do *Membro Superior*

Pode-se observar na Figura 6.10 a representação da força ativa exercida pelos músculos na flexão/extensão do *Membro Superior* durante a fase de preparação e de execução do serviço do *Tenista 3*.

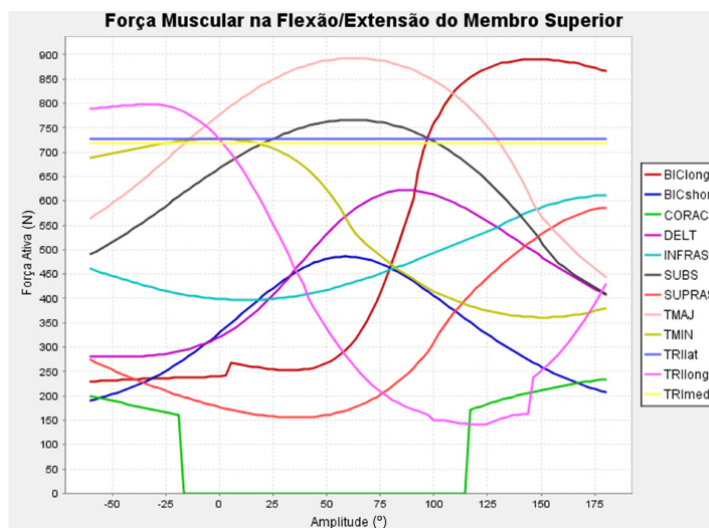


Figura 6.10 – Força muscular exercida na flexão/extensão do *Membro Superior*.

### Força Ativa Exercida pelos Músculos na Flexão/Extensão da Articulação do *Punho*

Pode-se observar na Figura 6.11 a representação da força ativa exercida pelos músculos na flexão/extensão da articulação do *Punho* durante a fase de preparação e de execução do serviço do *Tenista 3*.

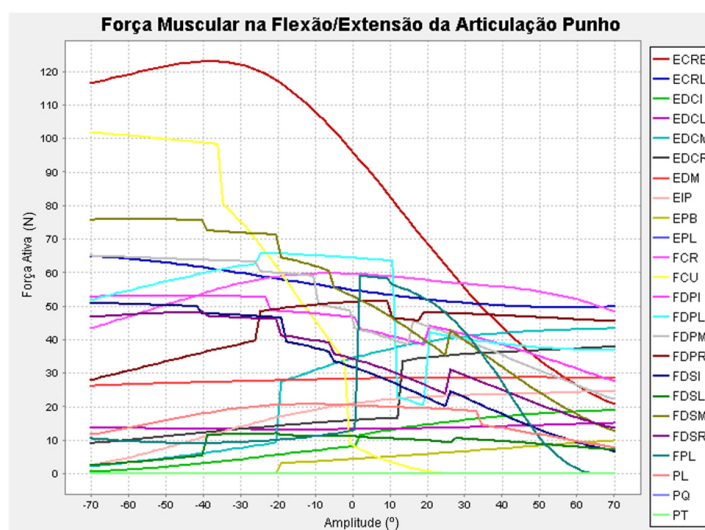


Figura 6.11 – Força muscular exercida na flexão/extensão da articulação do *Punho*.

Na Tabela 6.1 estão indicados os valores de força muscular máximos obtidos pelos quatro tenistas nos instantes envolventes ao de impacto e os respetivos valores de referência (valores de força musculares máximos) obtidos por [Holzbaur, 2005].

**Tabela 6.1** – Valores de força muscular obtidos na simulação usando o modelo biomecânico do *Membro Superior* de tenistas e respetivos valores de referência.

Músculo	Força (N)				Referência
	Tenista 1	Tenista 2	Tenista 3	Tenista 4	[Holzbaur, 2005]
DELT – Deltoid	551,1	585,0	621,0	556,0	1142,6
SUPRAS – Supraspinatus (Supra-Espinal)	403,6	578,4	580,2	576,4	487,8
INFRAS – Infraspinalis (Infra-Espinal)	431,7	543,2	604,1	516,4	1210,8
TMIN – Teres Minor (Redondo Menor)	414,2	441,0	688,5	379,7	354,3
TMAJ – Teres Major (Redondo Maior)	616,8	419,8	891,4	383,7	425,4
SUBS – Subscapularis (Subescapular)	554,0	295,0	765,8	249,3	1377,8
Triceps (Longus)	797,8	797,6	796,8	780,5	798,5
Triceps (Medium)	390,3	378,4	719,0	311,4	624,3
Triceps (Lateral)	398,5	386,8	726,5	303,8	624,3
Biceps (Longus)	551,8	608,5	675,0	589,4	624,3
Biceps (Brevis)	166,3	268,5	445,6	191,4	435,6
CORAC – Coracobrachialis	137,0	150,3	231,0	179,5	242,5
BRD – Brachioradialis	-	-	-	-	261,3
FCR – Flexor Carpi Radialis	45,2	56,3	56,7	57,8	74,0
FCU – Flexor Carpi Ulnaris	-	45,3	101,6	-	128,9
ECU – Extensor Carpi Ulnaris	38,2	1,3	62,3	62,3	93,2
EDM – Extensor Digiti Minimi	27,6	27,0	27,9	27,9	25,3
ECRB – Extensor Carpi Radialis Brevis	108,1	109,3	123,0	103,2	100,5
ECRL – Extensor Carpi Radialis Longus	56,7	64,1	62,6	60,8	304,9
FDSL – Flexor Digitorum Sublimis Little	-	-	12,0	3,2	16,5
FDSR – Flexor Digitorum Sublimis Ring	-	2,8	48,1	6,2	57,9
FDSM – Flexor Digitorum Sublimis Medium	-	0,6	75,0	-	91,0
FDSI – Flexor Digitorum Sublimis Indicis	-	-	-	-	61,2
FDPL – Flexor Digitorum Profundus Little	-	55,0	65,3	29,6	79,7
FDPR – Flexor Digitorum Profundus Ring	-	48,3	51,0	-	64,1
FDPM – Flexor Digitorum Profundus Medius	-	22,0	63,6	22,8	81,7
FDPI – Flexor Digitorum Profundus Indicis	-	23,7	52,9	-	68,3
EDCL – Extensor Digitorum Communis Little	12,1	16,3	14,7	17,8	13,1
EDCR – Extensor Digitorum Communis Ring	1,3	6,6	34,1	31,4	34,0
EDCM – Extensor Digitorum Communis Medium	-	2,5	19,0	19,0	35,3
EDCI – Extensor Digitorum Communis Indicis	-	-	14,9	3,8	18,3
FPL – Flexor Pollicis Longus	-	-	58,7	47,0	77,2
EPB – Extensor Pollicis Brevis	10,3	13,8	5,7	14,0	14,2
EPL – Extensor Pollicis Longus	-	-	-	-	39,5
EIP – Extensor Indicis Proprius	-	24,2	20,1	-	21,7
APL – Abductor Pollicis Longus	7,5	-	-	-	59,5
PL – Palmaris Longus	0,9	17,2	20,2	18,4	26,7
PT – Pronator Teres (Pronador Redondo)	-	-	-	-	566,2
PQ – Pronator Quadratus	-	-	-	-	75,5
SUP – Supinator	-	-	-	-	476,0

## 6.4 Validação de Resultados

Pretende-se nesta secção apresentar uma validação dos dados obtidos pelo sistema *Arduino* e pela simulação computacional usando o modelo biomecânico do *Membro Superior* de tenistas desenvolvido. Para isso, é realizada uma comparação entre a aceleração medida pelo acelerómetro *MPU-6050* (colocado na raquete) com os valores de aceleração medidos experimentalmente e indicados em [Ramos, 2011] durante a execução do serviço. Da mesma forma, é realizada uma comparação dos valores de força muscular obtidos para os músculos do *Membro Superior* pela simulação da execução do serviço com os valores máximos suportados por esses mesmos músculos indicados em [Holzbaur, 2005].

A validação do sistema de medição dos ângulos de movimento nas articulações do *Cotovelo* e do *Punho* é realizada tendo em conta o processo descrito na secção 5.2.

### Aceleração Linear da Raquete

Na secção 2.3 pode-se encontrar um gráfico com o resultado das acelerações 3D de uma raquete durante a execução do serviço. Como se pode observar, a curva do gráfico é idêntica às curvas dos gráficos correspondentes aos dados recolhidos pelo sistema *Arduino* desenvolvido e que foram apresentados na secção 6.2. Apenas diferem em termos das acelerações máximas pelo facto do acelerómetro utilizado em [Ramos, 2011] estar limitado a 7,8 g, enquanto o acelerómetro *MPU-6050* usado no nosso sistema suporta 16 g, e o acelerómetro estar colocado ao nível da garganta da raquete e não diretamente na cabeça da mesma como na nossa solução.

### Força Exercida pelos Músculos do Membro Superior

Pode-se encontrar em [Holzbaur, 2005] o desenvolvimento de um modelo biomecânico do *Membro Superior* que integra cinquenta músculos e tendões, desenvolvido para efetuar a simulação de cirurgias músculo-esqueléticas e a avaliação do controlo neuromuscular. No referido trabalho, podem-se encontrar os valores de pico da força muscular máxima suportada pelos músculos do *Membro Superior* (anexo C), indicados na coluna mais à direita da Tabela 6.2, para uma vasta gama de posturas e de movimentos do *Membro Superior*.

**Tabela 6.2** – Valores de força muscular de referência do *Membro Superior* (adotado de [Holzbaur, 2005]).

Músculo	Força (N)				Referência
	Tenista 1	Tenista 2	Tenista 3	Tenista 4	[Holzbaur, 2005]
DEL.T – Deltoid	551,1	585,0	621,0	556,0	1142,6
SUPRAS – Supraspinatus (Supra-Espinhal)	403,6	578,4	580,2	576,4	487,8
INFRAS – Infraspínatus (Infra-Espinhal)	431,7	543,2	604,1	516,4	1210,8
TMIN – Teres Minor (Redondo Menor)	414,2	441,0	688,5	379,7	354,3
TMAJ – Teres Major (Redondo Maior)	616,8	419,8	891,4	383,7	425,4
SUBS – Subscapularis (Subescapular)	554,0	295,0	765,8	249,3	1377,8
Triceps (Longus)	797,8	797,6	796,8	780,5	798,5
Triceps (Medium)	390,3	378,4	719,0	311,4	624,3
Triceps (Lateral)	398,5	386,8	726,5	303,8	624,3
Biceps (Longus)	551,8	608,5	675,0	589,4	624,3
Biceps (Brevis)	166,3	268,5	445,6	191,4	435,6
CORAC – Coracobrachialis	137,0	150,3	231,0	179,5	242,5
BRD – Brachioradialis	-	-	-	-	261,3
FCR – Flexor Carpi Radialis	45,2	56,3	56,7	57,8	74,0
FCU – Flexor Carpi Ulnaris	-	45,3	101,6	-	128,9
ECU – Extensor Carpi Ulnaris	38,2	1,3	62,3	62,3	93,2
EDM – Extensor Digiti Minimi	27,6	27,0	27,9	27,9	25,3
ECRB – Extensor Carpi Radialis Brevis	108,1	109,3	123,0	103,2	100,5
ECRL – Extensor Carpi Radialis Longus	56,7	64,1	62,6	60,8	304,9
FDSL – Flexor Digitorum Sublimis Little	-	-	12,0	3,2	16,5
FDSR – Flexor Digitorum Sublimis Ring	-	2,8	48,1	6,2	57,9
FDSM – Flexor Digitorum Sublimis Medium	-	0,6	75,0	-	91,0
FDSI – Flexor Digitorum Sublimis Indicis	-	-	-	-	61,2
FDPL – Flexor Digitorum Profundus Little	-	55,0	65,3	29,6	79,7
FDPR – Flexor Digitorum Profundus Ring	-	48,3	51,0	-	64,1
FDPM – Flexor Digitorum Profundus Medius	-	22,0	63,6	22,8	81,7
FDPI – Flexor Digitorum Profundus Indicis	-	23,7	52,9	-	68,3
EDCL – Extensor Digitorum Communis Little	12,1	16,3	14,7	17,8	13,1
EDCR – Extensor Digitorum Communis Ring	1,3	6,6	34,1	31,4	34,0
EDCM – Extensor Digitorum Communis Medium	-	2,5	19,0	19,0	35,3
EDCI – Extensor Digitorum Communis Indicis	-	-	14,9	3,8	18,3
FPL – Flexor Pollicis Longus	-	-	58,7	47,0	77,2
EPB – Extensor Pollicis Brevis	10,3	13,8	5,7	14,0	14,2
EPL – Extensor Pollicis Longus	-	-	-	-	39,5
EIP – Extensor Indicis Proprius	-	24,2	20,1	-	21,7
APL – Abductor Pollicis Longus	7,5	-	-	-	59,5
PL – Palmaris Longus	0,9	17,2	20,2	18,4	26,7
PT – Pronator Teres (Pronador Redondo)	-	-	-	-	566,2
PQ – Pronator Quadratus	-	-	-	-	75,5
SUP – Supinator	-	-	-	-	476,0

Uma vez que o controlo neuromuscular dos movimentos efetuados pelo *Membro Superior* é de extrema importância na execução dos golpes de ténis, pois apresentam uma variada gama de posturas deste membro, consideram-se os valores de pico de força muscular indicados em [Holzbaur, 2005] como importantes na validação dos resultados obtidos pela simulação computacional desenvolvida nesta tese. Assim, e no computo geral, pode verificar-se que

praticamente quase todos os valores obtidos pela simulação estão de acordo com estes valores de referência, com a exceção de alguns valores que foram superiores.

As células da Tabela 6.2 assinaladas a cinzento indicam os valores de força muscular que excederam o respetivo valor de referência. Os músculos que geram valores de força muscular significativamente superiores aos valores de referência foram os seguintes: *Supra-Espinal*, *Redondo Maior*, *Redondo Menor* e porção longa e curta do *Bíceps*. Tal deve-se ao facto destes músculos terem uma influência direta nos movimentos necessários para a execução do serviço, nomeadamente os movimentos de *flexão/extensão* e *abdução/adução* do *Membro Superior*. É importante referir ainda que a simulação foi realizada com base nos dados cinemáticos recolhidos no laboratório em condições de jogo real, com os tenistas a efetuarem o serviço. Contudo os atletas tinham diferentes características corporais o que pode ter influenciado os resultados obtidos.

## 6.5 Análise do Risco de Lesões

Antes de iniciar a análise do risco de lesões, é necessário realçar o facto de que todos os tenistas que participaram nos ensaios não se terem queixado de qualquer dor, nem apresentarem sintomas de qualquer lesão muscular.

Esta análise de lesões concentra-se apenas nos músculos com ação mais relevante no movimento nas articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho* durante a execução do serviço, cujos valores excederam significativamente o valor de referência máximo. Para cada tipo de lesão, a análise apresentada teve por base os resultados obtidos nos ensaios realizados na *Escola de Ténis* pelo sistema *Arduíno*, nomeadamente os valores dos ângulos de movimento nas articulações do *Cotovelo* e do *Punho*, e pela simulação computacional a partir dos dados cinemáticos recolhidos no laboratório. Assim, é efetuada uma comparação entre os valores de força muscular produzidos pelos tenistas e os de referência indicados na Tabela 6.2, sendo apenas considerado os instantes anteriores e aquando do impacto.

### Risco de Lesão da Coifa dos Rotadores

Efetuada uma análise dos valores de força muscular da Tabela 6.2, verifica-se que os tenistas 2, 3 e 4 produziram uma força muscular através do músculo *Supra-Espinal* (*SUPRAS*) superior ao valor de referência, considerando os valores mais elevados, em cerca de 18%. Relativamente ao músculo *Redondo Menor* (*TMIN*), todos tenistas produziram um valor de



força muscular acima do de referência, na ordem dos 24 %, com a exceção do *Tenista 3* que quase duplicou esse valor. Relativamente aos valores de força muscular do músculo *Redondo Maior (TMAJ)*, estes foram superiores em cerca de 44%. Relativamente à porção longa do músculo do *Bíceps*, apenas o *Tenista 3* excedeu ligeiramente o valor máximo, em cerca de 8%.

Face aos resultados obtidos, pode-se concluir que todos os tenistas tiveram valores elevados de força muscular dos quatro músculos que integram o manguito rotador analisados, estando assim sujeitos a desenvolver uma lesão da *Coifa dos Rotadores* devido à solicitação de esforços repetitivos destes músculos com valores de força elevados.

Uma vez que nenhum dos tenistas se queixou de dor no *Ombro* nem sofreu qualquer luxação desta articulação, é difícil averiguar se algum destes tenistas poderá vir a sofrer da *Síndrome do Impacto* ou de *Instabilidade Glenoumeral*. É comum esta lesão ser acompanhada de uma reação de defesa e de dor nos movimentos de amplitudes acima da cabeça, tal como acontece na execução do serviço, mas tal não aconteceu com nenhum dos tenistas. Se algum dos atletas tiver problemas com o líquido lubrificante, é natural que com o passar do tempo e a continuação dos esforços repetitivos possa dar-se a inflamação da *Bursa*, provocando dor na articulação do *Ombro*.

### Risco de Lesão da Epicondilite Lateral

Analisando os valores dos ângulos de movimento de flexão do *Punho* para trás (*backhand*) da Figura 6.4, verifica-se que todos os tenistas excederam o valor de amplitude máxima de extensão do *Punho* antes do impacto que, de acordo com a tabela de referência da *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, é de 70°. O *Tenista 1* atingiu valores máximo de extensão do *Punho* compreendidos entre os 74° e 83°, o *Tenista 2* entre 71° e 75° e o *Tenista 3* entre 71° e 83°.

Uma vez que os músculos principais responsáveis pela extensão do *Punho* são o *Extensor Radial Curto do Carpo (ECRB)*, *Extensor Radial Longo do Carpo (ECRL)* e *Extensor Ulnar do Carpo (ECU)*, é provável que os tenistas analisados possam desenvolver uma lesão da *Epicondilite Lateral (cotovelo de tenista)* se não controlarem o movimento de extensão do *Punho* na fase de preparação do serviço, originando uma tensão muscular excessiva e o estiramento dos tendões.

Observando os valores da Tabela 6.2 pode-se verificar que relativamente ao músculo *Extensor Radial Curto do Carpo (ECRB)*, que tem como valor de referência de força muscular

máxima 100,5 N, todos os tenistas excederam ligeiramente este valor, exceto o *Tenista 3* que obteve 123 N, ou seja, 22 % acima do valor de referência máximo.

Relativamente ao *Extensor Comum do dedo Mindinho* (EDCL), cujo valor de força muscular máximo de referência é 13,1 N, os tenistas 2, 3 e 4 excederam este valor máximo em cerca de 24% a 36%.

Uma vez que os músculos anteriormente referidos são dos principais músculos responsáveis pelo movimento de extensão da articulação do *Punho*, sugere-se que todos os tenistas, em especial os tenistas 2, 3 e 4, que excederam significativamente o valor de referência máximo em mais do que um músculo, controlem o movimento de extensão do *Punho* na fase de preparação do serviço por forma a diminuírem a tensão muscular e o estiramento dos tendões destes músculos, para que não venham a desenvolver uma lesão do tipo *Epicondilite Lateral* (*cotovelo de tenista*).

## Risco de Lesão da Epicondilite Medial

- **Ensaio Realizados em Ambiente de Jogo**

Analisando os valores dos ângulos de movimento de flexão palmar da *Mão* para a frente (*forehand*) indicados na Figura 6.4 verifica-se que o *Tenista 2* atingiu o valor de 62° aos 47.36 s e o *Tenista 3* o valor de 86° aos 44,60 s, ambos após o impacto com a desaceleração da raquete. O caso mais grave é o do *Tenista 3*, pois de acordo com a tabela de referência da AAOS, a amplitude máxima de flexão da articulação do *Punho* é de 80°, o que representa um esforço acrescido para os músculos flexores desta articulação, principalmente para os músculos *Flexor Radial do Carpo* (FCR), *Flexor Ulnar do Carpo* (FCU) e *Palmar Longo* (PL). Assim, no caso de o *Tenista 3* continuar a realizar o serviço aplicando uma força excessiva, sem a correção técnica devida, está sujeito ao desenvolvimento de uma lesão do tipo *Epicondilite Medial*. Por isso, este tenista deverá controlar melhor a desaceleração da raquete após o impacto da bola até ao repouso.

- **Ensaio Realizados no Laboratório**

Analisando os valores dos flexores da articulação do *Punho* indicados na Tabela 6.2, constata-se que nenhum dos tenistas excedeu o respetivo valor de referência máximo. Por esse motivo, em princípio, nenhum poderá desenvolver uma lesão do tipo *Epicondilite Medial*, a não ser que tal aconteça devido ao facto de executarem repetitivamente o movimento de flexão palmar da *Mão* para a frente na execução do serviço.

## Risco de Tendinite dos Bíceps

- **Ensaio Realizados em Ambiente de Jogo**

Analisando os gráficos da Figura 6.6, pode-se verificar que nenhum dos tenistas ultrapassou a amplitude articular máxima de movimento de flexão da articulação do *Cotovelo*, que é de 150°. No entanto, o *Tenista 1* foi o desportista que mais se aproximou desse valor máximo, tendo verificado um valor de 139° no movimento de flexão do *Cotovelo* durante a fase de aceleração da raquete. Por precaução, este tenista deve controlar melhor o movimento de flexão do *Cotovelo*, bem como aperfeiçoar a técnica aplicada na execução do serviço, uma vez que pode vir facilmente a ultrapassar o valor da amplitude máxima de flexão do *Cotovelo*. De referir que este foi o único tenista que no instante de impacto não tinha o *Braço* totalmente estendido (com 24° de flexão).

- **Ensaio Realizados no Laboratório**

Ao efetuar uma apreciação global dos valores da força exercida pelo músculo *Bíceps* (porção longa) indicados na Tabela 6.2 verifica-se que apenas o *Tenista 3* ultrapassou o valor máximo de referência, que é de 624,3 N, cerca de 8% acima desse valor, tendo o *Tenista 2* atingido o valor de 608,5 N.

Os valores de força muscular obtidos para a porção curta do *Bíceps* foram todos abaixo do valor máximo de referência, que é de 435,6 N, exceto o *Tenista 3* que ultrapassou ligeiramente esse valor. Com estes valores não há a possibilidade de risco de lesão da porção curta deste músculo.

## Risco de Tendinite do Polegar (De Quervain)

Os músculos que vulgarmente são diretamente afetados na lesão *De Quervain* são o *Abdutor Longo do Polegar* (APL) e o *Extensor Curto do Polegar* (EPB). Ao observar os valores de força muscular indicados na Tabela 6.2, verifica-se que todos os tenistas obtiveram um valor elevado de força muscular para o *Extensor Curto do Polegar* (EPB), que tem como valor de referência máximo 14,2 N, tendo sido obtidos valores entre os 10,3 N e 14 N.

Ao analisar a força de aperto exercida no punho da raquete, constata-se que todos os tenistas aplicaram uma força de aperto elevada no punho da raquete para segurar a mesma, uma vez que há uma tendência natural do movimento de abdução da *Mão* (desvio radial) e do *Polegar* (abertura do dedo) na fase de aceleração da raquete. Todos os tenistas, mas em especial os

tenistas 2 e 4 que obtiveram valores mais elevados de força muscular para o *Extensor Curto do Polegar* (EPB), devem ter especial atenção na solicitação de esforço deste músculo, prevenindo assim um possível desenvolvimento da lesão de *De Quervain* com o uso repetitivo em esforço deste músculo. Sugere-se a correção técnica de execução do serviço de forma ao *Braço* armado estar completamente estendido, diminuindo o desvio radial excessivo do *Punho* no impacto.

## 6.6 Sumário

Neste capítulo foram apresentados os resultados obtidos nos ensaios efetuados em ambiente de jogo e na simulação computacional usando o *Modelo Biomecânico do Membro Superior* de tenistas desenvolvido com base nos dados cinemáticos recolhidos no *Laboratório de Biomecânica da Universidade do Porto (LABIOMEPE)*, na execução do serviço.

O capítulo finaliza com a análise do risco de lesões das articulações do *Cotovelo* e do *Punho*, tendo sido realizado com base nos dados recolhidos durante os ensaios realizados na *Escola de Ténis* e na análise de força muscular mais elevada, resultante da simulação computacional relativa à execução do serviço. A análise da possibilidade de lesões teve por base os valores de referência para força muscular máxima suportada por cada um dos músculos do *Membro Superior*.

---

# Capítulo 7

## Conclusões Finais e Sugestões de Trabalho Futuro

---



# Capítulo 7

## Conclusões Finais e Sugestões de Trabalho Futuro

Neste capítulo são apresentadas as conclusões finais acerca do trabalho desenvolvido nesta Tese, bem como sugeridas algumas perspectivas de desenvolvimento futuro.

### 7.1 Conclusões Finais

Durante este projeto foi concebida, implementada e testada uma nova plataforma de análise biomecânica de tenistas de baixo custo, baseada na plataforma Arduino.

O desenvolvimento desta plataforma teve como alicerce as metodologias e os trabalhos de análise biomecânica relacionados e descritas no Capítulo 2. Assim, com o desenvolvimento da plataforma pretendeu-se dar resposta às necessidades verificadas na revisão de trabalhos.

Tendo em consideração os objetivos delineados inicialmente para esta tese, as tarefas desenvolvidas foram as seguintes: estudo bibliográfico de metodologias e sistemas atualmente existentes; desenvolvimento e implementação da *Plataforma de Análise de Tenistas* composta pelas seguintes componentes principais:

- *Modelo Biomecânico do Membro Superior do Tenista* para realizar a simulação e análise biomecânica do mesmo membro;
- *Sistema Arduino* que adquire os dados dos diversos sensores, grava-os em memória *micro SD* e envia-os para a *Interface Gráfica*;
- *Interface Gráfica* que permite realizar ao longo do tempo a apresentação dos dados biomecânicos captados pelos sensores.

Mais concretamente, as componentes desenvolvidas para a plataforma têm as seguintes funcionalidades:

- O *Modelo Biomecânico do Membro Superior do Tenista* e da *Raquete* permite realizar a simulação e análise biomecânica deste membro em termos da avaliação das forças, momentos, variação do comprimento de músculos-tendões, entre outros parâmetros, responsáveis pelo movimento dos segmentos corporais por intermédio das articulações deste membro;
- As razões da utilização do *OpenSim* são semelhantes às descritas para o caso da utilização da plataforma *Arduíno*, reforçando-se as seguintes: a disponibilização de exemplos de modelos biomecânicos já criados, que podem ser utilizados e editados, a existência da comunidade *OpenSim* que é bastante ativa e colaborativa, a disponibilização de tutoriais de utilização do programa e a existência de fóruns de discussão;
- O sistema *Arduíno* pode ser utilizado sem a *interface* gráfica, pois possibilita também o acesso aos dados medidos em tempo real através de um *LCD* alfanumérico, bem como a gravação dos mesmos num cartão de memória. Os dados adquiridos são os seguintes: aceleração linear, aceleração angular, ângulos de rotação e de *Euler* da raquete e temperatura ambiente, obtidos através de um acelerómetro e giroscópio incorporado na raquete, força de aperto da raquete, medido por um sensor de força colocado no punho da mesma, ângulos de movimento das articulações do *Cotovelo* e do *Punho* do *Membro Superior* do tenista, sinal de *EMG* dos músculos com maior solicitação de esforço na execução dos golpes, como, por exemplo, o músculo *Biceps*, e tempo de ensaio;
- A portabilidade do *Sistema Arduíno* e do restante equipamento, raquete de ténis instrumentada e bandas elásticas com os sensores embutidos, faz com que o tenista praticamente não dê conta da sua utilização, conseguindo executar os golpes da forma natural;
- Optou-se por utilizar o sistema de desenvolvimento *Arduíno*, uma vez que é uma plataforma baseada em *hardware* e *software* livre (*open source*) e é fácil de usar, com muitos exemplos de aplicação disponíveis no site da *Arduíno* e na *Internet* no geral [Arduíno, 2016]. Outra razão importante da utilização desta plataforma, prende-se com o facto das diversas placas *Arduíno* poderem-se conectar facilmente entre si, formando assim um único módulo de dimensões razoavelmente reduzidas. Os dados são



adquiridos ao longo do tempo e são gravados num ficheiro de texto num cartão de memória *Micro SD*;

- A transmissão de dados entre o sistema *Arduíno* e a *interface* gráfica é realizada sem fios (comunicação *ZigBee*);
- Os dados são adquiridos em tempo real, sendo depois possível a sua exportação para uma folha de cálculo através da *interface* gráfica;
- Uma *interface* gráfica, desenvolvida na plataforma *LabVIEW* que possibilita a monitorização dos dados medidos pelos sensores, possibilitando também a gravação dos dados monitorizados num ficheiro de texto. A razão da escolha desta plataforma de desenvolvimento gráfico deve-se ao facto de ser razoavelmente simples de utilizar, uma vez que a programação é feita através de blocos, o facto de disponibilizar inúmeros exemplos de aplicação, bem como a existência de muita informação acerca do programa na *Internet*.

## 7.2 Sugestões de Trabalho Futuro

Embora o trabalho realizado no âmbito desta Tese possibilite uma análise biomecânica de tenistas de forma inovadora e com resultados bastante satisfatórios e promissores, o mesmo pode ser melhorado e complementado com novos desenvolvimentos, nomeadamente:

- Completar o modelo biomecânico do *Membro Superior* de modo a incluir o corpo inteiro do tenista, podendo-se assim realizar simulações mais realistas, particularmente ao acrescentar-se as seguintes regiões corporais:
  - *Membro Inferior* do tenista, que é composto pela *Cintura Pélvica*, pela articulação da *Anca (Quadril)*, responsável pelo movimento do segmento corporal do osso do *Fémur*, articulação do *Joelho*, responsável pelo movimento do segmento corporal que engloba os ossos do *Perónio* e da *Tíbia*, e articulação do *Tornozelo*, responsável pelo movimento do *Pé*;
  - *Região Ántero-Lateral*, que contempla os músculos *Peitoral Maior* e *Peitoral Menor*, de elevada sollicitação durante a execução dos golpes;
- Efetuar a recolha de dados cinemáticos de corpo inteiro do tenista de forma a serem utilizados na simulação do modelo biomecânico de corpo inteiro do atleta;

- Validação experimental através da simulação e da análise de diversos tipos de golpe de ténis, tornando assim a análise do risco de lesões mais abrangente e fiável;
- A possibilidade da *interface* gráfica poder gerar relatórios com *templates* pré-definidos para os dados monitorizados;
- A otimização do código *Arduíno* para a diminuição do tempo de amostragem dos sensores usados de modo a caracterizar com maior exatidão os movimentos rápidos envolvidos em diferentes golpes de ténis;
- O aumento da taxa de transmissão de dados sem fios entre o sistema *Arduíno* e a *interface* gráfica;
- A inclusão de outros tipos de sensores, tais como: sensores de suor, sensores de vibração na raquete (para a análise das vibrações transmitidas às articulações do *Punho* e do *Cotovelo*);
- A utilização de uma placa *Arduíno* de dimensões mais reduzidas.

---

## **Referências Bibliográficas**

---



# Referências Bibliográficas

[AAOS, 2014] – <http://pt.scribd.com/doc/149264449/GRAUS-ADM>, último acesso em março de 2015.

[Abrams, 2012] – Abrams G. D., Renstrom P. A., Safran M. R., “Epidemiology of musculoskeletal injury in the tennis player.”, *Br J Sports Med.* 2012 Jun; 46(7):492-8. doi: 10.1136/bjsports-2012-091164. Epub May 25, 2012.

[Abrams, 2011] – Abrams G.D., Sheets A.L., Andriacchi T.P., Safran M.R. “Review of tennis serve motion analysis and the biomechanics of three serve types with implications for injury”, *Sports Biomechanics* 10(4):378-390, 2011.

[Amin, 2015] – Nirav H. Amin, MD, Neil S. Kumar, MD, MBA and Mark S. Schickendantz, MD, “Medial Epicondylitis: Evaluation and Management”, *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 23 no. 6, 348-355, doi: 10.5435/JAAOS-D-14-00145, June, 2015.

[ADAMS, 2013] – ADAMS, [www.mscsoftware.com](http://www.mscsoftware.com), último acesso em abril de 2013.

[AdvancerTechnologies, 2014] – [www.advancertechnologies.com](http://www.advancertechnologies.com), último acesso em janeiro de 2015.

[Alizadehkhayat, 2011] – Alizadehkhayat, O, et al.,” Monitoring the Status of Functional Recovery in Tendinopathies: Tennis Elbow as an Example”, University of Liverpool, Royal Liverpool University Hospital, Liverpool, UK, 2011.

[Alizadehkhayat, 2009] – Alizadehkhayat, O, et al.,” Assessment of functional recovery in tennis elbow”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, Issue 4, 631–638, 2009.

[Alternet, 2014] – [www.alternet.pt/olympica/tele-olympica/instabilidade\\_do\\_ombro.htm](http://www.alternet.pt/olympica/tele-olympica/instabilidade_do_ombro.htm), último acesso em setembro de 2014.

[Amim, 2015] – Nirav H. Amin, et al. “Medial Epicondylitis: Evaluation and Management”, doi: 10.5435/JAAOS-D-14-00145, *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 23 no. 6 348-355, June, 2015.

[AnyBody, 2016] – [www.anybodytech.com](http://www.anybodytech.com), último acesso em maio de 2013.

[Auladeanatomia, 2014] – [www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/ombro.htm](http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/ombro.htm), último acesso em setembro de 2014.

[Arduíno, 2016] – [www.Arduíno.cc](http://www.Arduíno.cc), último acesso em janeiro de 2016.

[Articulações, 2014] – [www.articulacoes.com.br](http://www.articulacoes.com.br), último acesso em setembro de 2014.

[Bahamonde, 2003] – Bahamonde, R.E. and Knudson, D. “Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand”, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6, 88-101, 2003.

[Build-some-muscle, 2014] – [www.build-some-muscle.com/tricep-exercises.html](http://www.build-some-muscle.com/tricep-exercises.html), último acesso em setembro de 2014.

[Campbell A, 2013] – Campbell A, Straker L, O'Sullivan P, Elliott B, Reid M.,” Lumbar loading in the elite adolescent tennis serve: link to low back pain”, *Med Sci Sports Exerc*. Aug; 45(8):1562-8. doi: 10.1249/MSS.0b013e31828bea5e., 2013.

[Campbell D, 2013] – Campbell D, Campbell R, O'Connor P, et al. “Sports-related extensor carpi ulnaris pathology: a review of functional anatomy, sports injury and management”, *Br J Sports Med*, 47:1105–1111, 2013.

[Chow, 2009] – John W Chow, Soo-An Park, Mark D Tillman, “Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves”, *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology* 2009, 1:24, doi: 10.1186/1758-2555-1-24, 2009.

[Clarsen, 2014] – Benjamin Clarsen, et al., “Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study”, *Br J Sports Med*; 48:1327-1333 doi: 10.1136/bjsports-2014-093702, 2014.

[Clinicasporth, 2014] – [www.Clinicasporth.com.br](http://www.Clinicasporth.com.br), último acesso em setembro de 2014.

[Cools, 2014] – Cools, A.M., Palmans, T., & Johansson, F.R., “Age-Related, Sport-Specific Adaptions of the Shoulder Girdle in Elite Adolescent Tennis Players”, *Journal of Athletic Training*, 49, 647-53, 2014.

[Corbi, 2015] – Francisco Corbi, Ernest Baget, “Differences in Isometric Strength Between the Dominant and Non-Dominant Upper Extremity in Competitive Tennis Players”, *Volume: 5 Issue: 5 | ISSN - 2249-555X*, May, 2015.

- [Correia, 2015] – Correia JP, Oliveira R, Vaz JR, Silva L, Pezarat-Correia P., “Trunk muscle activation, fatigue and low back pain in tennis players”, *J Sci Med Sport*, pii: S1440-2440(15)00084-5, doi: 10.1016/j.jsams.2015.04.002., May, 2015.
- [Creveaux, 2013a] – T, Dumas R, Chèze L, Macé P, Rogowski I, “Influence of racket polar moment on joint loads during tennis forehand drive”, *Comput Meth Biomech Biomed Eng*, 16: S99–101, 2013.
- [Creveaux, 2013b] – Creveaux T, Dumas R, Hautier C, Macé P, Chèze L, et al., “Joint kinetics to assess the influence of the racket on a tennis player’s shoulder”. *J Sport Sci Med*, 12:259–266, 2013.
- [Damsgaard, 2006] – Damsgaard Michael; Rasmussen, John; Christensen, Søren Tørholm; Surma, Egidijus; Zee, Mark, “Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System” *Simulation Modeling: Practice and Theory*, vol. 14, 1100-1111, 2006.
- [Digi, 2013] – XBee Multipoint RF Modules, Embedded RF Modules for OEMs, [www.digi.com](http://www.digi.com), último acesso em outubro de 2013.
- [Dines, 2015] – Dines JS, et al. “Tennis Injuries: Epidemiology, Pathophysiology, and Treatment”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 23(3):181-189, 2015.
- [Duncan, 2015] – Scott F. M. Duncan, Christopher W. Flowers, “Therapy of the Hand and Upper Extremity - Rehabilitation Protocols”, ISBN: 978-3-319-14411-5, 978-3-319-14412-2 (eBook), DOI 10.1007/978-3-319-14412-2, Springer, 2015.
- [Ellenbecker, 2013] – Ellenbecker TS, Nirschl R, Renstrom P, “Current concepts in examination and treatment of elbow tendon injury”, *Sports Health*, 5(2):186-94, doi: 10.1177/1941738112464761, March, 2013.
- [Ellenbecker, 2010a] – Ellenbecker, T.S., et al. “Rehabilitation of the elbow following sports injury”, *Clinics in Sports Medicine*, 29(1):33-60, doi: 10.1016/j.csm, 2010.
- [Ellenbecker, 2010b] – Todd S Ellenbecker, Ann Cools, “Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review”, *Br J Sports Med*; 44:319-327 doi:10.1136/bjism.2009.058875, 2010.
- [Ellenbecker, 2009] – Ellenbecker, T.S., Pluim, B., Vivier, S., Snitman, C., “Common injuries in tennis players: exercises to address muscular imbalances and reduce injury risk”, *Strength and Conditioning Journal*, vol.31 (4), 50-58, 2009.

[Elliott, 2003] – Elliott, B., Fleisig, G., Nicholls and Escamilla, R., “Technique effects on upper limb loading in the tennis serve”. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6, 76-87, 2003.

[Elliott, 1997] – Elliott, B., Takahashi, K, Noffal, G., “The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in a tennis forehand”, *JAppl Biomech*, 13, 182-196, 1997.

[Elliott, 1995] – Elliott, B.C., Marshall, R.N., & Noffal, G., “Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis”. *J Appl Biomech*, 11, 433-442, 1995.

[Elliott, 1982] – Elliot, B., “Tennis: the influence of grip tightness on reaction impulse and rebound velocity”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 348-352, 1982.

[E-fisioterapia, 2014] – [www.E-fisioterapia.com/forum/cyriax-artigos-videos/12-dor-nos-tecidos-moles-tendinite-calcificante.html](http://www.E-fisioterapia.com/forum/cyriax-artigos-videos/12-dor-nos-tecidos-moles-tendinite-calcificante.html), último acesso em setembro de 2014.

[Especialistadoombro, 2014] – [www.Especialistadoombro.com.br/lesoes/1-lesoes-do-ombro/20-sindrome-do-impacto-do-ombro--popular-bursite](http://www.Especialistadoombro.com.br/lesoes/1-lesoes-do-ombro/20-sindrome-do-impacto-do-ombro--popular-bursite), último acesso em setembro de 2014.

[Fisioterapiajoaomaia, 2014] – [Fisioterapiajoaomaia.blogspot.pt/2012/12/ruptura-dos-tendoes-da-coifa-dos.html](http://Fisioterapiajoaomaia.blogspot.pt/2012/12/ruptura-dos-tendoes-da-coifa-dos.html), último acesso em setembro de 2014.

[FlexiForce, 2009] – FlexiForce Sensor User Manual (Rev G), Tekscan, Inc., 2009.

[FPTenis, 2015] – [www.tenis.pt](http://www.tenis.pt), último acesso em julho de 2015.

[Freivalds, 2011] – Freivalds, A., “Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling and Musculoskeletal Injuries”, Second Edition, CRC Press, 2011.

[Gavrila, 1999] – D. M. Gavrila, “The Visual Analysis of Human Movement: A Survey”, *Computer Vision and Image Understanding*, Vol. 73, No. 1, January, 82–98, 1999.

[Gillet, 2015] – Gillet, B., Sevrez, V., Diger, M., Berger-Vachon, C., and Rogowski, I., “Shoulder flexibility and strength in elite girl tennis players with and without history of shoulder pain”, 33rd International Conference on Biomechanics in Sports. Université de Poitiers, Poitier, (France), 2015.

[Gopura, 2010] – R. A. R. C. Gopura, Kazuo Kiguchi, Etsuo Horikawa, “A Study on Human Upper-Limb Muscles Activities during Daily Upper-Limb Motions”, *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 12, No. 2, 54 - 61, 2010.



- [Guillot, 2012] – Aymeric Guillot, et al., “Motor imagery and ‘placebo-racket effects’ in tennis serve performance”, *Psychology of Sport and Exercise*, 13, 533e540, doi:10.1016/j.psychsport.2012.03.002, 2012.
- [Helm, 1992] – Van der Helm, F.C.T.; Veeger, H.E.J.; Pronk, G.M.; Van der Woude, L.H.V.; Rozendal, R.H.: Geome-try parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system, *Journal of Biomechanics*, vol. 25, Issue 2, 129-144, 1992.
- [Hennig, 1992] – Hennig E.M., Rosenbaum, D. and Milani, T.L., “Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 1134-1140, 1992.
- [Holzbaur, 2005] – Katheriner. S. Holzbaur, Wendym. Murray and Scottl. Delp, “A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control”, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, No. 6, 829–840, DOI: 10.1007/s10439-005-3320-7, June, 2005.
- [Hudson, 2010] – Vincent J. Hudson, “Evaluation, diagnosis, and treatment of shoulder injuries in athletes”, *Clin Sports Med*. Jan, 29(1):19-32. doi: 10.1016/j.csm.2009.09.003, 2010.
- [Interlinkelectronics, 2013] – www.Interlinkelectronics.com, último acesso em julho de 2013.
- [Ivancevic, 2008] – Tijana Ivančević, Bojan Jovanović, Milorad Đukić, Saša Marković, Natalia Đukić, “biomechanical analysis of shots and ball motion in tennis and the analogy with handball throws”, *Physical Education and Sport*, vol. 6, No 1, 51-66, 2008.
- [Jeon, 2010] – In-Ho Jeon, et al, “Ultrasonographic Evaluation of the Shoulder in Elite Wheelchair Tennis Players”, *JSR Volume 19, Issue 2*, 19, 161 – 172, May, 2010.
- [Kaffel, 2013] – C. Kaffel, T. Creveaux, C. Genevois, M. Rahme, A. Botta, I. Rogowski, “Épidémiologie des pathologies du membre supérieur dominant chez les joueurs de tennis français”, *Journal de Traumatologie du Sport*, 30, 124–128, 2013.
- [Kawazoe, 2000] – Kawazoe Y. Yoshinari, K., “Prediction of the impact shock vibrations of the player’s wrist joint: comparison between two super large sized rackets with different frame mass distribution”, In: *Tennis Science and Technology*.Eds: Haake, S.J. and Coe, A. Blackwell Science Ltd, London, England, 91-99, 2000.
- [Kibler, 2013] – Kibler WB, et al.,” Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the ‘scapular summit’”, *Br J Sports Med*, 47:877–885, doi: 10.1136/bjsports-2013-092425, 2013.

[Knudson, 2004] – Knudson D., “What happens at impact and why it can hurt”, Coaches Information Service Website, Available from URL: [www.coachesinfo.com](http://www.coachesinfo.com), 2004.

[Knudson, 1991] – Knudson D., “Factors affecting force loading on the hand in the tennis forehand”, *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 31, 527-531, 1991.

[Läderman, 2014] – A. Lädermann, S. Chagué, F.C. Kolo, C. Charbonnier, “Kinematics of the shoulder joint in tennis players”, *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(1), 56–63. doi:10.1016/j.jsams.2014.11.009, 2014.

[LCDShield, 2013a] – [www.robotshop.com/content/PDF/dfrobot-lcd-keypad-shield-schematic.pdf](http://www.robotshop.com/content/PDF/dfrobot-lcd-keypad-shield-schematic.pdf), último acesso em agosto de 2014.

[LCDShield, 2013b] – [www.robotshop.com/content/PDF/dfrobot-Arduino-shields-manual.pdf](http://www.robotshop.com/content/PDF/dfrobot-Arduino-shields-manual.pdf), último acesso em agosto de 2013.

[Lucilleroberths, 2014] – [www.Lucilleroberths.com/blog/trainer-tip/trainer-tip-3-exercises-for-totally-toned-triceps](http://www.Lucilleroberths.com/blog/trainer-tip/trainer-tip-3-exercises-for-totally-toned-triceps), último acesso em setembro de 2014.

[ManualTennis, 2015] – [www.tenis.pt/images/stories/pdf/DespEscolar/manual\\_ensino\\_secundario.pdf](http://www.tenis.pt/images/stories/pdf/DespEscolar/manual_ensino_secundario.pdf), último acesso em julho de 2015.

[Martin, 2014] – Martin C, Bideau B, Ropars M, Delamarche P, Kulpa R, “Upper limb joint kinetic analysis during tennis serve: Assessment of competitive level on efficiency and injury risks”, *Scand j Med Sci Sports*, 24(4):700-707, DOI: 10.1111/sms.12043, 2014.

[Maurogracitelli, 2014] – [Maurogracitelli.com/blog/tendoes](http://Maurogracitelli.com/blog/tendoes), último acesso em setembro de 2014.

[MaxStream, 2013] – XBee™/XBee-PRO™ OEM RF Modules, Product Manual v1.xAx - 802.15.4 Protocol, [www.MaxStream.net](http://www.MaxStream.net), último acesso em 2013.

[Moubarak, 2009] – Salam Moubarak, Minh Tu Pham, Thomas Pajdla, Tanneguy Redarce, “Design and Modeling of an Upper Extremity Exoskeleton”, O. Dössel and W.C. Schlegel. 11th International Congress of the IUPESM: medical physics and biomedical engineering world congress, Munich, Germany. Springer, 476-479., Sep., 2009.

[Movite, 2015] – [Movite.com.br/uploads/artigos/3\\_21052013141450.pdf](http://Movite.com.br/uploads/artigos/3_21052013141450.pdf), último acesso em maio de 2015.

[MPU-6050, 2014] – MPU-6050, PS-MPU-6000A-00, Revision, [www.invensense.com](http://www.invensense.com), 3.4, último acesso em 2014.

- [MPU6050, 2012a] – “MPU-6000 and MPU-6050 Register Map and Descriptions”, PS-MPU-6000A-00, Revision: 4, InvenSense Inc., 2012.
- [MPU6050, 2012b] – “MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification”, PS-MPU-6000A-00, Revision: 3.3, InvenSense Inc., 2012.
- [Msdonline, 2014] – [mmspf.Msdonline.com.br/pacientes/manual\\_merk/secao\\_05/cap\\_057.html](http://mmspf.Msdonline.com.br/pacientes/manual_merk/secao_05/cap_057.html), último acesso em agosto de 2014.
- [Murray, 2002] – Murray, Buchanan, and Delp. "Scaling of peak moment arms of elbow muscles with dimensions of the upper extremity." *Journal of Biomechanics*, 35(1):19-26, 2002.
- [Nesbit, 2006] – Steven M. Nesbit, “The Effects of Racket Inertia Tensor on Elbow Loadings and Racket Behavior for Central and Eccentric Impacts”, Department of Mechanical Engineering, Lafayette College, Easton, PA, USA, 2006.
- [Netter, 2014] – Netter, F., “Atlas of Human Anatomy”, 6<sup>th</sup> Edition, ISBN-13: 978-1455758883 ISBN-10: 1455758884, 2014.
- [Ombro\_anatomia, 2014] – [www.ombroecotovelo.net](http://www.ombroecotovelo.net), último acesso em setembro de 2014.
- [Ombroecotovelo, 2014] – [sites.google.com/site/Ombroecotovelo/informacao-ao-paciente/ombro/sindrome-do-impacto](http://sites.google.com/site/Ombroecotovelo/informacao-ao-paciente/ombro/sindrome-do-impacto), último acesso em setembro de 2014.
- [OpenSim, 2015] – [simtk.org/home/opensim](http://simtk.org/home/opensim), último acesso em 2015.
- [Pinho, 2005a] – R. Pinho, J. Tavares, Miguel F. P.V. Correia, ”Seguimento de Objectos em visão computacional usando métodos estocásticos”, Congreso de Métodos Numéricos em Ingeniería, Granada, 4 a 7 de Júlio, SEMNI, España,2005.
- [Pinho, 2004] – R. Pinho, J. Tavares, Miguel V. Correia, ”Introdução à Análise de Movimento usando Visão Computacional”, Porto, Portugal, Junho, 2004.
- [Qualisys, 2014] – Qualisys, [www.qualisys.com](http://www.qualisys.com), último acesso em Abril de 2014.
- [Ralph, 2009] – Ralph Buschbacher, Nathan Prahlow, Shashank J. Dave, “A Sport-specific Approach”, *Sports Medicine and Rehabilitation*, second edition, 2009.
- [Ramos, 2011] – Nuno V. Ramos, Mário A. P. Vaz, Hernâni Lopes, “Caracterização das Acelerações 3D numa Raquete de Ténis Durante as Diversas Batidas”, 4º Congresso Nacional de Biomecânica (CNB2011), L. Roseiro, M. Augusta et al. (Eds), Coimbra, Portugal, 4 e 5 de Fevereiro, 2011.

[Rogowski, 2015a] – Rogowski I, Creveaux T, Genevois C, Klouche S, Rahme M, Hardy P, “Upper limb joint muscle/tendon injury and anthropometric adaptations in French competitive tennis players”, *Eur J Sport Sci.*, Apr., 17:1-7, 2015.

[Rogowski, 2015b] –Rogowski I, Creveaux T, Sevrez V, Chèze L, Dumas R., “How Does the Scapula Move during the Tennis Serve?”, *Med Sci Sports Exerc.*, 47(7):1444-9, doi: 10.1249/MSS.0000000000000543, Jul., 2015.

[Rogowski, 2015c] – Isabelle Rogowski, Thomas Creveaux, Cyril Genevois, Shahnaz Klouche, Michel Rahme & Philippe Hardy, “ Upper limb joint muscle/tendon injury and anthropometric adaptations in French competitive tennis players”, *European Journal of Sport Science*, DOI: 10.1080/17461391.2015.1031712, 2015.

[Rogowski, 2015d] – Rogowski I, Creveaux T, Triquigneaux S, Macé P, Gauthier F, Sevrez V, “ Tennis Racket Vibrations and Shock Transmission to the Wrist during Forehand Drive” *PLoS ONE* 10(7): e0132925, doi: 10.1371/journal.pone.0132925, 2015.

[Rogowski, 2014] – Rogowski I, Creveaux T, Chèze L, Mace´ P, Dumas R, “Effects of the Racket Polar Moment of Inertia on Dominant Upper Limb Joint Moments during, Tennis Serve”, *PLoS ONE* 9(8): e104785. doi: 10.1371/journal.pone.0104785, 2014.

[Saocarlosursos, 2014] – [www.saocarlosursos.com.br](http://www.saocarlosursos.com.br), último acesso em setembro de 2014.

[Saudereabilitacao, 2014] – [saudereabilitacao.blogspot.pt/2009/10/lesoes-da-coifa-dos-rotadores.html](http://saudereabilitacao.blogspot.pt/2009/10/lesoes-da-coifa-dos-rotadores.html), último acesso em setembro de 2014.

[Smedt, 2007] – T. Smedt, et al. “Lateral epicondylitis in tennis: update on aetiology, biomechanics and treatment”, *British Journal of Sports Medicine*, 41(11), 816-819, 2007.

[Spectrasymbol, 2013] – [www.spectrasymbol.com](http://www.spectrasymbol.com), último acesso em julho de 2014.

[Sorensen. 2010] – Kasper Sorensen, “A Biomechanical Analysis of Clear Strokes in badminton Executed by Youth Players of Different Skill Levels”, Master Thesis, Sports Science Aalborg University, December, 2010.

[Sportsmedicine, 2010] – Sports Medicine, Tennis Injuries, newsletter of the American orthopaedic society for sports medicine, March/April, 2010.

[Tavares, 2000], J. Tavares, “Tese de Doutoramento: Análise de Movimento de Corpos Deformáveis usando Visão Computacional”, FEUP, 2000.

[Tekscan, 2014] – [www.tekscan.com/flexiforce.html](http://www.tekscan.com/flexiforce.html), último acesso em dezembro de 2014.

- [Tenisgestos, 2015] – [Tenisgestosefd.blogspot.pt/2009/12/blog-post\\_18.html](http://Tenisgestosefd.blogspot.pt/2009/12/blog-post_18.html), último acesso em fevereiro de 2015.
- [Tubez, 2015] – Tubez F, et al., “Biomechanical analysis of abdominal injury in tennis serves. A case report”, *J Sports Sci Med.*, May 8, 14(2):402-12. eCollection, 2015.
- [Tudosobreombro, 2014] – [www.tudosobreombro.com/anatomia-2/estruturas-osseas-do-ombro](http://www.tudosobreombro.com/anatomia-2/estruturas-osseas-do-ombro), último acesso em setembro de 2014.
- [Upmc, 2014] - [www.Upmc.com/Services/sports-medicine/injuries/Pages/elbow-wrist-hand.aspx](http://www.Upmc.com/Services/sports-medicine/injuries/Pages/elbow-wrist-hand.aspx), último acesso em setembro de 2014.
- [Uptodate, 2014] - [www.Uptodate.com/contents/biceps-tendinitis-or-tendinopathy-beyond-the-basics](http://www.Uptodate.com/contents/biceps-tendinitis-or-tendinopathy-beyond-the-basics), último acesso em setembro de 2014.
- [Vasconcelos, 2008] – Vasconcelos, Maria João M. & Tavares, João Manuel R. S. “Human Motion Analysis: Methodologies and Applications”, *CMBEE 2008 – 8<sup>th</sup> International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6 pag., Porto, Portugal, 27<sup>th</sup> February – 1<sup>st</sup> March, 2008.
- [Veeger, 1997] – Veeger HEJ., Yu, B., Ant, KN., Rozendal, RH., “Parameters for modeling the upper extremity”, *Journal of Biomechanics* 6, vol. 30, 647-652, Elsevier Science Ltd., 1997.
- [Webmd, 2014] – [www.Webmd.com/fitness-exercise/picture-of-the-biceps](http://www.Webmd.com/fitness-exercise/picture-of-the-biceps), último acesso em setembro de 2014.
- [Wikipedia, 2015] – [pt.Wikipedia.org](http://pt.Wikipedia.org), último acesso em fevereiro de 2015.
- [Wolf, 2015] – Wolf, Jennifer Moriatis, “Tennis Elbow: Clinical Management”, ISBN 978-1-4899-7534-8(eBook), Springer, 2015.
- [XBee, 2013a] – [www.x-bee.biz](http://www.x-bee.biz), último acesso em setembro de 2014.
- [XBee, 2013b] – XBee-PRO RF Modules, Product Manual v1.xEx - 802.15.4 Protocol, 90000982\_B, 2009.
- [XBee, 2013c] – XBee Multipoint RF Modules, Datasheet, Digi International Inc, 2006-2008.
- [Young, 2015] – Young SW, et al., “High Incidence of Infrapinatus Muscle Atrophy in Elite Professional Female Tennis Players”, *Am J Sports Med.*, 43(8):1989-93. doi: 10.1177/0363546515588177, Jun., 2015.
- [ZigBee, 2013] – [www.zigbee.org/Specifications.aspx](http://www.zigbee.org/Specifications.aspx), último acesso em setembro de 2014.

[Zimmermann, 2009] – Karel Zimmermann, Jiri Matas, Tomas Svoboda, “Tracking by an optimal Sequence of Linear Predictors”, IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, vol. 31, No. 4, April, 2009.

---

# **Anexos**

---



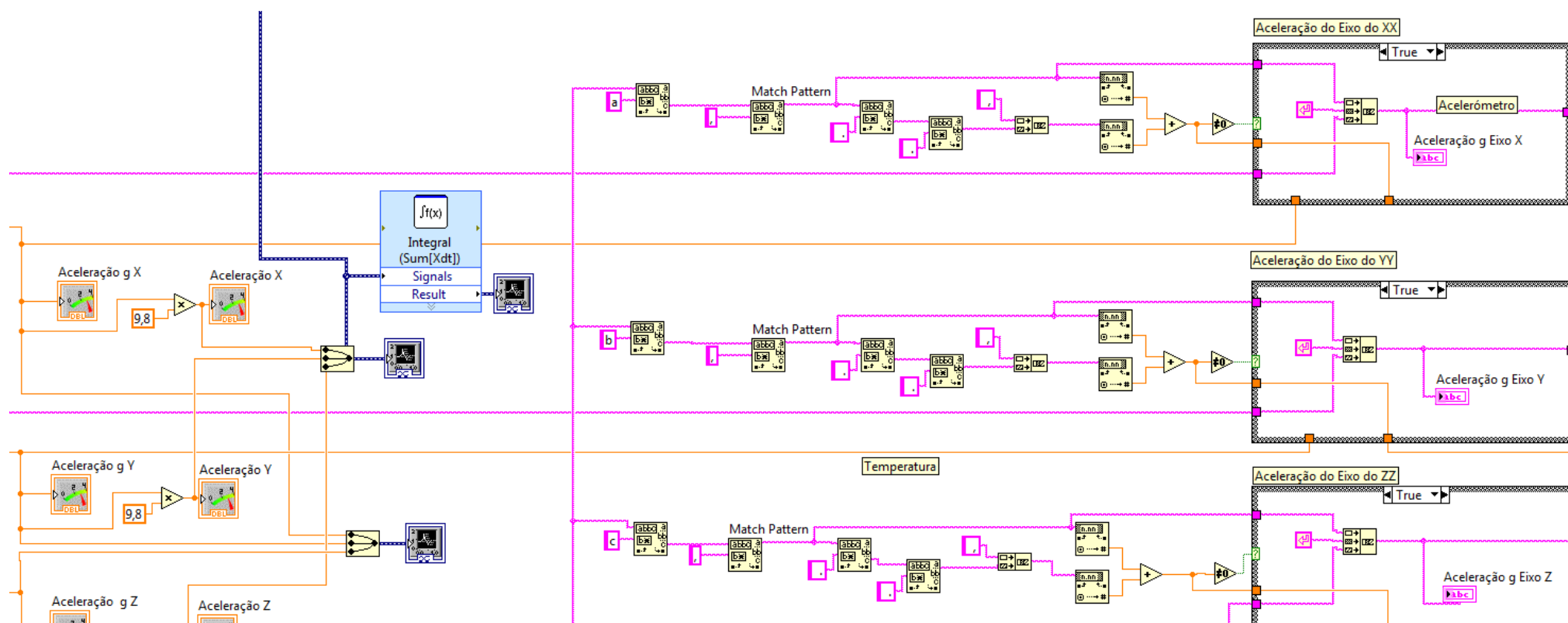






## Anexo A – Diagrama de Blocos Desenvolvido em *LabVIEW* (excerto 1)

A Figura 1 ilustra parte do diagrama de blocos (desenvolvido em *LabVIEW*) que permite efetuar a seleção e a separação dos dados, provenientes do sistema de aquisição *Arduíno*, a serem apresentados nos mostradores (analógicos e digitais) e nos gráficos.



**Figura 1** – Implementação do diagrama de blocos que permite efetuar a seleção e a separação de dados provenientes do sistema de aquisição *Arduíno*.



## Anexo B – Código Arduino Desenvolvido (excertos)

A listagem seguinte ilustra excertos de código desenvolvido para o sistema de aquisição Arduino.

<pre>// Gravação Dados no Cartão de Memória micro SD void escreve_cartao1(){  File DadosFicheiro = SD.open("Player1.csv", FILE_WRITE); if (DadosFicheiro) {      // Impressao da Contagem do Tempo de     Sincronizacao     //DadosFicheiro.print("Tempo:");     //DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(conta_seg);     DadosFicheiro.print(";");      // Imprime Aceleracao em g     //DadosFicheiro.print("Acel g X Y Z:");     // DadosFicheiro.print(";");  DadosFicheiro.print(ACELERACAO_g_XRATE);     DadosFicheiro.print(";");  DadosFicheiro.print(ACELERACAO_g_YRATE);     DadosFicheiro.print(";");  DadosFicheiro.print(ACELERACAO_g_ZRATE);     DadosFicheiro.print(";");      // Imprime Angulos Euler     //DadosFicheiro.print("A Gyro X Y Z:");     //DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(ACCEL_XANGLE);     DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(ACCEL_YANGLE);     DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(ACCEL_ZANGLE);     DadosFicheiro.print(";");      // Imprime Angulos Gyro     // DadosFicheiro.print("Graus Gyro X Y Z:");     //DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(GYRO_XRATE);     DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(GYRO_YRATE);     DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(GYRO_ZRATE);     DadosFicheiro.print(";");      // Imprime Angulos FlexSensor1     // DadosFicheiro.print("GrausFlexPulso1234: ");     // DadosFicheiro.print(";");     DadosFicheiro.print(Graus_FlexSens1_Pulso);</pre>	<pre>// Seleção das Gamas do Acelerômetro if (menu == 7) // Gama Max do Acelerometro {     lcd.clear();     lcd.setCursor(0,0);     lcd.print("EscMax Acel g");     lcd.setCursor(0,1);     if (tecla == 0)     {         AFS_SEL = 16384;         MPU6050_write_reg (MPU6050_ACCEL_CONFIG, 0x00); // AFS_SEL 0 -&gt; 2g - 0x00h (16384 LSB/g)         acel_g = 2;         lcd.print(acel_g); // 2 g         lcd.print(" g");     }     if (tecla == 1)     {         AFS_SEL = 8192;         MPU6050_write_reg (MPU6050_ACCEL_CONFIG, 0x08); // AFS_SEL 1 -&gt; 4g - 0x08h (8192 LSB/g)         acel_g = 4;         lcd.print(acel_g); // 4 g         lcd.print(" g");     }     if (tecla == 2)     {         AFS_SEL = 4096;         MPU6050_write_reg (MPU6050_ACCEL_CONFIG, 0x10); // AFS_SEL 1 -&gt; 4g - 0x08h (8192 LSB/g)         acel_g = 8;         lcd.print(acel_g); // 8 g         lcd.print(" g");     }     if (tecla == 3)     {         AFS_SEL = 2048;         MPU6050_write_reg (MPU6050_ACCEL_CONFIG, 0x18); // AFS_SEL 1 -&gt; 4g - 0x08h (8192 LSB/g)         acel_g = 16;         lcd.print(acel_g); // 16 g         lcd.print(" g");     }     if (tecla &gt; 3) tecla =3;     if (tecla &lt; 0) tecla =0;     if (tecla1 &gt; 3) tecla1 =3;     if (tecla1 &lt; 0) tecla1 =0;     delay(100); }</pre>
--	---

```

DadosFicheiro.print(";");
DadosFicheiro.print(Graus_FlexSens2_Pulso);
DadosFicheiro.print(";");
DadosFicheiro.print(Graus_FlexSens3_Pulso);
DadosFicheiro.print(";");
DadosFicheiro.print(Graus_FlexSens4_Pulso);
DadosFicheiro.print(";");

DadosFicheiro.print(Graus_FlexSens1_Cotovelo);
DadosFicheiro.print(";");
//DadosFicheiro.print("EMG1:");
//DadosFicheiro.print(";");
DadosFicheiro.print(EMG1,3);
DadosFicheiro.print(";");
//DadosFicheiro.print("ForcaAperto:");
//DadosFicheiro.print(";");
DadosFicheiro.print(EMG2,3);
DadosFicheiro.print(";");
DadosFicheiro.close(); // Fecha o acesso aos
dados do ficheiro no cartao de memoria SD

}
// if the file isn't open, pop up an error:
else {
  if (bit1 = 0){
    Serial.println("Erro ao abrir o Ficheiro");
    bit1 = 1;
  }
}

}

(...)

```

```

(...)

// Mapeamento valores lidos de tensão em graus
Graus_FlexSens1_Pulso = map(val_sens1,
valsens1_inf, valsens1_sup, 0, 70);
Graus_FlexSens2_Pulso = map(val_sens2,
valsens2_inf, valsens2_sup, 0, 70);
Graus_FlexSens3_Pulso = map(val_sens3,
valsens3_inf, valsens3_sup, 0, 15);
Graus_FlexSens4_Pulso = map(val_sens4,
valsens4_inf, valsens4_sup, 0, 30);
Graus_FlexSens1_Cotovelo = map(val_sens5,
valsens5_inf, valsens5_sup, 0, 90);

(...)

// Calibração de Parâmetros
if (menu == 13) // Calibração Angulo Flexao a 0 graus
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print("Flex a 0 graus");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(val_sens1,1);
  lcd.setCursor(4,1);
  lcd.print("DIR SET");
  delay(100);
}

(...)

```

### Anexo C – Valores de Referência da Força Muscular Máxima exercida pelos Músculos do Membro Superior obtidos por [Holzbaur, 2005]

A Tabela 1 ilustra os valores de força muscular de referência obtidos por [Holzbaur, 2005] utilizados na validação dos resultados obtidos pela simulação computacional desenvolvida nesta tese.

**Tabela 1** – Valores de referência da força muscular máxima exercida pelos músculos do *Membro Superior*.

Muscle	Abbreviation	PCSA <sup>a</sup> (cm <sup>2</sup> )	Peak force (N)	Optimal fiber length <sup>a</sup> (cm)	Tendon slack length (cm)	Pennation (°)	ma <sub>ave</sub> <sup>b</sup> (cm)
<i>Shoulder</i>							
<i>Deltoid<sup>c</sup></i>							
Anterior	DELTA1	8.2	1142.6	9.8	9.3	22	1.9
Middle	DELTA2	8.2	1142.6	10.8	11.0	15	2.5
Posterior	DELTA3	1.9	259.9	13.7	3.8	18	-0.8
Supraspinatus <sup>c</sup>	SUPRA	3.5	487.8	6.8	4.0	7	-1.0
Infraspinatus <sup>c</sup>	INFRA	8.6	1210.8	7.6	3.1	19	-2.3
Subscapularis <sup>c</sup>	SUBSCAP	9.8	1377.8	8.7	3.3	20	1.9
Teres minor <sup>c</sup>	TMIN	2.5	354.3	7.4	7.1	24	-1.8
Teres major <sup>c</sup>	TMAJ	3.0	425.4	16.2	2.0	16	-2.0
<i>Pectoralis major<sup>c</sup></i>							
Clavicular	PMAJ1	2.6	364.4	14.4	0.3	17	0.2
Sternal	PMAJ2	3.7	515.4	13.8	8.9	25	-2.3
Ribs	PMAJ3	2.8	390.5	13.8	13.2	25	-3.2
<i>Latissimus dorsi<sup>c</sup></i>							
Thoracic	LAT1	2.8	389.1	25.4	12.0	25	-2.2
Lumbar	LAT2	2.8	389.1	23.2	17.7	19	-3.5
Iliac	LAT3	2.0	281.7	27.9	14.0	21	-4.2
Coracobrachialis <sup>c</sup>	CORB	1.7	242.5	9.3	9.7	27	-2.0
<i>Elbow</i>							
<i>Triceps<sup>d</sup></i>							
Long	TRIlong	5.7	798.5	13.4	14.3	12	-2.1
Lateral	TRilat	4.5	624.3	11.4	9.8	9	-2.1
Medial	TRImed	4.5	624.3	11.4	9.1	9	-2.1
Anconeus <sup>e</sup>	ANC	2.5	350.0	2.7	1.8	0	-1.2
Supinator <sup>e</sup>	SUP	3.4	476.0	3.3	2.8	0	-0.7
<i>Biceps<sup>d</sup></i>							
Long	BIClong	4.5	624.3	11.6	27.2	0	3.6
Short	BICshort	3.1	435.6	13.2	19.2	0	3.6
Brachialis <sup>d</sup>	BRA	7.1	987.3	8.6	5.4	0	1.8
Brachioradialis <sup>d</sup>	BRD	1.9	261.3	17.3	13.3	0	5.7
<i>Major wrist or forearm</i>							
Extensor carpi radialis longus <sup>f</sup>	ECRL	2.2	304.9	8.1	22.4	0	-1.8
Extensor carpi radialis brevis <sup>f</sup>	ECRB	2.2	100.5	5.9	22.2	9	-0.9
Extensor carpi ulnaris <sup>f</sup>	ECU	2.1	93.2	6.2	22.8	4	2.3
Flexor carpi radialis <sup>f</sup>	FCR	1.6	74.0	6.3	24.4	3	1.4
Flexor carpi ulnaris <sup>f</sup>	FCU	2.9	128.9	5.1	26.5	12	1.9
Palmaris longus <sup>g</sup>	PL	0.6	26.7	6.4	26.9	4	2.1
Pronator teres <sup>d</sup>	PT	4.0	566.2	4.9	9.8	10	0.8
Pronator quadratus <sup>g</sup>	PQ	1.7	75.5	2.8	0.5	10	0.5
<i>Wrist/hand muscles</i>							
<i>Flexor digitorum superficialis<sup>g</sup></i>							
Digit 5	FDSL	0.4	16.5	5.2	33.8	5	1.6
Digit 4	FDSR	1.3	57.9	7.4	32.8	4	1.5
Digit 3	FDSM	2.0	91.0	7.5	29.5	7	1.5
Digit 2	FDSI	1.4	61.2	8.4	27.5	6	1.5
<i>Flexor digitorum profundus<sup>g</sup></i>							
Digit 5	FDPL	1.8	79.7	7.5	28.2	8	1.2
Digit 4	FDPR	1.4	64.1	8.0	28.2	7	1.3
Digit 3	FDPM	1.8	81.7	8.4	29.3	6	1.3
Digit 2	FDPI	1.5	68.3	7.5	29.4	7	1.3
<i>Extensor digitorum communis<sup>g</sup></i>							
Digit 5	EDCL	0.3	13.1	6.5	29.7	2	-1.1
Digit 4	EDCR	0.8	34.0	6.3	32.7	3	-1.4
Digit 3	EDCM	0.8	35.3	7.2	33.5	3	-1.5
Digit 2	EDCI	0.4	18.3	7.0	32.2	3	-1.6
Extensor digiti minimi <sup>g</sup>	EDM	0.6	25.3	6.8	32.2	3	1.3
Extensor indicis proprius <sup>g</sup>	EIP	0.5	21.7	5.9	18.6	6	-1.4
Extensor pollicis longus <sup>g</sup>	EPL	0.9	39.5	5.4	22.1	6	-0.9
Extensor pollicis brevis <sup>h</sup>	EPB	0.3	14.2	6.8	11.5	7	-2.2
Flexor pollicis longus <sup>g</sup>	FPL	1.7	77.2	5.5	19.4	7	1.6
Abductor pollicis longus <sup>h</sup>	APL	1.3	59.5	7.1	13.0	8	-2.2