

IGRAFBIOTENIST – INTERFACE GRÁFICA DE MONITORIZAÇÃO BIOMECÂNICA DE TENISTAS

António Filipe N. Gomes*, Joaquim Gabriel e João Manuel R. S. Tavares

Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial
Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto
Rua Dr. Roberto Frias, s/n 4200-465 Porto, Portugal
e-mail: {dem08015, jgabriel, tavares}@fe.up.pt, web: <http://www.fe.up.pt/~tavares>

Palavras-chave: Visualização, Processamento de Sinal, Biomecânica, Desporto

Resumo. *O objetivo deste artigo é apresentar uma interface gráfica para a monitorização biomecânica de tenistas – IGRAFBioTenist, desenvolvida em LabVIEW. Esta aplicação permite a monitorização de diversos parâmetros biomecânicos associados ao movimento do tenista na execução de golpes de ténis. A interface é complementada por uma plataforma Arduino, que captura os dados de movimento do tenista, através de diversos sensores, tais como: sensores de pressão, sensores de vibração piezoelétricos, para detetar as vibrações transmitidas pela raquete de ténis à articulação do punho e depois à articulação do cotovelo, e sensores inerciais – acelerómetro e giroscópio – colocados no quadro da raquete de ténis, sensores resistivos flexíveis embutidos em faixas elásticas para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do punho e do cotovelo, e sinal de eletromiografia (EMG), para analisar a atividade elétrica dos músculos do membro superior que exercem maior esforço durante a solicitação de movimento efetuado pelo tenista.*

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos temos assistido a um crescente interesse dos investigadores na análise biomecânica de atletas em atividades desportivas, que tem levado ao desenvolvimento e à implementação de metodologias e sistemas para análise de movimento desportivo, com vista ao aperfeiçoamento das técnicas desportivas, tendo como finalidade a melhoria do rendimento, desempenho e da prestação atlética, bem como a diminuição do risco de lesões. Destaca-se em especial uma das áreas mais emergentes e em franco desenvolvimento, a análise biomecânica de movimento de jogadores de ténis e de *badminton* [1].

Pode-se encontrar em [2] uma análise dinâmica 3D, baseada nas equações de *Newton-Euler*, dos movimentos associados a uma raquete de ténis. Mais concretamente, é realizada uma analogia fisiológica, anatômica e biomecânica das etapas correspondentes à realização do serviço de ténis comparativamente aos lances de um jogador de andebol. Os autores deste trabalho propõem como trabalho futuro a possibilidade de efetuar a medição experimental recorrendo à utilização de micro sensores inerciais *MEMS – Micro-Electro-Mechanical-Systems* – acelerómetros e giroscópios tridimensionais, entre outros, embebidos na raquete de ténis para a medição de velocidades e acelerações de seguimento no serviço do jogo de ténis.

Em [3] é apresentado um estudo sobre a influência dos tensores de inércia da raquete de ténis sobre os binários transmitidos ao cotovelo durante o movimento de balanço num golpe de *forehand*, bem como a avaliação das cargas transmitidas ao cotovelo e as respostas de aceleração da raquete de ténis originadas pelos impactos centrais e excêntricos da bola de ténis sobre a mesma. As forças originadas pelos impactos excêntricos, entre a bola e a raquete de ténis, são uma das principais causas no desenvolvimento da lesão conhecida como “*cotovelo de tenista*”.

Pode-se encontrar em [4] uma análise biomecânica de jogadores de *badminton* de diferentes níveis técnicos a executarem o golpe de fundo de quadra – “*clear stroke*”. Neste estudo foi alisado o golpe de fundo de quadra executados através dos golpes de “*forehand*” e de “*backhand*”. De acordo com os resultados obtidos, é notório que os dois grupos que participaram nos ensaios, um de menor nível técnico e outro de nível superior, executaram o golpe de *forehand* da mesma forma, 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*.

A análise biomecânica de movimento de atletas em atividades desportivas é vulgarmente efetuada após a recolha dos dados cinemáticos, obtidos usualmente através da colocação de marcadores reflexivos nos segmentos corporais de interesse do atleta em análise, sendo depois realizada a gravação de imagens através da utilização de câmaras de alta velocidade como, por exemplo, utilizando o sistema da *Qualisys (Qualisys AB, Suécia)*. Este processo 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 exportação dos dados para um ficheiro de texto, um ficheiro *Matlab* ou outro formato disponibilizado pelo sistema. Por estas razões, é de todo o interesse desenvolver uma *interface* gráfica que possibilite a monitorização dos diversos parâmetros biomecânicos associados ao movimento efetuado pelo tenista em estudo a realizar os diversos golpes de ténis.

2. SISTEMA IGRAFBIO TENIST

Nesta secção é apresentado o desenvolvimento do sistema *IGRAFBioTenist* desenvolvido em *LabVIEW (National Instruments, EUA)*, que permite a monitorização dos parâmetros biomecânicos associados aos movimentos efetuado por tenistas a efetuarem golpes associados ao ténis. A *interface* gráfica é complementada por um sistema de aquisição, baseado na plataforma *Arduino (Arduino SA, Itália)*, que é responsável pela captura dos dados associados ao movimento em estudo e pelo envio dos mesmos, via rádio, para o computador onde se encontra instalada a *interface*. Paralelamente à *interface* gráfica, é usado um modelo biomecânico do *Membro Superior* de tenistas, desenvolvido em *OpenSim (OpenSim, EUA)* [1], para a análise biomecânica desse membro.

2.1 Interface Gráfica

A *interface* desenvolvida está organizada por uma série de abas que permitem o acesso aos vários parâmetros biomecânicos a ser monitorizados [1]. Estes parâmetros podem ser visualizados através de indicadores numéricos e de gráficos de estado. Os parâmetros monitorizados, medidos por um conjunto de sensores colocados na raquete de ténis e embutidos em bandas elásticas, para a medição dos ângulos dos movimentos articulares do *Cotovelo* e do *Punho*, são os seguintes: aceleração *g*, aceleração média e aceleração angular da raquete de ténis nos três eixos de movimento, ângulos de movimento da articulação do *Punho* e do *Cotovelo*, força exercida pela mão do tenista ao apertar o punho da raquete de ténis, vibrações transmitidas pela raquete às articulações do *Punho* e conseqüentemente à do *Cotovelo*, e dois sinais de *EMG*, para a medição da atividade elétrica dos músculos mais solicitados nos movimentos de ténis, tais como os músculos do *Bíceps*, *Tríceps*. Outra funcionalidade da *interface* gráfica é a possibilidade de visualizar os valores dos parâmetros atuais de configuração da plataforma *Arduino*, bem como a possibilidade de controlar a mesma e de permitir a configuração de novos valores, tais como: escalas máximas para o acelerómetro e o giroscópio (sensor *MPU-6050* da *InvenSense*, EUA), os coeficientes de inércia e a massa da raquete, para o caso de se pretender colocar os sensores numa outra raquete de características diferentes. É possível também gravar os dados monitorizados para um ficheiro de texto ou exportá-los diretamente para uma folha de cálculo [1].

A primeira configuração que deve ser realizada antes de se iniciar a comunicação *wireless* entre a *interface* gráfica e o sistema *Arduino* é a seleção da porta série atribuída ao módulo *USB-XBee* (*DROIDS*, *Itália*). Para tal, é necessário efetuar a seleção da porta série adequada através do menu *drop-down*, disponível no cabeçalho da *interface* gráfica (neste caso foi selecionada a COM4). A qualquer momento é possível efetuar o refrescamento das portas série presentes no computador, Figura 1.

É possível configurar os parâmetros da massa e dos coeficientes de inércia da raquete, caso se pretenda colocar os sensores noutra raquete diferente.



Figura 1. Janela de configuração dos parâmetros da raquete de ténis e do sensor MPU-6050.

Na Figura 2 é possível observar-se a janela de controlo do sistema *Arduino*. Pode-se ver no lado esquerdo da imagem apresentada os botões que permitem desativar e ativar a gravação de dados para o cartão de memória *micro SD*. Do lado direito, pode-se observar a janela que permite selecionar a designação do ficheiro a ser atribuída na gravação dos dados.



Figura 2. Janela de controlo de sistema *Arduino*.

Pode-se observar na Figura 3 a janela de monitorização da aceleração média (em unidades g e em $m.s^{-2}$) medida pelo acelerómetro e da velocidade média nos três eixos de movimento. Integrando a aceleração, usando a função de integração disponibilizada no *LabVIEW*, é possível obter a velocidade da raquete de ténis. Os valores são visualizados através de mostradores do tipo analógico e digitais, gráficos de estado que indicam a evolução da aceleração e da velocidade. A tabela incluída apresenta os valores acumulados ao longo do tempo.

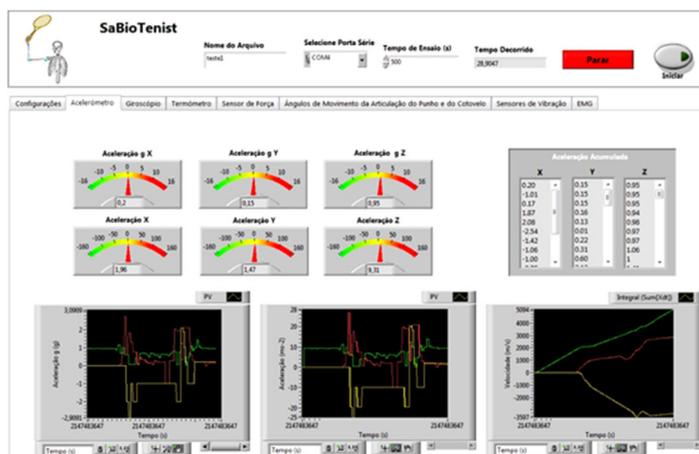


Figura 3. Janela de controlo de sistema *Arduino*.

A Figura 4 ilustra a janela de monitorização da aceleração angular da raquete de ténis, 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, gráficos de estado que indicam a evolução dessa aceleração e uma tabela onde são indicados os valores acumulados. A tabela incluída apresenta os valores acumulados ao longo do tempo.

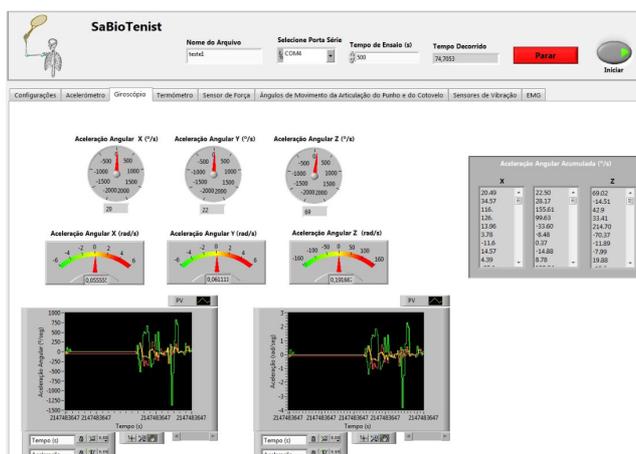


Figura 4. Monitorização da aceleração angular da raquete de ténis.

A Figura 5 ilustra a monitorização da força de aperto exercida pelo tenista ao apertar o punho da raquete de ténis, expressa em unidades de quilograma força (kgF) e em *Newtons* (N). Pode-se ver também a evolução do valor dessa força ao longo do tempo no gráfico de estado.

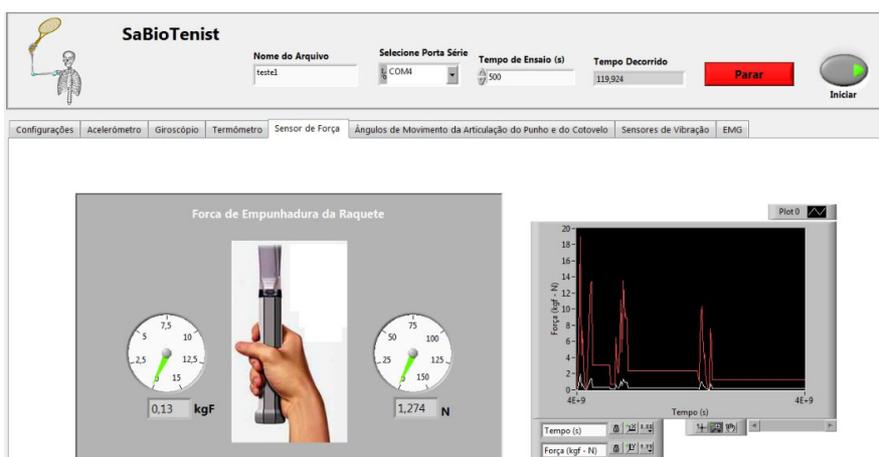


Figura 5. Monitorização da força de aperto aplicada ao punho da raquete de ténis.

Pode-se observar na Figura 6 um exemplo da janela correspondente à visualização dos movimentos de flexão/extensão e ao desvio radial/ulnar da *Mão* através da articulação do *Punho* e o movimento de flexão/extensão do *Cotovelo*.

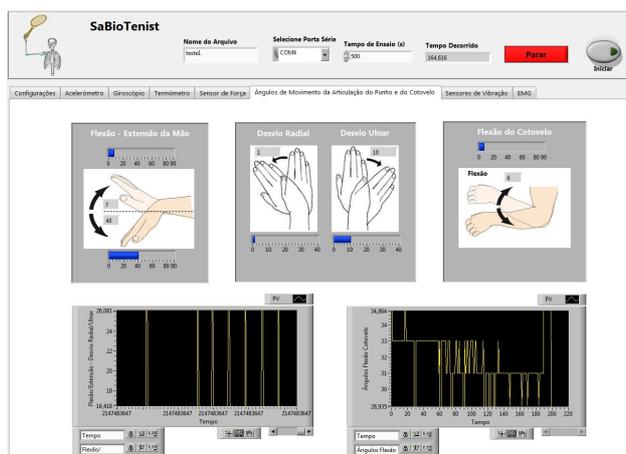


Figura 6. Monitorização dos ângulos de movimento das articulações do punho e do cotovelo.

2.2 Sistema de Aquisição

O sistema de captura de sinal incluído permitirá a medição direta, ao longo do tempo, de diversos parâmetros associados aos movimentos vulgarmente efetuados no ténis, como, por exemplo, o *Serviço* de ténis, o *Vôlei de Direita (forehand)* ou o *Vôlei de Esquerda (backhand)*, o *Drive de Direita (forehand)* ou o *Drive de Esquerda (backhand)*, entre outros golpes.

Os sensores utilizados na captura de movimento e controlados pela plataforma *Arduino* são os seguintes: sensor de pressão para a deteção da força de aperto do *Punho* da raquete, sensor de vibração piezoelétrico para a deteção das vibrações transmitidas ao *Punho* e, conseqüentemente, à articulação do *Cotovelo*, sensores inerciais – acelerómetro e giroscópio – colocados no quadro da raquete de ténis e sensores resistivos flexíveis, embutidos em faixas elásticas, para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do *Punho* e do *Cotovelo*, e de sinal de eletromiografia (*EMG*) para a medição da atividade elétrica dos músculos mais solicitados, responsáveis pelo movimento dos segmentos corporais que constituem o *Membro Superior* de tenistas, como os músculos *Bíceps*, *Tríceps*. Os dados adquiridos são obtidos em tempo real e gravados num ficheiro de texto num cartão de memória *micro SD*. O sistema inclui um relógio em tempo real (*RTC*) para sincronização dos dados com eventuais sistemas de aquisição externos, nomeadamente sistemas de imagem.

A Figura 7 ilustra a constituição da placa final do sistema de aquisição, incluindo os módulos *Arduino*, a placa *USB-XBee*, para comunicação *wireless* com o computador onde se encontra instalada a *interface* gráfica, e o sensor de teste *MPU-6050*.

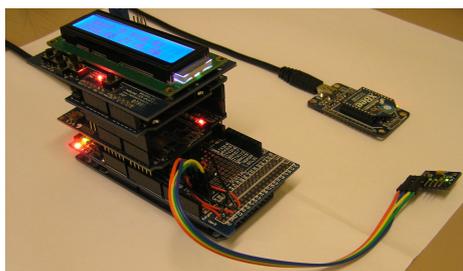


Figura 7. Módulos *Arduino*, placa *USB-XBee* e sensor *MPU-6050* usados no sistema de aquisição de sinal desenvolvido.

De acordo com o fabricante do sensor *MPU-6050*, este não necessita de qualquer procedimento de calibração. Por forma a suavizar – *smoothing* – os valores de tensão medidos pelos diversos canais analógicos do sistema *Arduino*, foi efetuada uma sub-rotina que calcula, para cada canal analógico, a média aritmética de cada três leituras efetuadas. O número de leituras considerado no cálculo da média pode ser alterado a partir do menu da placa *Arduino*, aumentando ou diminuindo a suavização, sendo importante referir que a taxa de aquisição fica comprometida com o aumento deste valor. Para além destes procedimentos de suavização, são eliminados automaticamente todos os valores que ultrapassem os valores máximos de amplitudes articulares.

A taxa de aquisição de dados do sistema é cerca de 25 leituras/s (período de amostragem 40 ms) em cada canal (14 variáveis) tendo como referência o tempo do relógio *RTC*. Este período poderá aumentar para 45 ms se for adicionado mais um canal analógico, por exemplo para a medição de outro sinal de *EMG*.

2.3 Modelo Biomecânico

O modelo desenvolvido para a análise biomecânica do *Membro Superior* de tenistas é constituído por 31 ossos, considerando a raquete de ténis como sendo um segmento adicional à mão, 30 junções, embora sejam apenas objeto de análise biomecânica as articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, e 37 músculos responsáveis pelos movimentos articulares do *Braço*, *Antebraço* e *Mão*. Para uma melhor identificação dos segmentos corporais que compõem o *Membro Superior*, considera-se que este é composto pelo *Braço*, *Antebraço* e *Mão*. De acordo com [5], pode-se dividir a estrutura geral anatômica do *Membro Superior* em quatro segmentos corporais principais, sendo estes os seguintes: *Cintura Escapular* – composto 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 observar na Figura 8 a estrutura geral do modelo biomecânico desenvolvido no programa de modelação e simulação músculo-esquelética *OpenSim*, tendo sido utilizados os exemplos disponíveis na plataforma de desenvolvimento e na página *web* da *OpenSim* como base para o modelo desenvolvido [8].

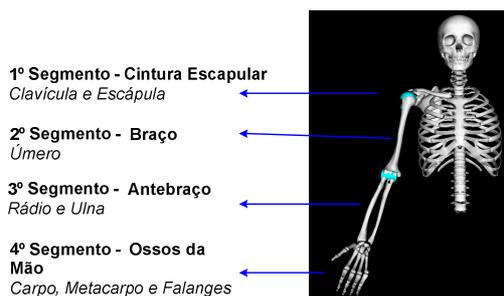


Figura 8. Estrutura geral do membro superior direito de tenistas integrado no modelo biomecânico desenvolvido.

Apresenta-se na Tabela 1 a lista de siglas utilizadas na identificação dos ossos e dos músculos utilizados na construção do modelo biomecânico do *Membro Superior* de tenistas.

Osso	Músculo
ground (tórax)	DELT – Deltoid
r_humerus	SUPRAS – Supraspinatus (Supra-Espinal)
ulna	INFRAS – Infraspinatus (Infra-Espinal)
radius	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)	BRA – Braquioradialis
triquetrum (triquetal, piramidal ou triangular)	FCR – Flexor Carpi Radialis
hamate (hamato)	FCU – Flexor Carpi Ulnar
carp_metacarp (carpo e metacarpo)	EDM – Extensor Digitorum Minimi
metacarpal2 (metacarpo – 2º dedo)	ECRB – Extensor Carpi Radialis Brevis
Iphalanx1 (metacarpofalangeal – 2º dedo)	ECRL – Extensor Carpi Radialis Longus
Iphalanx2 (interfalangeal proximal – 2º dedo)	FDSI – Flexor Digitorum Sublimis Indicis
Iphalanx3 (interfalangeal distal – 2º dedo)	FDSM – Flexor Digitorum Sublimis Medium
metacarpal3 (metacarpo – 3º dedo)	FDSR – Flexor Digitorum Sublimis Ring
Iphalanx_1 (metacarpofalangeal – 3º dedo)	FDSL – Flexor Digitorum Sublimis Little
Iphalanx_2 (interfalangeal proximal – 3º dedo)	FDPI – Flexor Digitorum Profundus Indicis
Iphalanx_3 (interfalangeal distal – 3º dedo)	FDPM – Flexor Digitorum Profundus Medius
metacarpal4 (metacarpo – 4º dedo)	FDPR – Flexor Digitorum Profundus Ring
Iphalanx_11 (metacarpofalangeal – 4º dedo)	FDPL – Flexor Digitorum Profundus Little
Iphalanx_22 (interfalangeal proximal – 4º dedo)	EDCL – Extensor Digitorum Carpi Longus
Iphalanx_33 (interfalangeal distal – 4º dedo)	EDCR – Extensor Digitorum Carpi Radialis
metacarpal5 (metacarpo – 5º dedo)	EDCM – Extensor Digitorum Carpi Medium
Iphalanx_111 (metacarpofalangeal – 5º dedo)	EDCI – Extensor Digitorum Carpi Indicis
Iphalanx_222 (interfalangeal proximal – 5º dedo)	FPL – Flexor Pollicis Longus
Iphalanx_333 (interfalangeal distal – 5º dedo)	EPB – Extensor Pollicis Brevis
thumb (interfalangeal proximal e distal – polegar)	EPL – Extensor Pollicis Longus
racket (raquete de ténis)	EIP – Extensor Indicis Proprius
	APL – Abductor Pollicis Longus
	PL – Palmaris Longus
	PT – Pronator Teres (Pronador Redondo)
	PQ – Pronator Quadratus
	SUP – Supinator
	ANCO – Anconeus

Tabela 1. Siglas dos ossos e dos músculos do *membro superior* integrados no modelo desenvolvido.

3. CONCLUSÕES

A *interface* gráfica está ainda em desenvolvimento e pretende ser uma ferramenta determinante para a monitorização biomecânica de tenistas, tendo como objetivo final a prevenção de lesões, a melhoria das técnicas desportivas e o aumento do rendimento e do desempenho desportivo. A *interface IGRAFBIO TENIST* é composta por uma série de janelas que possibilitam a monitorização, ao longo do tempo, dos parâmetros biomecânicos associados ao movimento executados pelos tenistas, sendo complementado por um sistema de aquisição, baseado na plataforma *Arduíno*, que permite efetuar a recolha dos dados obtidos por um conjunto de sensores colocados na raquete de ténis e embutidos em bandas elásticas, colocadas nas articulações do *Cotovelo* e do *Punho* para a medição direta dos ângulos destas articulações. Paralelamente à *interface* gráfica foi desenvolvido um modelo computacional do *Membro Superior* de tenistas e da raquete de ténis, para efetuar a análise biomecânica desse membro, que permite, por exemplo, determinar, por dinâmica inversa, o valor das forças exercidas pelos músculos responsáveis pelo movimento do *Membro Superior* do tenista.

4. AGRADECIMENTOS

Os autores apresentam os seus agradecimentos à *Escola de Ténis Paulo Girão*, em Miramar, pela disponibilidade demonstrada na realização dos ensaios experimentais e, particularmente, ao treinador de ténis Professor Paulo Girão, pela ajuda e pelos comentários prestados, e a todos os jovens tenistas que participaram na realização dos ensaios do sistema *IGRAFBioTenist*.

Os autores também agradecem ao *LABIOMEPE* a cedência de instalações e equipamento de imagem para à recolha dos dados cinemáticos.

REFERÊNCIAS

- [1] SaBioTenist – Sistema de Análise Biomecânica de Tenistas, António Filipe N. Gomes, Joaquim Gabriel Mendes, João Manuel R. S. Tavares, 6º Congresso Nacional de Biomecânica (CNB2015), ISBN: 9789728793746, pp. 121-122, Leiria, Portugal, 6 e 7 de fevereiro, (2015).
- [2] Tijana Ivančević, Bojan Jovanović, Milorad Đukić, Saša Marković and 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, pp. 51-66, (2008).
- [3] Steven M. Nesbit, “The Effects of Racket Inertia Tensor on Elbow Loadings and Racket Behavior for Central and Eccentric Impacts”, *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, pp. 304-317, (2006).
- [4] Kasper Sorensen, “A Biomechanical Analysis of Clear Strokes in badminton Executed by Youth Players of Different Skill Levels”, Master Thesis, Sports Science Aalborg University, (2010).
- [5] www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/ombro.htm, (ultimo acesso em 2014).
- [6] pt.scribd.com/doc/149264449/GRAUS-ADM, (ultimo acesso em 2015).
- [7] www.saudeemmovimento.com.br/saude/tabelas/tabela_de_referencia_fangulares.htm, (ultimo acesso em 2015).
- [8] opensim.stanford.edu, (último acesso em 2015).