

SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DAS VIBRAÇÕES NO BRAÇO E OMBRO DE UM TENISTA

José Rodrigues Pereira



Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Área de Especialização de Automação e Controlo

Departamento de Engenharia Electrotécnica

Instituto Superior de Engenharia do Porto

2010

Este relatório satisfaz, parcialmente, os requisitos que constam da Ficha de Disciplina de Tese/Dissertação, do 2º ano, do Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Candidato: José Rodrigues Pereira, Nº 1040783, 1040783@isep.ipp.pt
Orientação científica: Lino Figueiredo, lbf@isep.ipp.pt; António Meireles, atmeireles@googlemail.com; Paulo Pereira, 22paulo@gmail.com

Supervisão: Lino Figueiredo, LBF@isep.ipp.pt



Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores
Área de Especialização de Automação e controlo
Departamento de Engenharia Electrotécnica
Instituto Superior de Engenharia do Porto

1 de Novembro de 2010

Aos meus pais e amigos...

Agradecimentos

Cabe-me aqui apresentar o meu profundo agradecimento às diversas pessoas e entidades que me privilegiaram com a sua atenção e colaboração ao longo desta dissertação.

Ao Instituto Superior de Engenharia do Porto que me acolheu nestes últimos anos e proporcionou a aquisição de novos conhecimentos.

Agradeço a todos os meus professores do ISEP pelo empenho e dedicação com que me ensinaram tudo o que hoje sei sobre electrotecnia e espero poder usar no futuro.

Em especial queria agradecer aos meus orientadores no ISEP, o Eng.º Lino Figueiredo, Eng.º António Meireles e ao professor Paulo Pereira pela sua disponibilidade, orientação e aconselhamento no decorrer da realização deste projecto.

Agradeço a todas as pessoas que integram o LSA que sempre se mostraram disponíveis para ajudar e pelo apoio prestado no decorrer do projecto.

Um agradecimento, a todas as pessoas que contribuíram de uma forma directa e indirecta para a elaboração deste trabalho.

Agradeço aos meus colegas de curso e amigos pelo apoio e dedicação prestada ao longo da realização deste projecto.

Um agradecimento final, mas o mais importante, aos meus pais pelo esforço e dedicação, fundamental, para que se reunissem as condições necessárias para a conclusão dos meus estudos.

A todos o meu muito Obrigado!

Resumo

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um módulo capaz de medir a intensidade das vibrações sofridas por um tenista no braço e ombro durante um jogo.

Numa primeira fase foi estudada a biomecânica do braço humano e a biomecânica dos movimentos envolvidos no ténis. Foi realizada uma pesquisa sobre os dispositivos MEMs mais adequados bem como o *hardware* e *software* a utilizar, tendo sido analisados os requisitos do sistema a implementar.

Foi desenvolvido um protótipo electrónico microcontrolado compacto e de baixo custo baseado na utilização de sensores microeletromecânicos (MEMs) de aceleração, permitindo obter informações biomecânicas do desportista e monitoriza-lo durante o treino de maneira não evasiva, possibilitando que ele esteja no seu ambiente natural de treino. O sistema envia as informações dos sensores para um PC através da porta USB sendo estas processados no mesmo. Foi desenvolvida uma interface gráfica intuitiva, para a apresentação dos dados resultantes das medidas, de fácil leitura pelos treinadores. Esta interface grava e apresenta os dados em tempo real.

Os testes de campo foram realizados no campo de ténis que existe na Quinta das Freiras em Rio Tinto. O protótipo é de fácil fixação no atleta e permite a monitorização no local de treino sendo pequeno ((20x15mm) e muito leve (2g), tornando-se uma alternativa versátil para o auxilio de atletas e treinadores, aperfeiçoamento da técnica e como ferramenta de pesquisa na área de educação física.

Palavras-Chave

MEMs,PC,USB

.

Abstract

This project proposes the development of a module capable of measuring the intensity of the vibrations occurred in the arm and shoulder of a tennis player, during a match.

In a first phase, the biomechanics of the human arm and of the movements involved in tennis were studied. It was realized a research about the more adequate MEMs devices as the hardware and software to use, and it were analyzed the requisites of the system to implement.

A compact and low cost microcontrolled electronic prototype was developed, based in the use of acceleration microelectromechanical sensors (MEMs), allowing obtaining bio mechanical information of the sportsman and monitoring him during training, in a non-invasive manner, enabling him to be in his natural training environment. The system sends the information of the sensors to a PC, through the USB port, and the information is processed in the computer. An intuitive graphical user interface was developed, to present the data resulting from the measures, of easy reading by the coaches. This graphical interface records and displays the data in real time.

The field tests were realized in the tennis field situated in the Quinta das Freiras in Rio Tinto. The prototype is easy to attach in the athlete, and allows the monitoring in the place of testing, being small (20x15mm) and very light (2g), becoming a versatile alternative to help athletes and coaches, perfecting the technique and as a tool of research in the area of physical education.

Keywords

MEMs,PC,USB

Índice

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	III
ABSTRACT	V
ÍNDICE	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	XI
ÍNDICE DE TABELAS	XVII
ACRÓNIMOS	XIX
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2. OBJECTIVOS	1
1.3. CALENDARIZAÇÃO	2
1.4. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO	2
2. SISTEMAS PARA MONITORIZAÇÃO DE ACTIVIDADES FÍSICAS	5
2.1. ANÁLISE E MONITORIZAÇÃO DO MOVIMENTO DE TRANSLAÇÃO E ROTAÇÃO DO <i>SWING</i>	5
2.2. SISTEMA SENSOR ELECTROMECHANICO PARA MONITORIZAR ACTIVIDADES FÍSICAS	12
3. SENSORES	21
3.1. MEMS (MICRO-ELECTRO-MECHANICAL SYSTEMS)	22
4. BIOMECÂNICA NO TÊNIS	34
4.1. ORIGEM DO TÊNIS.....	34
4.2. REGRAS ENVOLVIDAS NO TÊNIS	34
4.3. BIOMECÂNICA	36
4.4. PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS	42
4.5. ARTICULAÇÕES E ESTRUTURAS ENVOLVIDAS	56
4.6. BIOMECÂNICA DOS MOVIMENTOS TÉCNICOS NO TÊNIS	59
5. ARQUITECTURA DO SISTEMA	70
5.1. ACCELERÓMETRO LIS3LV02DL	71
5.2. PROTOCOLOS DE COMUNICAÇÃO	74
5.3. PIC18LF2550	80
5.4. SOFTWARE DESENVOLVIDO	89
6. TESTES EM CAMPO	112
6.1. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	114

7. CONCLUSÕES.....	150
8. TRABALHO FUTURO.....	153
REFERÊNCIAS DOCUMENTAIS	154
REFERENCIAS WEB	156
ANEXO A. ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DESENVOLVIDO	158
HISTÓRICO.....	160

Índice de Figuras

Figura 1	(a) Localização dos sensores no corpo do atleta; (b) coordenadas da aceleração relativamente à quadra[1].....	6
Figura 2	Valor médio de 10 serviços realizados por tenistas de elite. (a) Representa o movimento da mão(<i>Hand</i>) nos eixos X, Y, Z (b) Representa o movimento da cintura(<i>Waist</i>) nos eixos X, Y, Z (c) Representa o movimento da perna(<i>Leg</i>) nos eixos X, Y, Z[1]	8
Figura 3	Média (linha escura) e média \pm desvio padrão (linha cinza) do movimento da mão de 2 jogadores profissionais (P1 e P2) e 2 jogadores amadores (A1 e A2).[1].....	10
Figura 4	Média (linha escura) e média \pm desvio padrão (linha cinza) do movimento da cintura de 2 jogadores profissionais (P1 e P2) e 2 jogadores amadores (A1 e A2).[1]	10
Figura 5	Protótipo do sistema[2]	12
Figura 6	Diagrama de blocos do SCATA[2]	13
Figura 7	Placas de teste dos acelerómetros[2]	13
Figura 8	Shaker mecânico do sistema de deslocamento linear[2]	14
Figura 9	Orientação dos eixos do sensor Tic Tac para o SACTA[2]	14
Figura 10	Posições de calibração do acelerómetro[2]	15
Figura 11	Aceleração do sensor MMA7260 sujeita a mesma aceleração utilizando alcances diferentes[2]	15
Figura 12	Placa DEMO ZSTAR da Freescale[2]	16
Figura 13	Painel frontal do software ZSTAR[2]	16
Figura 14	Posições de calibração para a placa móvel Tic Tac ZSTAR[2]	17
Figura 15	Orientação dos eixos da placa Tic Tac ZSTAR[2].....	17
Figura 16	Sistema de fixação flexível em qualquer segmento corporal[2].....	17
Figura 17	Aceleração no eixo dos X na coxa (Thigh) e no tornozelo (Ankle)[2]	18
Figura 18	Aceleração no eixo dos Y na coxa (Thigh) e no tornozelo (Ankle)[2]	18
Figura 19	Aceleração no eixo dos Z na coxa (Thigh) e no tornozelo (Ankle)[2].....	18
Figura 20	(A) CCD de 2,1 Megapixels (B) Sensor de efeito de Hall (C) Sensor de pressão (D) Termistor (E) Sensor de aceleração MEM	22
Figura 21	Sensor embebido numa aplicação de medição	22
Figura 22	Escala de integração de MEMS relativamente a um ácaro [3].....	23
Figura 23	Esquemático de um acelerómetro; a-aceleração, g-aceleração da gravidade, d-deslocamento da massa, n- eixo normal [1]	24
Figura 24	Estrutura Comb-Drive[3]	26
Figura 25	Perspectiva de um acelerómetro mostrando a medição capacitiva, e a massa de prova. [3]	27
Figura 26	Modelo Simplificado da estrutura <i>Comb-drive</i> [4]	28

Figura 27	Estrutura <i>Comb-Drive</i> usada em acelerómetros [4]	28
Figura 28	Exemplo de 2 acelerómetros comerciais; (a) um acelerómetro integrado monolítico a dois eixos da Analog Devices e (b) uma perspectiva de um acelerómetro da Freescale numa wafer antes da injeção do molde de plástico. [3].....	29
Figura 29	Escala de operação dos acelerómetros e suas aplicações [5].....	30
Figura 30	Micro-motores e micro-engrenagens [4]	31
Figura 31	Espelhos MOEMS : (a) horizontal e (b) vertical [4]	32
Figura 32	Dimensões de um court de ténis[37]	35
Figura 33	(a) e (b) Movimentos de translação (c) Movimento de rotação[6].....	37
Figura 34	Direcções do torque nas juntas do ombro e cotovelo[11]	43
Figura 35	Jogador Juan Carlos Ferrero realizando um <i>Forehand</i> [45].....	46
Figura 36	José Pereira no início de um <i>forehand</i> [46].....	47
Figura 37	Atleta Ana Bogdan [45].....	48
Figura 38	Atleta Andy Roddick executando o serviço flexionando os joelhos (Acção)[45].....	49
Figura 39	Atleta Andy Roddick preparando-se para bater a bola (Reacção)[45]	49
Figura 40	Roger Federer executando um <i>slice backhand</i> [47]	50
Figura 41	Fernando Gonzalez executando um <i>forehand</i> [47].....	51
Figura 42	Andy Roddick realizando o serviço[47].....	51
Figura 43	Gustavo Kuerten durante o serviço[48].....	53
Figura 44	Lleyton Hewitt durante o serviço[48].....	53
Figura 45	Carlos Moya executando um <i>forehand</i> [48]	54
Figura 46	Pete Sampras executando um <i>forehand</i> [48]	54
Figura 47	Andy Roddick executando o serviço[48]	55
Figura 48	Gustavo Kuerten[48]	55
Figura 49	Graus de liberdade nas articulações humanas[13].....	57
Figura 50	Exemplo de uma unidade biomecânica básica; Esquerda: Triceps Torque(Ttriceps) , Direita: Biceps Torque(Tbiceps)[13]	58
Figura 51	Cadeia cinemática do movimento <i>Forehand</i> [15].....	60
Figura 52	Fase de preparação, (A) <i>backhand</i> com uma mão e (B) <i>backhand</i> com duas mãos[18] 61	
Figura 53	Fase de Aceleração, (A) <i>backhand</i> com uma mão e (B) <i>backhand</i> com duas mãos[18] 62	
Figura 54	Fase de Contacto, (A) <i>backhand</i> com uma mão e (B) <i>backhand</i> com duas mãos[18] . 63	
Figura 55	Fase de Finalização, (A) <i>backhand</i> com uma mão e (B) <i>backhand</i> com duas mãos[18] 63	
Figura 56	Fase de Recuperação, (A) <i>backhand</i> com uma mão e (B) <i>backhand</i> com duas mãos[18] 64	
Figura 57	Stefan Edberg executando um <i>forehand volley</i> [50].....	65

Figura 58	Ilustração das 5 fases do serviço; A - Fase inicial; B - Fase de backswing; C - Fase de aceleração; D - Fase de contacto; E - Fase de Finalização [23]	67
Figura 59	Diferentes fases do movimento no serviço.....	67
Figura 60	Fotografia tirada a Andy Roddick no momento do recorde mundial de velocidade de serviço (246km/h), mostrando as contribuições (em percentagem (%)) dos segmentos do corpo envolvidos e os movimentos parciais do corpo.[13]	68
Figura 61	Interface do Sistema de medição.....	70
Figura 62	Acelerómetro LIS3LV02DL com encapsulamento LGA16 montado numa PCB	72
Figura 63	Esquema eléctrico de montagem e direcção de detecção dos eixos do acelerómetro[26]	72
Figura 64	Esquemático da placa PCB do acelerómetro.....	73
Figura 65	PCB Top.....	73
Figura 66	PCB Bottom	74
Figura 67	Acelerómetro LIS3LV02DL montado na PCB desenhada	74
Figura 68	Esquemático I ² C com um master (microcontrolador) e três slaves (um ADC , um DAC e um microcontrolador) e resistências de <i>pull up</i> (Rp)[53]	76
Figura 69	Comunicação I ² C[25]	77
Figura 70	Start e Stop Bit[25].....	77
Figura 71	Endereçamento[25]	78
Figura 72	Trama de dados – <i>Master, Acknowledge – Slave</i> [25]	79
Figura 73	Comunicação Master-Slave[25]	79
Figura 74	Comunicação <i>Master-Slave</i> , Acção - Leitura[25]	80
Figura 75	Comunicação Master-Slave, Acção - Escrita[25]	80
Figura 76	PIC18LF2550 da Microchip com encapsulamento (A) – PDIP; (B) - SOIC [54]	81
Figura 77	Diagrama de pinos do PIC18LF2550 com encapsulamento SOIC [27].....	81
Figura 78	(A) –Conector USB tipo A ; (B) – Conector USB tipo B [55].....	82
Figura 79	Placa de desenvolvimento inicial	84
Figura 80	Placa de desenvolvimento intermédia	84
Figura 81	Esquema eléctrico utilizado de modo a obtenção da tensão pretendida de 3,3V na saída do TPS[28]	86
Figura 82	Placa Final PCB SMD Top	87
Figura 83	Placa Final PCB SMD Bottom.....	87
Figura 84	Placa que aquisição de dados PCB SMD Final.....	88
Figura 85	Diagrama de blocos.....	89
Figura 86	Equivalência funcional das comunicações[30]	90
Figura 87	Registo de controlo CTRL_REG1	92
Figura 88	Registo de controlo CTRL_REG2	93
Figura 89	Fluxograma do programa principal	96
Figura 90	Fluxograma da interrupção de captura das acelerações	97

Figura 91	Fluxograma das <i>forms</i> que se pode invocar na janela principal	101
Figura 92	Form Principal da Aplicação Desenvolvida	101
Figura 93	Form Principal, Selecção da porta Com e dos eixos acelerativos	102
Figura 94	Estado dos Acelerómetros	102
Figura 95	Gráfico em tempo real das acelerações induzidas ao sensor Mem1	103
Figura 96	Picos Acelerativos e parâmetro escolhido	104
Figura 97	Seleccionar tipo de LOG	104
Figura 98	Ficheiro de texto criado com o registo das acelerações sofridas pelo acelerómetro ..	105
Figura 99	<i>Form</i> secundária Monitorização Vibrações MEM1 em Tempo Real.....	106
Figura 100	Janela secundária “capturar movimentos do atleta”	107
Figura 101	Gráficos acelerativos criados individualmente na <i>form</i> secundária através do botão “capturar movimentos do atleta”; a) Aceleração em X; b) Aceleração em Y; c) Aceleração em Z	108
Figura 102	Eixos acelerativos concatenados	109
Figura 103	Monitorização das vibrações e de Roubo	110
Figura 104	Sistema de colocação do acelerómetro nos segmentos corporais; a) adaptação para o pulso; b) extensão para colocação no ombro; c) Orientação dos eixos no estado de repouso	113
Figura 105	Acelerómetro no pulso do atleta e respectivas orientações dos eixos	114
Figura 106	Movimento técnico <i>Forehand</i> executado pelo elemento masculino; 1- primeiro batimento ; 2- segundo batimento; 3- terceiro batimento.....	115
Figura 107	Fases do movimento <i>Forehand</i>	116
Figura 108	Análise acelerativa em cada eixo no <i>Forehand</i> ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	118
Figura 109	Direcção dos eixos acelerativos no momento de impacto no movimento <i>Forehand</i>	119
Figura 110	Três batimentos <i>Forehand</i>	120
Figura 111	3 Batimentos <i>Forehand</i> executados pelo elemento feminino	120
Figura 112	Terceiro batimento do elemento feminino	121
Figura 113	Direcção dos eixos acelerativos no momento de impacto com ligeira inclinação para a direita	122
Figura 114	Análise acelerativa em cada eixo no movimento <i>forehand</i> ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	123
Figura 115	Movimento técnico <i>Backhand</i> executado pelo tenista masculino; 1- primeiro batimento ; 2- segundo batimento; 3- terceiro batimento.....	124
Figura 116	Fases do movimento <i>Backhand</i>	125
Figura 117	Análise acelerativa em cada eixo no movimento <i>Backhand</i> ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	127
Figura 118	Direcção dos eixos no momento de impacto no movimento <i>Backhand</i>	128
Figura 119	3 Batimentos <i>Backhand</i> executados pelo elemento feminino	129
Figura 120	Terceiro batimento do elemento feminino	129

Figura 121	Análise acelerativa em cada eixo no Backhand ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	130
Figura 122	Acelerómetro no pulso do atleta e respectivas orientações dos eixos no estado de repouso na técnica <i>backhand</i> a duas mãos	131
Figura 123	Cinco batimentos usando a técnica <i>Backhand</i> a duas mãos.....	132
Figura 124	Terceiro Batimento da técnica <i>Backhand</i> a duas mãos	133
Figura 125	Análise acelerativa em cada eixo na técnica <i>Backhand</i> a duas mãos ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	134
Figura 126	Acelerómetro no pulso do atleta e respectivas orientações dos eixos no estado inicial do Serviço.....	135
Figura 127	Cinco Serviços executados pelo elemento masculino	136
Figura 128	Diversas fases do Serviço executadas pelo elemento masculino	137
Figura 129	Análise acelerativa a cada eixo no Serviço ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	138
Figura 130	Cinco serviços realizados pelo elemento feminino	139
Figura 131	Diversas fases do Serviço executadas pelo elemento feminino	140
Figura 132	Análise acelerativa a cada eixo no Serviço ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	141
Figura 133	Acelerómetro no Deltóide anterior do atleta e respectivas orientações dos eixos..	142
Figura 134	Magnitude das vibrações no ombro durante 4 batimentos no atleta masculino durante a execução do <i>forehand</i>	143
Figura 135	Análise acelerativa em cada eixo para o movimento Forehand; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	144
Figura 136	Magnitude das vibrações no ombro durante 5 batimentos no atleta masculino durante a execução do <i>Backhand</i>	145
Figura 137	Análise acelerativa em cada eixo para o movimento <i>Backhand</i> ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	146
Figura 138	Magnitude das vibrações no ombro durante 5 batimentos no atleta masculino durante a execução do Serviço	147
Figura 139	Análise acelerativa em cada eixo para o Serviço; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z	148

Índice de Tabelas

Tabela 1	Calendarização do projecto	3
Tabela 2	Especificação do hardware do sistema de monitorização	6
Tabela 3	Acelerações induzidas a pessoas e objectos	45
Tabela 4	Características dos pinos do Conector USB	83

Acrónimos

- API – Application Programming Interface
- ASCII – American Standard Code For Information Interchange
- BPS – Bits Per Second
- CCDs – Charge-Copled Devices
- DOF – Degrees Of Freedom
- LSB – Less Significant Bit
- LGA – Land Grid Array
- MOEMS – Micro Opto-Electro-Mechanical Systems
- MSB – Most Significant Bit
- PCB – Printed Circuit Board
- RPM – Revolutions Per Minute
- SMD – Surface-Mount Technology
- VB – Visual Basic

1. INTRODUÇÃO

A prática de desporto de maneira regular trás inúmeros benefícios à saúde como o controlo do colesterol e da gordura, o controlo mental e o aumento de concentração e memória melhorando a qualidade de vida das pessoas. No entanto a prática incorrecta dos exercícios traz riscos a saúde podendo causar lesões musculares. Existem ferramentas tecnológicas para auxiliar o treino desportivo, no entanto a maioria das soluções são de custo elevado e normalmente específicas para um desporto particular. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema com recurso a dispositivos MEMS devendo ser compacto e de baixo custo que possibilite a obtenção de informações cinemáticas do desportista, monitoriza-lo durante o treino ou na actividade física normal, e receber informações úteis, para os desportistas e para os treinadores.

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Este projecto surgiu no âmbito da disciplina de Tese/Dissertação do curso de Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores do ramo de Automação e Sistemas no Instituto Superior de Engenharia do Porto com o objectivo de desenvolver um sistema de avaliação das vibrações no braço e ombro de um tenista.

1.2. OBJECTIVOS

Apesar de existirem variadas ferramentas tecnológicas para o auxílio do treino desportivo como por exemplo informação de vídeo, treino em ambientes virtuais, plataformas de força, plataformas vibratórias, sistemas de acompanhamento do movimento ocular, monitores cardíacos, sistemas inércias, a maioria destas soluções são de custo elevado e

normalmente específicas para um desporto em particular. Sabendo isto o objectivo geral deste trabalho é desenvolver um sistema microeletromecânico de baixo custo baseado em sensores de aceleração. Objectivos específicos:

- Implementar um sistema de reduzido tamanho de modo a não limitar o movimento natural dos atletas
- Fornecer informação dos dados resultantes das medidas num PC com fácil leitura pelos médicos e treinadores
- Apresentar os dados processados de modo a ajudar na aprendizagem e no aperfeiçoamento da técnica e na melhoria do desempenho de modo a evitar lesões durante a execução dos movimentos
- Disponibilizar uma ferramenta para treino e pesquisa desportiva

1.3. CALENDARIZAÇÃO

Sendo a monitorização das vibrações num tenista, a motivação deste trabalho, a sua prossecução foi conduzida seguindo a calendarização apresentada na Tabela 1.

1.4. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO

O relatório é constituído por seis capítulos nomeadamente: Introdução, Sistemas para Monitorização de Actividades Físicas, Sensores, Biomecânica no Ténis, Arquitectura do Sistema, Testes em Campo, Conclusões e Trabalho futuro. No primeiro capítulo é realizada uma introdução e contextualização ao projecto sendo descrito os objectivos do mesmo. No segundo capítulo são descritos alguns sistemas para a monitorização de actividades físicas relevantes da pesquisa bibliográfica efectuada. No terceiro capítulo é introduzida a temática dos micromecanismos MEMS, particularmente os acelerómetros. No quarto capítulo é feita uma introdução à temática do ténis e estudada a biomecânica do braço humano e a biomecânica dos movimentos no ténis. No quinto capítulo é apresentada a arquitectura do sistema desenvolvido sendo fundamentadas algumas das escolhas durante a idealização do mesmo. No sexto capítulo são mostrados os testes realizados ao sistema desenvolvido. Nos últimos capítulos, 7º e 8º, são reunidas as principais conclusões e perspectivados futuros desenvolvimentos.

2. SISTEMAS PARA MONITORIZAÇÃO DE ACTIVIDADES FÍSICAS

Nesta subsecção são apresentados alguns trabalhos de investigação realizados na área desportiva na qual foram utilizados acelerómetros para a realização dos mesmos.

2.1. ANÁLISE E MONITORIZAÇÃO DO MOVIMENTO DE TRANSLAÇÃO E ROTAÇÃO DO *SWING*

Neste estudo um sistema composto por 3 acelerómetros foi utilizado para identificar a relação entre o nível atlético e as características do *backswing* (balanço) do serviço no ténis assim como os movimentos *forward swing*. Três acelerómetros Mems foram colocados no joelho, perna e pulso dos jogadores sendo observado o modelo cinemático para o serviço. A cadeia de coordenação e a correcta rotação e translação do movimento do joelho, cintura e pulso do jogador são críticas para maximizar a velocidade inicial da bola com o impacto da raquete.

2.1.1. METODOLOGIA

O sistema de medição utilizado é composto por acelerómetros da *Analog devices* $\pm 10g$ (ADXL210) para capturar movimentos rápidos e de $\pm 2g$ (ADXL202) para os restantes movimentos. Este sistema inclui um microprocessador, conexão *bluetooth* e um cliente que recebe os dados externamente. A especificação do sistema é resumida na Tabela 2.

Tabela 2 Especificação do hardware do sistema de monitorização

Característica	Valor
Resolução(Acelerómetros)	10 bits
Sampling Rate @ 3 canais	Até 500 HZ por canal
Alcance acelerómetros	$\pm 2g$; $\pm 10g$
Tipo de transmissão	Wireless(Bluetooth 1.1)
Alcance transmissão	Até 250 metros

Os acelerómetros foram colocados em 3 pontos distintos de modo a capturarem a cadeia cinemática durante o serviço. A posição e coordenação dos sensores quando o jogador está em campo são mostradas na Figura 1.

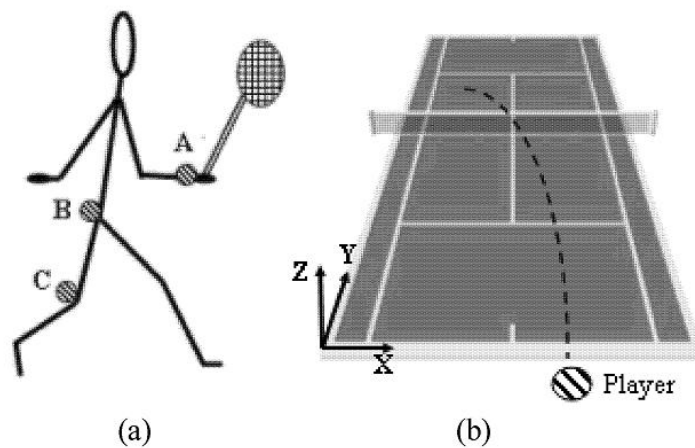


Figura 1 (a) Localização dos sensores no corpo do atleta; (b) coordenadas da aceleração relativamente à quadra[1]

Os acelerómetros são colocados no joelho, cintura e no pulso do jogador. Os acelerómetros Mems *Low-g* são aplicados no joelho e na cintura e os de 10g no pulso devido à elevada aceleração dos movimentos da raquete-pulso em comparação com os outros pontos.

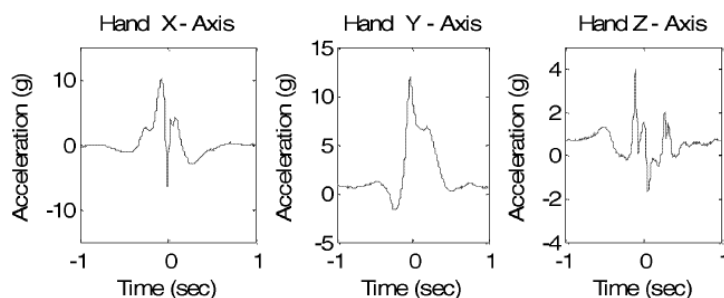
Quatro tenistas do sexo masculino com diferentes níveis atléticos participaram neste estudo, dois dos quais eram tenistas de elite e os restantes dois jogadores ocasionais. A cada jogador foi autorizado a levar o tempo necessário para aquecer. Depois de estarem prontos os acelerómetros foram montados nos atletas e foi pedido aos mesmos para realizarem 10 serviços de modo a assegurar que estavam confortáveis e o sistema não limitava os seus movimentos. A cada jogador foi pedido para servir e voltar à posição inicial a cada serviço com um intervalo de 5 segundos, isto permitiu aos investigadores reconhecer os sinais do serviço de sinais de outros movimentos e permitiu ao jogador concentrar-se no próximo serviço. Foram utilizadas duas câmaras digitais (30fps) para capturar os movimentos e os acelerómetros foram sincronizados com as imagens obtidas para determinar a cadeia cinemática. Assim os eventos específicos podem ser identificados e, em seguida, um modelo pode ser desenvolvido a partir dos dados de aceleração.

2.1.2. RESULTADOS E DISCUSSÃO

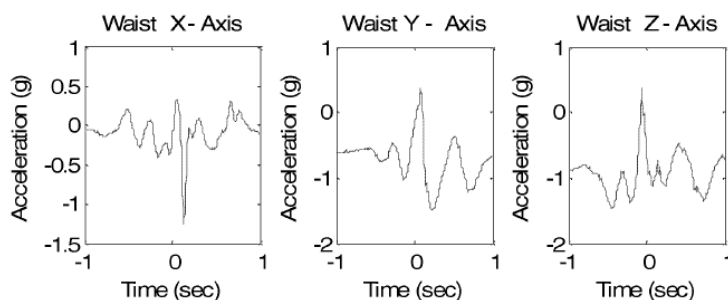
Os valores médios da aceleração de cada um dos sensores para cada atleta foram utilizados para determinar a tendência de modo que os efeitos das variações entre os serviços fossem minimizados. O valor médio foi determinado a partir dos 10 serviços como inicialmente proposto tendo sido utilizado também o desvio padrão como indicador de repetibilidade do serviço. O instante de impacto foi determinado através da sincronização entre o vídeo e os dados dos sensores.

Os valores médios da aceleração para a perna, cintura e mão dos tenistas de elite são mostrados na Figura 2. Nesta figura o instante de tempo 0 corresponde ao tempo de impacto.

(a) Hand



(b) Waist



(c) Leg

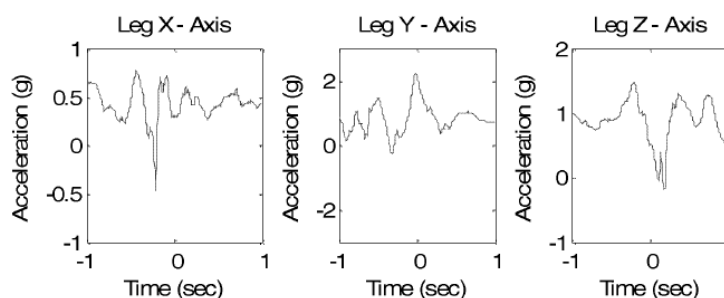


Figura 2 Valor médio de 10 serviços realizados por tenistas de elite. (a) Representa o movimento da mão(*Hand*) nos eixos X, Y, Z (b) Representa o movimento da cintura(*Waist*) nos eixos X, Y, Z (c) Representa o movimento da perna(*Leg*) nos eixos X, Y, Z[1]

As fases do movimento de serviço (representadas nas Figura 58 e Figura 59) são mostradas nos gráficos da Figura 2. O eixo X e Y apresentam um pico relativamente elevado, devido em parte à rotação do tronco inferior e superior bem como à rotação do ombro, necessária para produzir o movimento circular da raquete durante o serviço. O pico no gráfico do eixo dos Y é devido à mudança de peso do corpo para a frente na fase de aceleração (*forward swing*).

É possível ver também na Figura 2 que o pico de aceleração do movimento da cintura na fase de aceleração ocorre perto do tempo de impacto, em que o corpo está completamente rodado relativamente à quadra para bater na bola. Isto é o mais importante e aparente em ambos os eixos X e Y, devido à rotação da cintura nesses planos.

A flexão do joelho e esticamento do mesmo são aparentes na aceleração da perna.

O eixo dos Z da mão, cintura e perna, ambos indicam o movimento ascendente do corpo inteiro durante o serviço. O eixo dos Z da cintura e mão mostram o movimento ascendente do tronco quando o atleta atinge a altura máxima no serviço.

➤ Cadeia cinemática

De acordo com o modelo da cadeia cinemática do serviço para a produção de serviços rápidos, a ordem sequencial da contribuição das articulações começa no solo e termina no pulso. Os eixos X e Y para a perna mostram que a flexão do joelho e o seu esticamento ocorrem perto dos 0,25 segundos e 0,012 segundos antes do impacto, respectivamente. A rotação da cintura ocorre aos 0,08 segundos antes do impacto. No instante 0 ocorre o impacto.

A ordem dos movimentos começa na perna e continua pela cintura até ao impacto, como era de esperar pela cadeia cinemática. Isto indica que os acelerómetros podem ser usados com sucesso para detectar o movimento do corpo.

➤ Investigação do nível atlético de diferentes jogadores

Como mostrado anteriormente os acelerómetros podem ser usados para detectar o *swing* de um jogador de ténis. Por isso a medição do *swing* possibilita a comparação do serviço entre atletas de diferente nível atlético podendo ser usado para fornecer *feedback* para o tenista e o seu treinador.

A Figura 3 e Figura 4 mostram as medições dos sensores para jogadores com diferentes níveis atléticos. Os jogadores com a denominação P1 e P2 são jogadores profissionais e os jogadores com a denominação A1 e A2 são amadores.

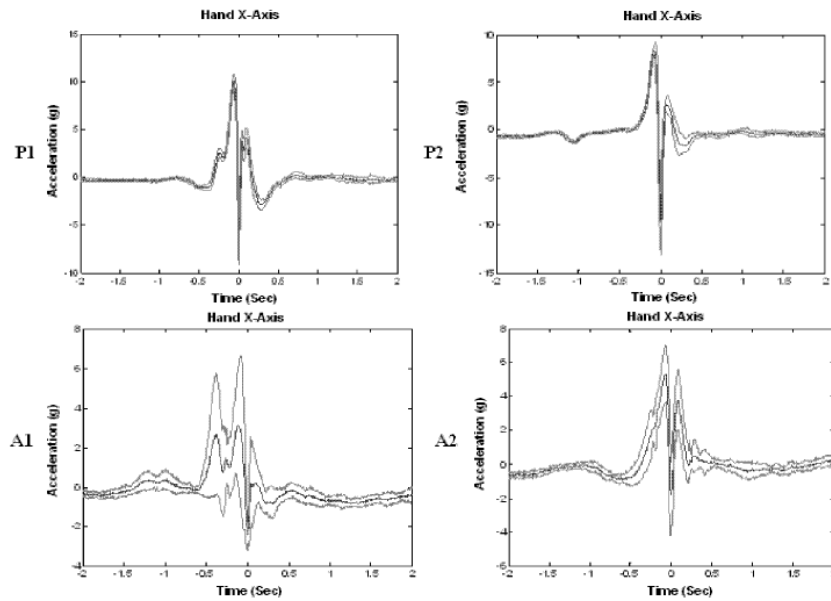


Figura 3 Média (linha escura) e média \pm desvio padrão (linha cinza) do movimento da mão de 2 jogadores profissionais (P1 e P2) e 2 jogadores amadores (A1 e A2).[1]

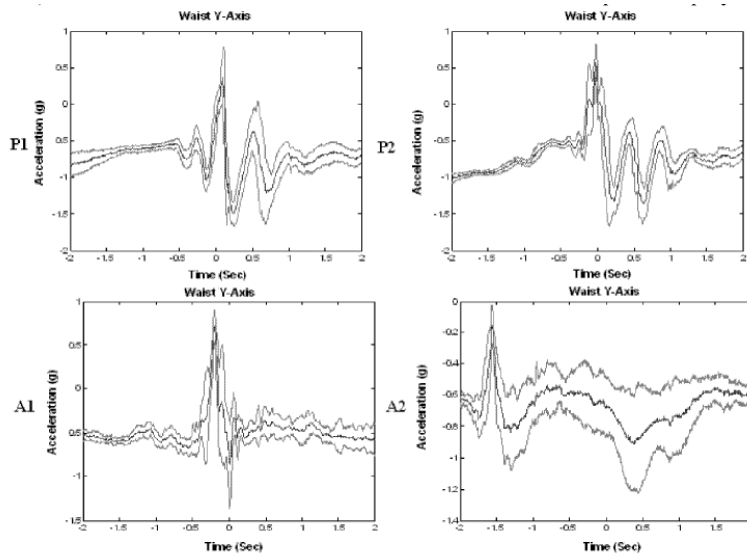


Figura 4 Média (linha escura) e média \pm desvio padrão (linha cinza) do movimento da cintura de 2 jogadores profissionais (P1 e P2) e 2 jogadores amadores (A1 e A2).[1]

Como é possível observar os jogadores de acordo com o seu nível exibem diferentes padrões de *swing*. Na Figura 3 é possível observar diferenças no padrão do movimento lateral nos tenistas profissionais e amadores, sendo estas mais aparentes perto do impacto.

Uma vez que os jogadores amadores não utilizam a rotação do tronco para gerar energia para o serviço, o seu padrão de movimento é completamente diferente do jogador profissional. Existem também diferenças significativas na magnitude da aceleração durante o impacto entre a classe dos jogadores.

Na Figura 4 é mostrado o movimento para a frente da cintura (*Forward swing*) entre atletas profissionais e amadores. Este movimento está relacionado com a rotação da cintura durante o serviço. O padrão de rotação nas figuras mostra que os jogadores amadores não exibem qualquer rotação ou quando existe é no instante errado. Em contraste os jogadores profissionais mostram uma rotação máxima no instante do impacto.

A repetibilidade é outro elemento que pode ser utilizado para classificar os atletas. As linhas a cinza nas figuras mostram o desvio-padrão para cada jogador e como pode ser observado os atletas profissionais possuem menor variabilidade no seu *swing* completo do que os jogadores amadores, indicando que estes são mais consistentes no serviço e os seus movimentos são mais controlados. De salientar que o desvio padrão só por si não pode ser utilizado para detectar movimentos correctos uma vez que um jogador pode repetir constantemente um mau hábito de movimento. No entanto a utilização conjunta do desvio-padrão e a média do padrão de *swing* permite obter o nível de capacidade atlética de um jogador.

O objectivo deste trabalho foi a utilização de acelerómetros para determinar o movimento do serviço e indicar o nível atlético de um jogador, tendo sido para isso observado o modelo cinemático correcto através dos acelerómetros. Foram observadas diferenças entre os serviços dos jogadores amadores e dos profissionais sendo as mais óbvias no movimento lateral da mão e no movimento para a frente da cintura. O movimento para a frente da cintura é indicador da rotação do tronco. A repetibilidade do *swing* também foi observada e como esperado os jogadores amadores têm uma maior variação ao longo de todo o *swing* que os jogadores profissionais.

No geral este trabalho mostrou que os acelerómetros são um bom aliado para a monitorização do modelo cinemático, bem como para indicar o nível atlético de um jogador.

2.2. SISTEMA SENSOR ELECTROMECHANICO PARA MONITORIZAR ACTIVIDADES FISICAS

O projecto consistiu no desenvolvimento de um protótipo de baixo custo, com comunicação sem fios, baseada na aceleração e rotação de sensores com a tecnologia MEMs de modo a obter medições fisiológicas durante o treino ou em actividades físicas regulares de atletas. É apresentado o protótipo do sistema SACTA (System for Acquisition, Calibration and Testing of Accelerometer) e alguns testes realizados.

2.2.1. PROTÓTIPO DO SISTEMA

A Figura 5 mostra o diagrama de blocos do protótipo que é dividido em 2 placas uma móvel e outra fixa. A placa móvel é constituída por uma bateria, sensores de aceleração e rotação, microcontrolador e módulo de radiofrequência. A placa fixa é constituída por um microcontrolador e um módulo de radiofrequência que está conectado directamente à porta USB do computador de modo a receber os dados.

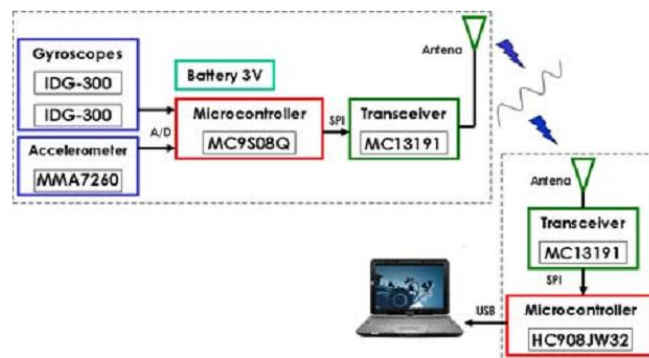


Figura 5 Protótipo do sistema[2]

Os sensores foram escolhidos tendo em conta o tamanho, consumo de energia, gama de operação, o número de eixos, tipo de saída e o preço. Para isso foram escolhidos o acelerómetro MMA7260 da *Freescale* e o Giroscópio IDG-300 da *InvenSense*. Relativamente aos microcontroladores foram escolhidos dois de 8 bits da *Freescale*. Estes possuem baixo consumo de energia e têm comunicação SPI. O MC9S08Q que funciona com os sensores, tem um ADC de 8 e um de 10 bits e o HC908JW32 faz a comunicação

USB no mesmo circuito. O módulo de radiofrequência possui um *transceiver* MC13191 da *Freescale* e funciona em frequências de 433MHz até 2.4 GHz.

Antes de ser montado o protótipo mencionado, foi concebido um sistema para fazer a aquisição, calibração e teste (SACTA) dos acelerómetros MMA7260 (+-6g) e MMA7261 (+-10g).

2.2.2. SACTA

O sistema SACTA é representado na Figura 6. O SACTA é composto pelos seguintes componentes de hardware: uma placa de aceleração para cada um dos acelerómetros testados (MMA7260 e MMA7261) (Figura 7), sistema de deslocamento linear (Figura 8(a)), sistema de rotação, circuito electrónico para ler a frequência do motor *shaker* (Figura 8 (b)) e um sistema de aquisição de dados (DAQ) da *National Instruments*.

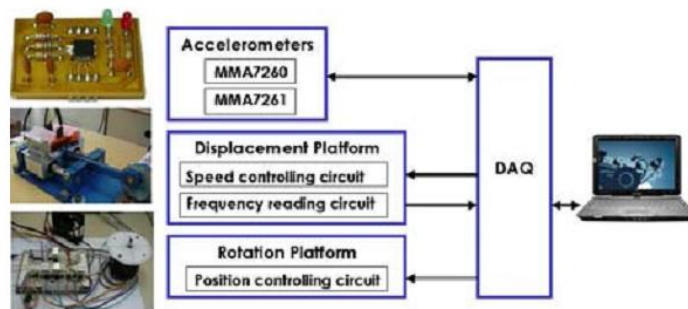


Figura 6 Diagrama de blocos do SCATA[2]

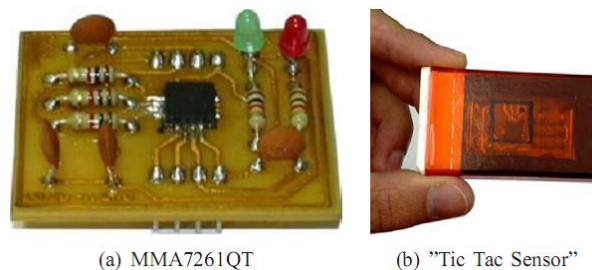


Figura 7 Placas de teste dos acelerómetros[2]

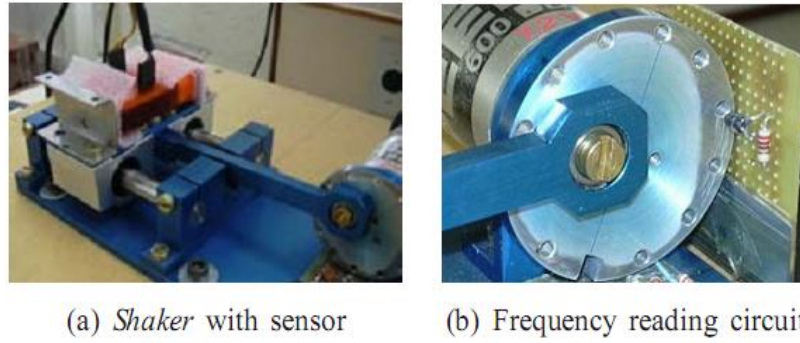


Figura 8 Shaker mecânico do sistema de deslocamento linear[2]

O software do sistema foi desenvolvido em *LabView* e permite a leitura e escrita dos acelerómetros triaxiais, controla a velocidade do *shaker* e lê a velocidade de rotação do motor de maneira fácil e intuitiva.

2.2.3. CALIBRAÇÃO

Os 2 acelerómetros testados possuem *offset* na sua gama de operação. Para o eliminar foi desenvolvido um processo de calibração. Este processo mede a aceleração da gravidade em cada um dos eixos do acelerómetro nas diferentes posições e alinha o vector normal do “Tic Tac sensor” com o vector da gravidade em cada posição mantendo os outros eixos sem aceleração como mostrado na Figura 9.

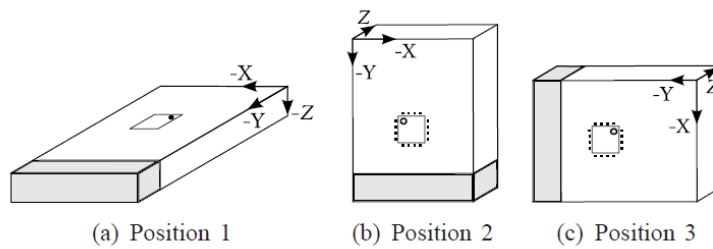


Figura 9 Orientação dos eixos do sensor Tic Tac para o SACTA[2]

Para a tarefa de calibração o programa guia o utilizador para alinhar o sensor para cada uma das posições mostradas na Figura 10, no final o valor do *offset* para cada eixo é guardado num ficheiro e é lido pelo SACTA na inicialização do mesmo.

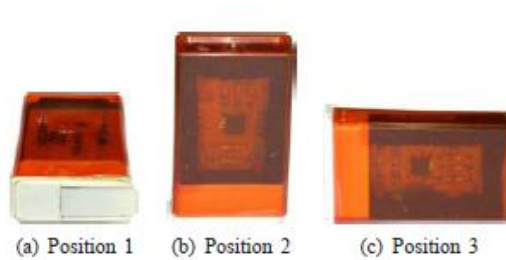
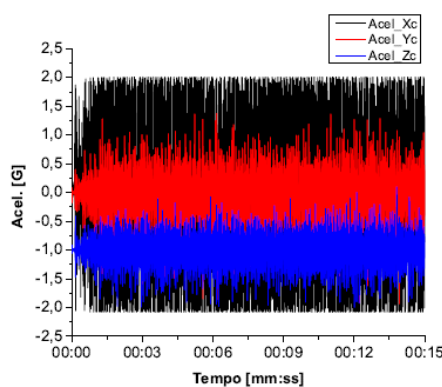


Figura 10 Posições de calibração do acelerómetro[2]

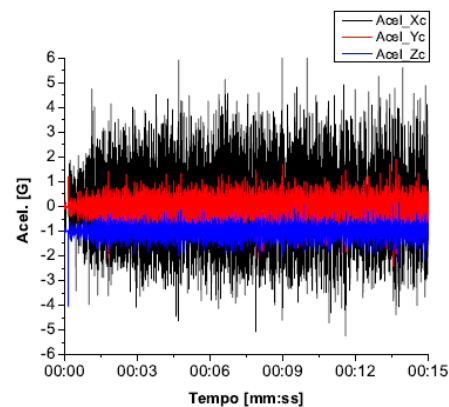
2.2.4. TESTES REALIZADOS

Os testes realizados no *shaker* mecânico de deslocamento linear foram divididos em 3 etapas. Na primeira etapa as diferentes gamas de operação do sensor foram testadas, na segunda um filtro foi incorporado e na última fase um processo de dados foi adicionado para obter a velocidade linear e o deslocamento linear através do sinal de aceleração filtrado.

Durante a calibração para se criar um bom sinal de aceleração percebeu-se que não é uma boa política limitar o alcance do sensor, mesmo que seja num alcance conhecido, porque o sinal pode ter picos de vibração que saturam a leitura dificultando a análise do sinal. Na Figura 11(a) é mostrada como a vibração satura a leitura da aceleração ao longo do eixo Xc, onde c identifica o eixo de calibração.



(a) Range ± 1.5 G



(b) Range ± 6 G

Figura 11 Aceleração do sensor MMA7260 sujeita a mesma aceleração utilizando alcances diferentes[2]

2.2.5. ZSTAR

De modo paralelo, uma placa ZSTAR da *Freescale* foi testada, esta placa possui o mesmo acelerómetro testado pelo SACTA (MMA7260) e um módulo de comunicação *wireless* como mostra a Figura 12.



Figura 12 Placa DEMO ZSTAR da Freescale[2]

Foi desenvolvido um programa em LabVIEW (Figura 13) para fazer a aquisição e calibração do sensor da placa móvel “Tic Tac ZSTAR” (Figura 14).



Figura 13 Painel frontal do software ZSTAR[2]

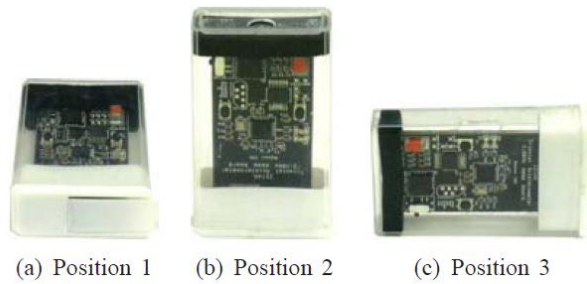


Figura 14 Posições de calibração para a placa móvel Tic Tac ZSTAR[2]

O processo de calibração implementado foi baseado no processo SACTA, com algumas alterações devido ao *firmware* original da *board*, nomeadamente a orientação dos eixos (Figura 15) e os 3V de fonte de alimentação. Esta última é importante pois a sensibilidade e o desvio padrão do acelerómetro são linearmente dependentes da tensão de alimentação.

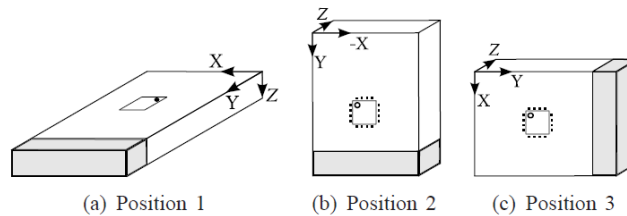


Figura 15 Orientação dos eixos da placa Tic Tac ZSTAR[2]

2.2.6. TESTES EM CAMPO

Foram realizados dois testes numa bicicleta usando a placa ZSTAR que foi encapsulada numa caixa “Tic Tac” e adaptada a um sistema de fixação de modo a fixa-la no atleta. O sensor foi fixo na coxa e no tornozelo (Figura 16).



Figura 16 Sistema de fixação flexível em qualquer segmento corporal[2]

Na Figura 17, Figura 18 e Figura 19 são comparadas as acelerações nos eixos ortogonais em cada posição do sensor.

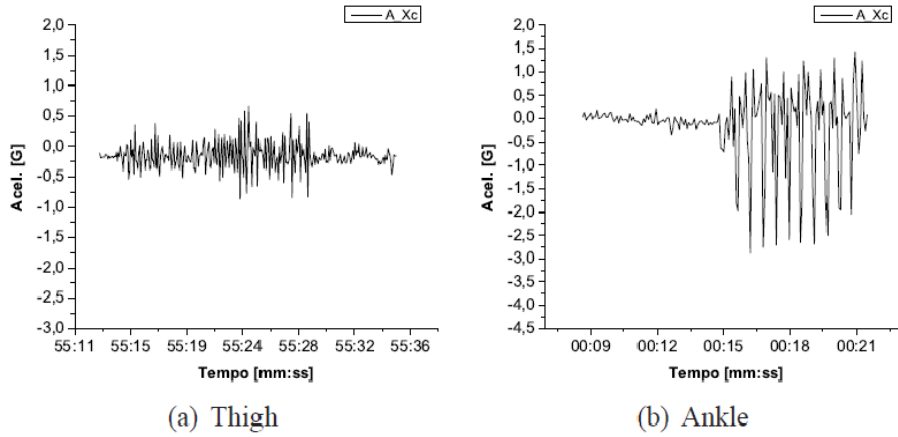


Figura 17 Aceleração no eixo dos X na coxa (Thigh) e no tornozelo (Ankle)[2]

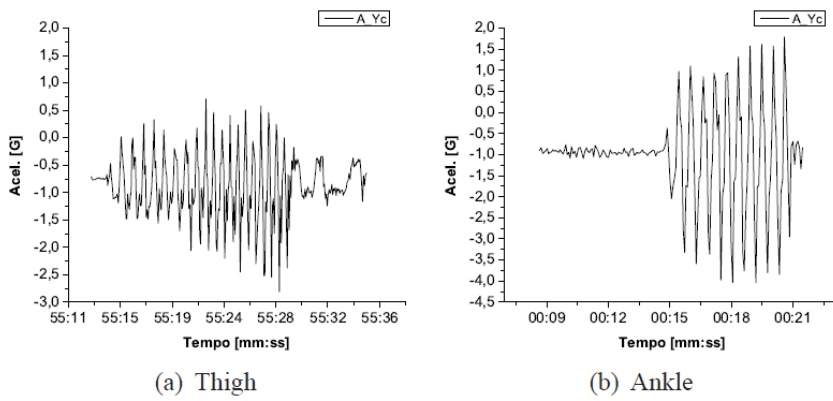


Figura 18 Aceleração no eixo dos Y na coxa (Thigh) e no tornozelo (Ankle)[2]

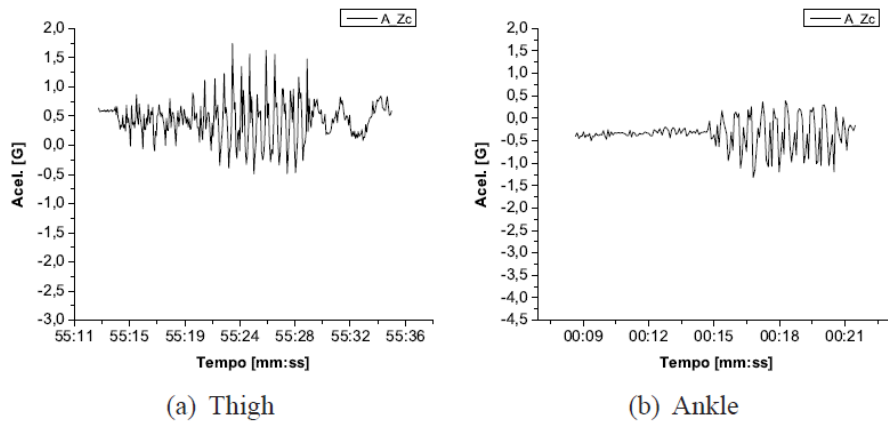


Figura 19 Aceleração no eixo dos Z na coxa (Thigh) e no tornozelo (Ankle)[2]

Em ambos os testes o atleta começou sem movimento. No teste da coxa a pedalada foi progressiva começando em baixa intensidade e terminando em intensidade alta até parar. No teste do tornozelo o atleta realizou 10 ciclos de pedalada a intensidade elevada e depois terminou. Os 10 ciclos de pedalada podem ser contados facilmente observando os picos de aceleração no eixo dos yy na Figura 18 (b).

O processo de calibração feito com o SACTA e o ZSTAR foi implementado com sucesso tornando possível comparar a medição das acelerações com a mínima margem de erro. O sensor foi fixado ao atleta convenientemente e o sinal não mostra componentes elevadas de ruído. A forma da aceleração e a sua amplitude nestes testes na bicicleta fornecem informação adicional a outros parâmetros comumente usados no ciclismo como RPM e potência.

3. SENSORES

Um sensor é um dispositivo que converte um sinal ou estímulo físico, dado por uma grandeza física num determinado domínio, num sinal noutro domínio, normalmente eléctrico.

Os sensores normalmente estão localizados na entrada de um sistema de medição. Entre os sensores mais conhecidos temos:

- Sensores de temperatura
- Sensores de pressão ou força
- Sensores inerciais
- Sensores de imagem (câmaras, CCDs - Charge-Copled Devices)
- Sensores magnéticos (Hall)

A Figura 20 mostra alguns dos sensores referidos.

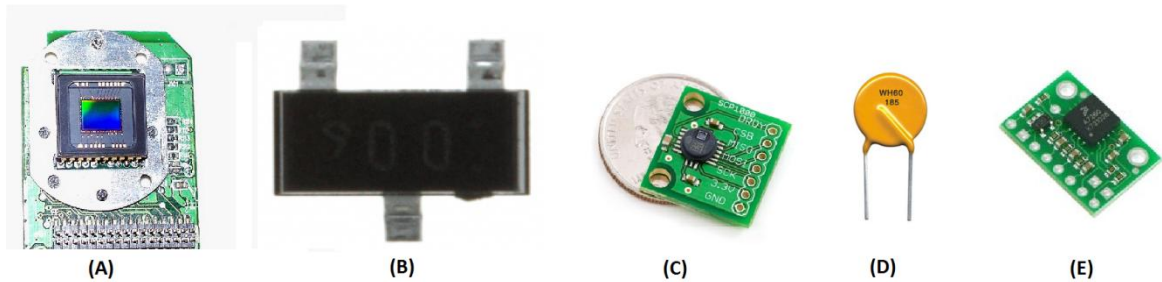


Figura 20 (A) CCD de 2,1 Megapixels (B) Sensor de efeito de Hall (C) Sensor de pressão (D) Termistor (E) Sensor de aceleração MEM

Na Figura 21 é representada um sistema sensor, este faz parte do processo de medição de um evento físico, convertendo-o em informação útil, quando o sistema é suportado com um condicionamento de sinal e uma aplicação específica para o processamento da informação. [2]

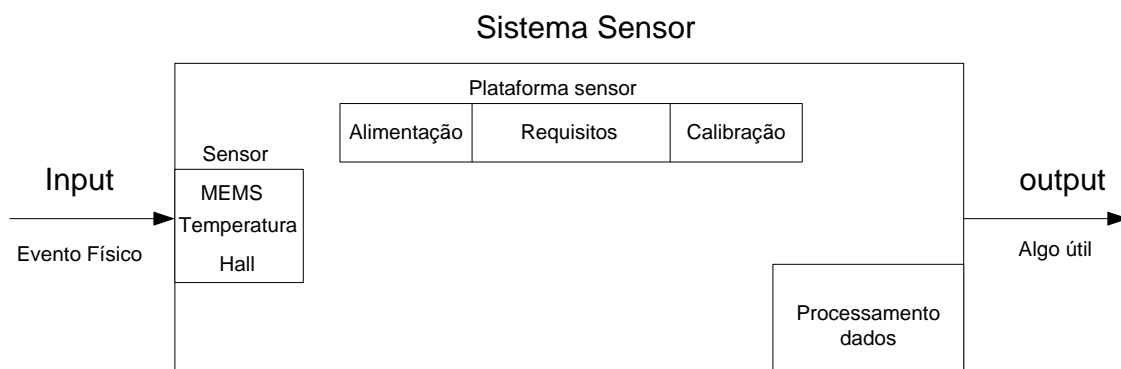


Figura 21 Sensor embebido numa aplicação de medição

3.1. MEMS (MICRO-ELECTRO-MECHANICAL SYSTEMS)

Um micromecanismo é um dispositivo de dimensões milimétricas ou até micrométricas. Sistemas microeletromecânicos ou “MEMS” em inglês são sistemas mecânicos projectados em escalas micrométricas. O termo NEMS (Nano-Electro-Mechanical Systems) é utilizado para sistemas ainda mais pequenos que se inserem na área da nanotecnologia. Também podem incorporar elementos ópticos, neste caso é comum o uso do termo MOEMS (Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems). A Figura 22 mostra as proporções reduzidas desta tecnologia sendo comparada com um ácaro.

MEMS e NEMS integram diferentes estruturas de componentes e subsistemas, podendo agregar:

- Milhares de nós com sensores ou actuadores de elevado desempenho e outras estruturas controladas por circuitos integrados
- Redes de comunicação de elevado desempenho
- Processadores com desempenho elevado e multiprocessadores

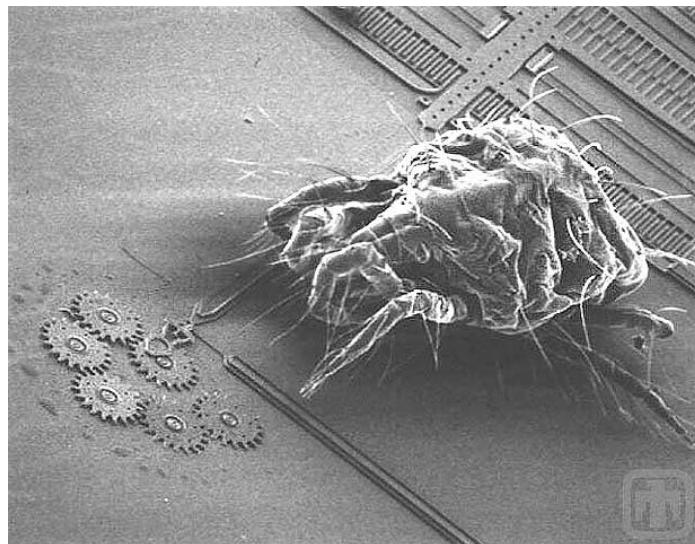


Figura 22 Escala de integração de MEMS relativamente a um ácaro [3]

Esta tecnologia integra elementos mecânicos, sensores, actuadores e microelectrónica num pequeno chip e surgiu na década de 1980. Uma vez que os circuitos electrónicos, tanto os digitais como os analógicos, encontram-se num estado de desenvolvimento bastante avançado, o principal desafio está na miniaturização e na integração dos sensores (e/ou actuadores) com a electrónica, assim como em tornar versátil a sua arquitectura para poder empregá-la em diversas áreas de aplicação.

Os MEMS são constituídos essencialmente por mecanismos flexíveis, que são mecanismos onde o movimento é dado pela flexibilidade da estrutura ao invés da presença de juntas e pinos. Os mecanismos convencionais são compostos por corpos rígidos unidos por juntas e pinos, nos acelerómetros por exemplo, normalmente, é usada uma massa de prova suspensa por molas de flexão. Essa massa suspensa desloca-se de acordo com a aceleração imposta. A aceleração é determinada, indirectamente, pela medição do deslocamento da massa de prova como mostra a Figura 23.

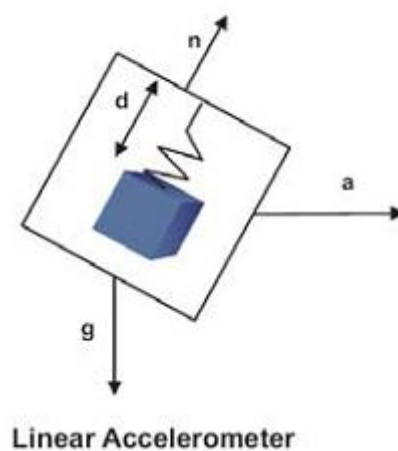


Figura 23 Esquemático de um acelerómetro; a-aceleração, g-aceleração da gravidade, d-deslocamento da massa, n- eixo normal [1]

As principais vantagens dos mecanismos flexíveis são o facto de consistir numa única peça, que pode ser fabricada com pequenas dimensões; a inexistência de problemas de

folga devido à montagem de pinos; e o facto de não necessitar de lubrificação, pois não existe atrito entre peças.

O microsistema final pode ser apresentado de forma híbrida ou monolítica. Na forma híbrida a electrónica está separada, num outro chip, da parte que contém o sensor (e/ou actuador) enquanto que na monolítica todas as partes do sistema encontram-se integradas num mesmo chip. Os componentes destes sistemas são fabricados utilizando técnicas e processos de micro-fabricação de superfícies utilizados nas indústrias de semicondutores.

Em geral o seu comportamento é linear possuem elevada velocidade de resposta e compatibilidade com circuitos integrados. Além disso, já existem processos e técnicas de fabrico que tornam possível a produção em larga escala destes mecanismos com diversas configurações de microestruturas mecânicas num substrato. As microestruturas mais utilizadas podem ter elementos fixos ao substrato, ou suspensos, ou uma combinação dos dois tipos, sendo normalmente fabricadas em silício. Estas estruturas podem funcionar como sensores ou actuadores.

As aplicações desta tecnologia estão relacionadas principalmente com a área de Mecânica de precisão e mecatrónica. Exemplos de aplicações são:

- Equipamentos de mecânica de precisão em geral
- Mecanismo de leitura do disco rígido
- Instrumentos de microcirurgia na área da biomédica (micropinças, microgarras)
- Equipamentos para manipulação de células
- Acelerómetro e sensores de pressão para a indústria automóvel (sistema de travões, ABS, airbags, etc)
- Giroscópios
- Biochips para detecção de agentes químicos nocivos

3.1.1. ACELERÓMETROS

Um acelerómetro é um dispositivo electromecânico utilizado para medir acelerações e vibrações em corpos sendo capaz de detectar movimentos, no entanto deve ser colocado sobre a superfície do objecto a medir de modo a fornecer leituras precisas. [3]A utilização de acelerómetros elimina a necessidade das experiencias serem realizadas dentro de um ambiente laboratorial de modo a obter feedback em tempo real, possibilitando a realização de experiencias no seu ambiente real como o caso de desportos ao ar livre. Os acelerómetros são pequenos e leves o suficiente para poderem ser colocados em qualquer parte ou segmento do corpo sem prejudicar o desempenho e são utilizados para detectar a cadeia cinemática bem como níveis de esforço e atlético.

Existem várias configurações possíveis para os micro-acelerómetros como por exemplo os acelerómetros piezoeléctricos em que o elemento de medição é um cristal que tem a propriedade de emitir corrente eléctrica quando é sujeito a forças de compressão. Neste tipo de configuração, o cristal está ligado a uma massa, na qual quando o acelerómetro está sujeito a uma força ‘G’ comprime o cristal e este vai emitir uma sinal proporcional a força imposta.

A configuração mais utilizada nos acelerómetros comerciais é a capacitiva em *comb-drive*. A estrutura *comb-drive* consiste numa série de eléctrodos dispostos lado a lado, formando um conjunto semelhante a um pente como mostra a Figura 24 e Figura 25.

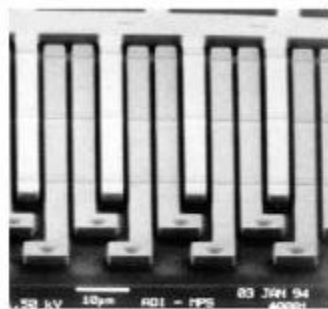


Figura 24 Estrutura Comb-Drive[3]

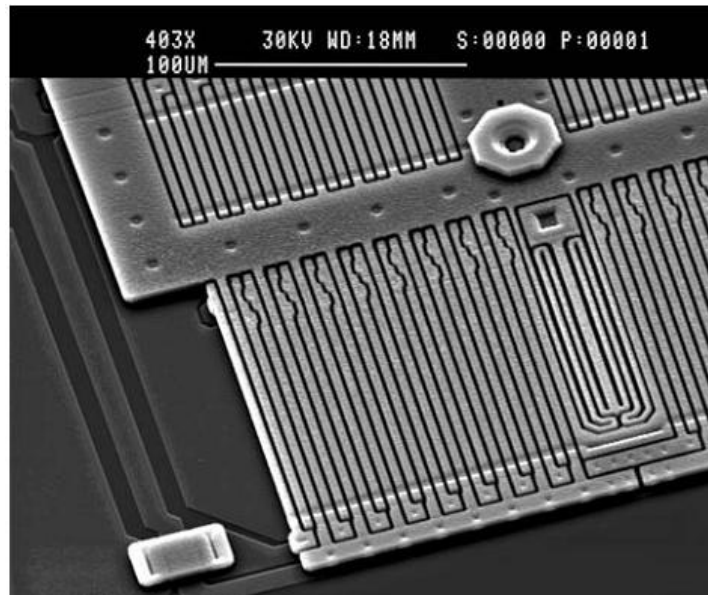


Figura 25 Perspectiva de um acelerómetro mostrando a medição capacitiva, e a massa de prova.

[3]

A estrutura *comb-drive* é formada por um conjunto de eléctrodos cujo princípio de funcionamento é o capacitivo (Figura 26). O princípio de funcionamento é o seguinte: a variação na distância entre duas placas metálicas (característica de um condensador), induz uma variação da própria capacitância entre essas placas, sendo posteriormente detectada através de um circuito electrónico. Normalmente um conjunto de eléctrodos é fixo, enquanto o outro é móvel por ser uma estrutura suspensa. O conjunto de eléctrodos suspenso desloca-se de acordo com a aceleração imposta, modificando a capacitância do conjunto. A variação de posição da massa de prova está relacionada com a variação da capacitância da estrutura permitindo determinar a aceleração.

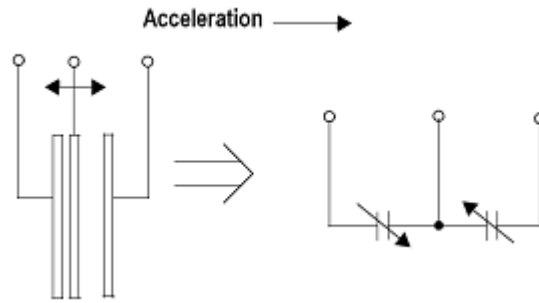


Figura 26 Modelo Simplificado da estrutura *Comb-drive* [4]

Na Figura 27 é possível visualizar com maior detalhe a estrutura *comb-drive* em que os ‘dentes’ formam condensadores, onde um grupo de ‘dentes’ está fixo ao substrato enquanto o outro grupo encontra-se posicionado sobre uma massa móvel, como referido anteriormente.

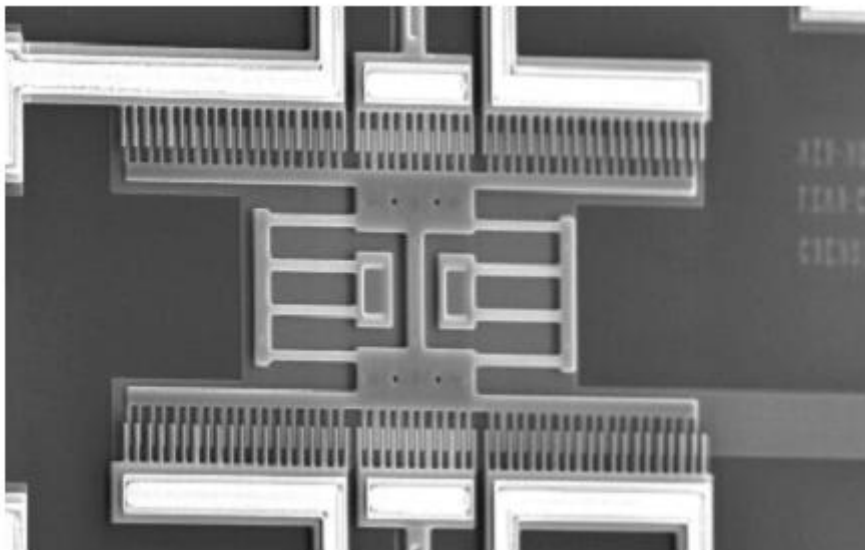


Figura 27 Estrutura *Comb-Drive* usada em acelerómetros [4]

Existem acelerómetros que possibilitam a medição de um ou mais eixos, a Figura 28, ilustra 2 exemplos de acelerómetros (a) um acelerómetro integrado monolítico a dois eixos da *Analog Devices* e (b) uma perspectiva de um acelerómetro da *Freescall* numa *wafer* antes da injeção do molde de plástico.

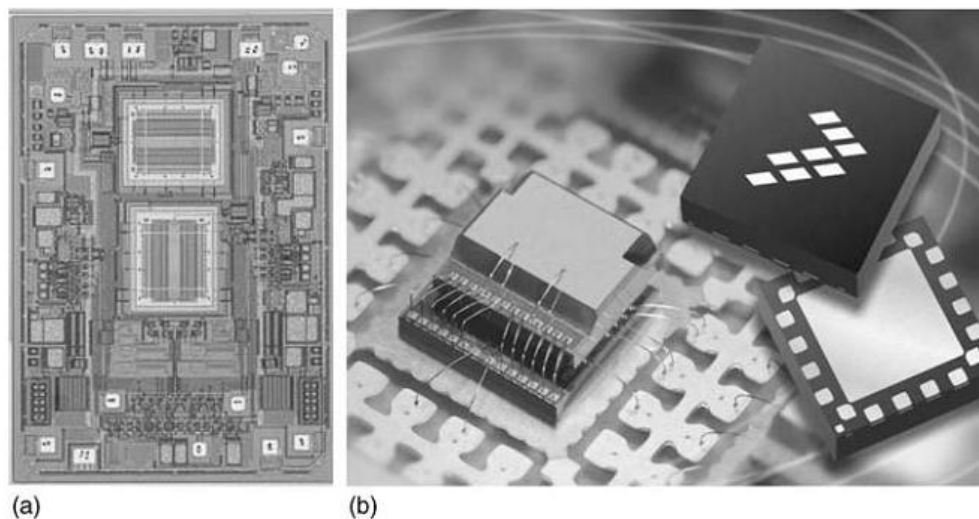


Figura 28 Exemplo de 2 acelerómetros comerciais; (a) um acelerómetro integrado monolítico a dois eixos da Analog Devices e (b) uma perspectiva de um acelerómetro da Freescale numa wafer antes da injeção do molde de plástico. [3]

Os sensores de aceleração dependendo da escala de aceleração a utilizar têm várias aplicações (Figura 29), tipicamente:

- Equipamento para exercício
- Monitorização de vibrações
- Detecção de impacto (*air-bags*) e controlo de suspensão em automóveis
- Monitorização sísmica
- Estabilização de imagens

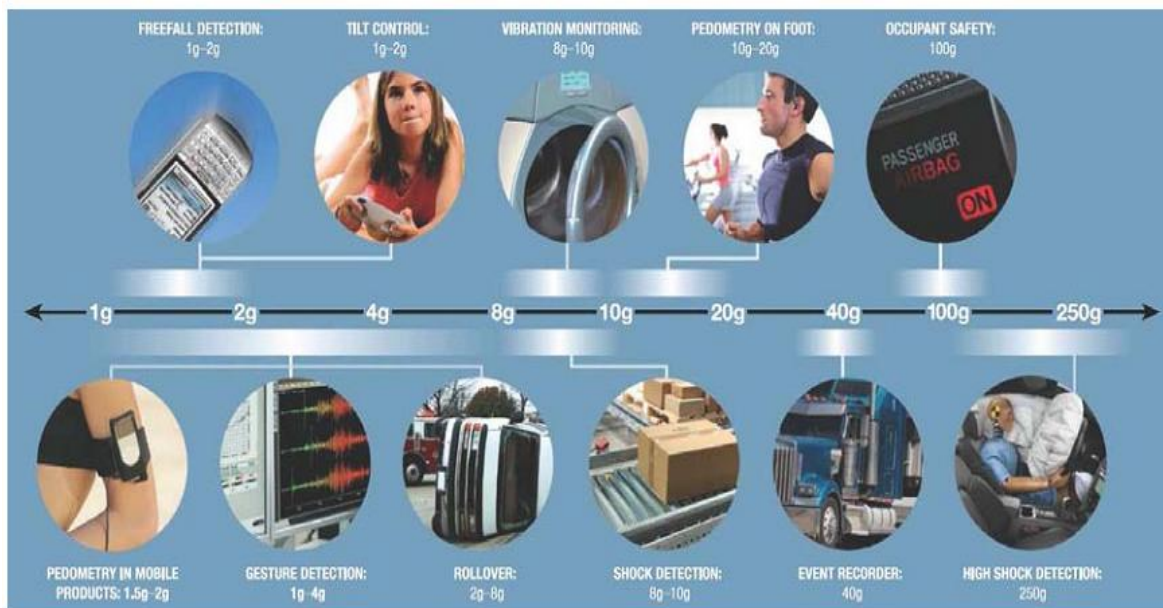


Figura 29 Escala de operação dos acelerómetros e suas aplicações [5]

3.1.2. MICRO-MOTORES

Os micro-motores representam provavelmente o maior e impressionante avanço na micro-fabricação. Existem várias maneiras de implementação dos motores e estes podem apresentar variadas formas de movimento. Na Figura 30 (a) é mostrada um micro-motor em que o rotor é movimentado por forças electrostáticas. Outro tipo de motor, mostrado na Figura 30 (b) é o excitado por braços capacitivos, do género da estrutura *comb-drive*, para movimentos circulares vibratórios. Estruturas com maior complexidade como micro-engrenagens também são exequíveis e permitem um excelente grau de liberdade de movimentos como mostra a Figura 30 (c).

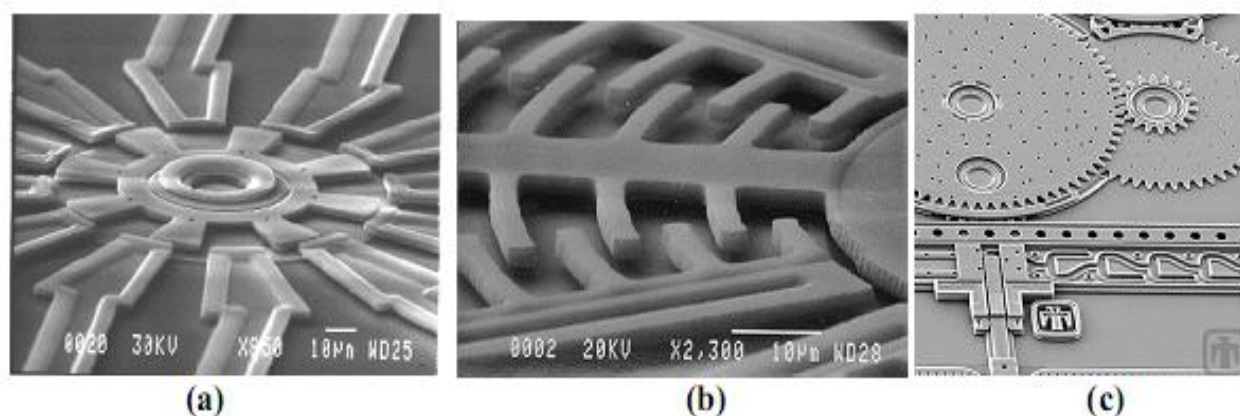


Figura 30 Micro-motores e micro-engrenagens [4]

Os micro-motores e micro-engrenagens têm sido utilizados para o movimento de microestruturas mecânicas tais como espelhos e pinças.

3.1.3. DISPOSITIVOS ÓPTICOS

A utilização de estruturas micro-mecânicas pode ser aproveitada em circuitos ópticos e optoelectrónicos. A sigla MOEMS refere-se exactamente ao uso de estruturas micro-fabricadas (geralmente móveis) para produzir alterações ou efeitos em sinais ópticos, muitas vezes detectados ou monitorizados com o auxílio de circuitos eléctricos. A mais evidente utilização de estruturas micro-fabricadas para a área da optoelectrónica é a construção de micro-espelhos para a reflexão de sinais luminosos. Os espelhos podem ser verticais ou horizontais, bem como fixos ou móveis.

Os espelhos horizontais móveis electrostáticos, ou de torção correspondem basicamente a largas membranas reflectoras sustentadas por eixos flexíveis estreitos, conforme mostrado na Figura 31 (a). O movimento ou posicionamento das membranas horizontais é feito com o recurso a eléctrodos colocados numa cavidade (dentro do substrato) e por baixo da estrutura. Este tipo de espelho é bastante promissor para a construção de conjuntos ou *arrays* de pixéis.

Os espelhos verticais móveis são estruturas de maior complexidade, como é possível observar na Figura 31 (b), representando uma estrutura mecânica contendo várias partes móveis e dobradiças, que permitem elevar uma placa metálica reflectora (espelho) com ângulos de inclinação controlados. Existem ainda algumas estruturas que permitem o movimento do espelho em torno do seu eixo vertical.

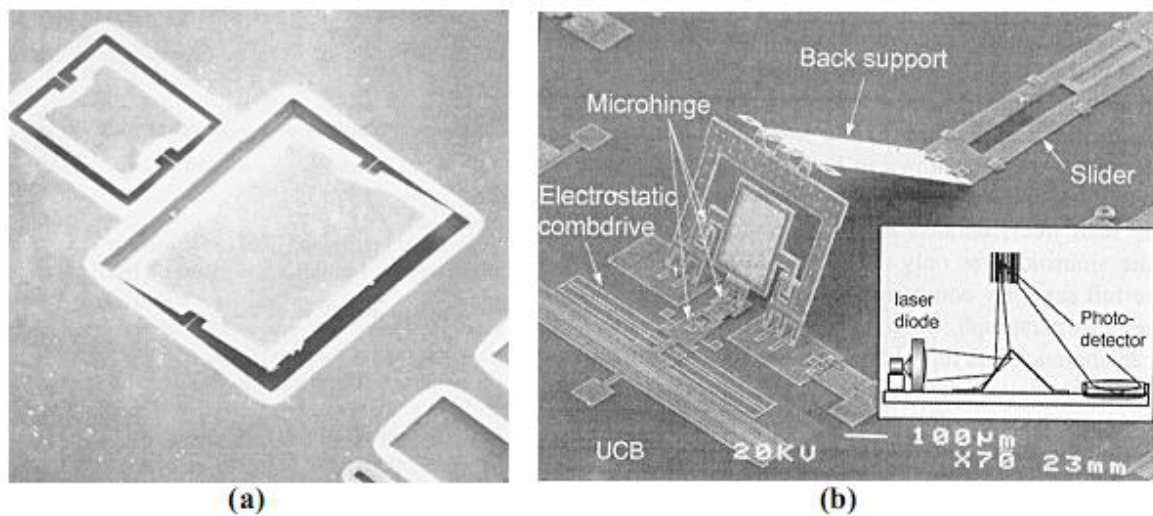


Figura 31 Espelhos MOEMS : (a) horizontal e (b) vertical [4]

4. BIOMECÂNICA NO TÊNIS

4.1. ORIGEM DO TÊNIS

O ténis é um desporto de origem britânica inventado em 1873 pelo Major Walter Clopton Wingfield, um oficial britânico inicialmente com o nome *Sphairistikè*, a partir do qual se desenvolveria o ténis que hoje conhecemos. O primeiro campeonato amador mundial foi realizado no All-England Lawn Tennis e Croquet Club em Wimbledon, na Inglaterra e a associação Inglesa de Ténis foi criada em 1888. A Taça Davis surgiu em 1900, por iniciativa conjunta de ingleses e americanos. Em 1968 foi criada a Federação Internacional de Ténis. [35]

4.2. REGRAS ENVOLVIDAS NO TÊNIS

O ténis é um jogo disputado individualmente ou em pares, num campo rectangular dividido por uma rede. Participam no jogo dois oponentes ou duas duplas de oponentes, podendo ser mistas (homens e mulheres) ou não. A quadra ou *court* é dividida em duas meias-quadras, como mostra a Figura 32, por uma rede, e o objectivo do jogo é rebater uma pequena bola para além da rede (para a meia-quadra adversária) com a ajuda de uma raquete. A quadra é marcada com linhas brancas para indicar as suas dimensões e áreas de serviços tendo 23,78 m de comprimento e 8,23m de largura, divididos em dois lados iguais por uma rede com 0.9 m de altura no centro. Para marcar um ponto é necessário que a bola

toque no solo em qualquer parte dentro da quadra adversária, fazendo com que o adversário não consiga devolver a bola antes do segundo toque, ou que a devolva para fora dos limites da outra meia-quadra. Este desporto possui assim aspectos de ataque (rebater bem a bola, dificultando a devolução do adversário) e defesa (bom posicionamento em quadra, antecipação do lance do adversário). O campo pode ser de relva, de terra batida ou de piso sintético. A bola tem um diâmetro entre os 63,5 mm e os 66,7 mm e tem um peso compreendido entre 57,7 e 58,5g. O jogo inicia-se com o serviço de uma das equipas (o serviço consiste em lançar a bola com a raquete para o campo adversário a partir da extremidade do mesmo).

O ténis possui um sistema de pontuação, que subdivide o jogo em *games*(jogos) e *sets*(partidas). Um *game* é um conjunto de pontos (15-30-40-game) e um *set* é um conjunto de *games* (1-2-3-4-5-*set*). Ganha o jogo aquele que atingir um número de *sets* pré-definido normalmente 2. [36][37]

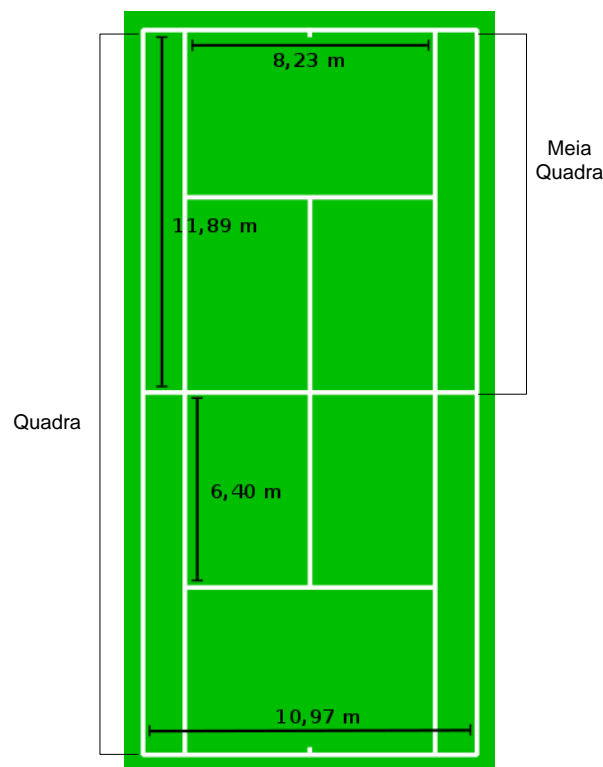


Figura 32 Dimensões de um court de ténis[37]

4.3. BIOMECÂNICA

Biomecânica é uma ciência, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos, consequentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano.

O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas que actuam fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo. Desta maneira é definido que a ciência que descreve, analisa e modela os sistemas biológicos é chamada Biomecânica, sendo uma ciência interdisciplinar dada a natureza do fenómeno a ser investigado. Assim, a Biomecânica do movimento procura explicar como é que as formas de movimento dos corpos dos seres vivos, acontecem na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos. [6]

O movimento humano é normalmente descrito como sendo um movimento que possui uma combinação complexa de movimentos de translação e de movimentos de rotação. O movimento de translação considera que todo o corpo se move de forma única e que não existe movimento relativo de rotação entre segmentos anatómicos. Pode ser rectilíneo se ocorrer ao longo de um segmento recto ou curvilíneo (Figura 33 (a) e (b)). O movimento de rotação ocorre quando existe uma rotação do corpo ou de um ou mais segmentos anatómicos em torno de um eixo instantâneo de rotação normalmente situado num centro articular (Figura 33 (c)).

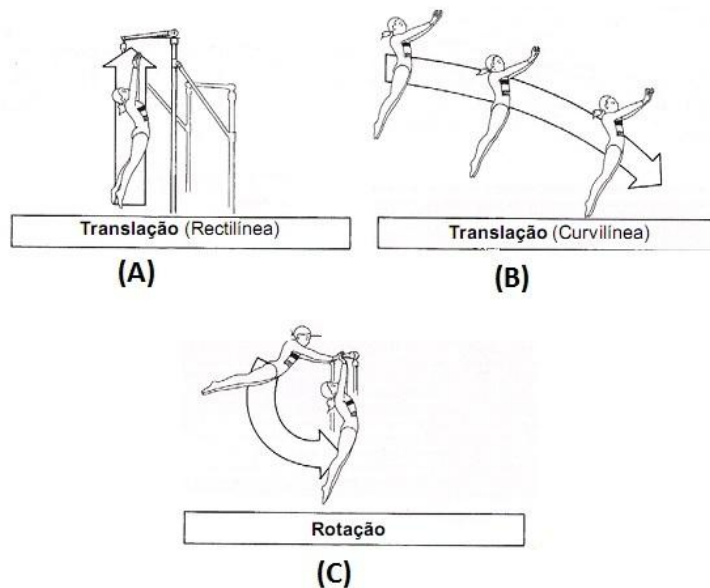


Figura 33 (a) e (b) Movimentos de translação (c) Movimento de rotação[6]

4.3.1. MÉTODOS DE MEDIÇÃO

Para o estudo do movimento, na biomecânica tornasse necessário pela complexidade estrutural da mesma, a aplicação simultânea de métodos de medição em diversas áreas como a cinemetria , dinanometria, antropometria e electromiografia aprofundadas na secção 4.3.2. Este procedimento deve envolver todos os métodos de pesquisa em biomecânica determinados pelas variáveis a serem observadas na análise do movimento, por exemplo, combinações simultâneas e sincronizadas de procedimentos cinemáticos e dinâmicos que são comuns e necessários para a interpretação do movimento.

4.3.2. CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE MEDIÇÃO

Genericamente os procedimentos de medição em biomecânica podem ser classificados nas seguintes categorias:

- Procedimentos Mecânicos - observações de grandezas por observação directa, que não se alteram muito rapidamente.
- Procedimentos Electrónicos - as grandezas mecânicas são transformadas em eléctricas, logo facilita a medição de grandezas que se alteram rapidamente no

tempo e adaptam-se ao processamento de dados, permitindo desta maneira medições dinâmicas.

- Procedimentos Óptico-electrónicos (processamento de imagens) - representação óptica e geométrica do objecto a ser analisado. Neste caso as análises e medições são feitas no modelo, ou seja, são procedimentos indirectos uma vez que a análise é feita no modelo representado.

A Biomecânica pode ser dividida em Biomecânica interna e externa, diferenciando-se na abordagem e alvo. A Biomecânica interna preocupa-se com as forças internas, estas transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Estas forças correlacionam-se com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas aplicadas ao aparelho locomotor. O conhecimento destas forças internas tem aplicações em estudos como, melhoramento de técnicas do movimento, assim como na determinação de cargas excessivas durante as actividades físicas em desportos de alta competição.

A determinação das forças internas dos músculos e das articulações é um problema ainda não resolvido na biomecânica, mas são seguramente a essência para a melhor compreensão de critérios para o controlo do movimento. [8]

Pela dificuldade metodológica de aceder ao comportamento biomecânico das estruturas internas dos sistemas biológicos a sua parametrização em termos de variáveis biomecânicas internas torna-se extremamente dependente de medições externas ao organismo, ou seja, observadas exteriormente. Assim, como já referido, a Biomecânica é um ramo de enorme interacção com diversas áreas que se aplicam ao estudo do movimento, em especial, o do corpo humano, como a Educação Física, a Medicina, a Fisioterapia, a Engenharia, a Física, entre outras áreas.

Por se tratar de uma ciência fortemente dependente dos resultados experimentais, é de extrema importância que a biomecânica apresente especial preocupação com os métodos de medição, possibilitando a precisa modelação do movimento humano. Diversos métodos utilizados pela biomecânica de modo a abordar as diferentes formas de movimento são:

- Cinemetria

- Dinanometria
- Antropometria
- Electromiografia

Com a utilização destes métodos o movimento pode ser descrito e estudado, permitindo uma melhor compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano.

4.3.2.1. CINEMETRIA

A Cinemetria consiste num conjunto de métodos que permitem medir os parâmetros cinemáticos do movimento, nomeadamente, posição, orientação, velocidade e aceleração. O instrumento básico para as medidas cinemáticas são as câmaras de vídeo que registam a imagem e através de software específico calculam as variáveis cinemáticas de interesse. Outras técnicas e métodos para o processamento de grandezas cinemáticas, são as técnicas de medição directa, utilizadas para:

- Medidas de tempo – com recurso a cronómetros para a base de tempo.
- Medidas de ângulos - utilizando-se por exemplo goniómetros para a determinação da posição dos segmentos com origem em eixos articulares.
- Medidas de aceleração - utilizando-se acelerómetros que são transdutores designados a quantificar a quantidade de movimento pela posição de uma massa em deslocamento. [38]

4.3.2.2. DINANOMETRIA

A Dinanometria engloba todo o tipo de medidas de força e pressão bem como, a medição da distribuição de pressões. As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. De particular interesse são as forças de reacção do solo transmitidas na fase de apoio em actividades quase-estáticas ou dinâmicas. O instrumento

básico em dinamometria é a plataforma de força, que mede a força de reacção do solo e o ponto de aplicação desta força. [39]

Através da dinamometria é possível medir a força deformadora sobre os corpos através de um método directo onde se determinam as forças externas as quais são pré-requisitos necessários para o cálculo das forças internas (força muscular, força dos ligamento e forças articulares).

4.3.2.3. ANTROPOMETRIA

A Antropometria preocupa-se em determinar características e propriedades do sistema locomotor como as dimensões das formas geométricas dos segmentos, distribuição de massa, posições articulares, etc., definindo então, um modelo antropométrico, contendo parâmetros necessários para a construção de um modelo biomecânico da estrutura a analisar. Algumas das variáveis que podem ser calculadas são: [40][41]

- (1) Propriedades do biomaterial - resistência dos componentes do sistema locomotor, elasticidade, deformação e limite de ruptura;
- (2) Cinéticas - momento de inércia de segmentos corporais;
- (3) Centro de rotação articular, origem e inserção muscular, comprimento e área de secção transversa muscular.

4.3.2.4. ELECTROMIOGRAFIA

A electromiografia caracteriza-se pelo registo das actividades eléctricas associadas às contracções musculares, difere dos métodos acima mencionados, que determinam propriedades mecânicas, na medida que a electromiografia indica o estímulo neural para o sistema muscular. [42]

O eletromiógrafo regista a actividade eléctrica presente no músculo em contracção, a qual é decorrente da activação neuromuscular em condições normais. O registo eletromiográfico é importante pois permite observar o comportamento electrofisiológico

do músculo em diferentes condições fisiológicas, analisando-se a influência da temperatura corporal, idade, sexo, esforço (intensidade do exercício, frequência com que se pratica o mesmo e quantidade de contracções num determinado tempo). A electromiografia tem sido amplamente usada para o estudo do movimento humano e baseia-se num princípio estabelecido há mais de 200 anos pelo engenheiro eléctrico Luigi Galvani, segundo o qual um músculo se estimulado electricamente contrai-se, por outro lado, produz corrente eléctrica quando contraído voluntariamente. Este procedimento requer um sistema de recolha de sinais eléctricos, através de eléctrodos do tipo agulha, fio ou de superfície sendo o electromiograma o resultado final. [43][44]

Através da interpretação dos sinais obtidos é possível ver a capacidade atlética, níveis de contracção muscular, períodos de actividade muscular e sinergias envolvidas num movimento específico.

Uma das características de desempenho de um indivíduo de nível atlético elevado é que os músculos responsáveis pela execução de um determinado movimento exibem uma sequência específica e ordem temporal de activação muscular, ou seja, apresentam elevado controlo na cadeia muscular actuante. Os músculos envolvidos apresentam uma contracção pré-movimento, e necessitam de menor tempo para atingir o seu pico de actividade. A determinação da ordem sequencial e temporal específica pode ser importante para indicar o nível de aprendizagem de um atleta. [9]

Peery *et. Al* [10] correlacionaram as variáveis força de flexão/extensão do joelho e pico de torque interno/externo do ombro com a velocidade da bola durante a execução do serviço. Afirmam que a produção de força no ténis começa nos membros inferiores e é transferida até os membros superiores, com a extensão do cotovelo e do ombro, para finalmente chegar à ponta da raquete.

Metodologicamente no desenvolvimento de um processo de medição invariavelmente incorremos em erros, que necessitam serem controlados. Os erros podem ser classificados segundo a sua natureza:

- Erro estático - erro de leitura; sensibilidade.
- Erro dinâmico - considerando-se a relação entre frequência própria do movimento e frequência de registo.

- Outro factor de erro é observado em função de o sistema de medição nem sempre acompanhar a rápida modificação das grandezas a serem medidas.
- Erro sistemático - erros de escala do aparelho de medição.
- Erro ocasional - erros imprevisíveis por regulação deficiente dos aparelhos, leitura de escalas, ou ainda alterações de tensão eléctrica ou temperatura ambiente.

4.4. PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS

Como referido na secção anterior a biomecânica é uma ciência que estuda os movimentos e a posição das partes do corpo em relação a estes movimentos e no desporto é usada para verificar se o atleta realiza os movimentos de uma forma adequada. A Biomecânica é uma ciência muito antiga e de grande importância na medicina desportiva, principalmente preventiva. É fundamental para o sucesso e para a prática contínua do ténis ter um batimento ou golpe eficiente bem como uma técnica adequada. A optimização da biomecânica do batimento e do movimento é crítica para a performance do atleta bem como para evitar lesões. Para ajudar os jogadores a desenvolver a técnica adequada os treinadores necessitam de perceber a biomecânica e a sua aplicação prática no campo de ténis. [11]

Para estudar a biomecânica, é necessário compreender alguns princípios biomecânicos. No ténis, os princípios biomecânicos mais utilizados são:

- Força
- Equilíbrio
- Inércia
- Acção e Reacção
- Momento
- Energia Elástica
- Cadeia de Coordenação

4.4.1. FORÇA

Força no ténis são tracções de um músculo (s) num segmento do corpo (exemplo o braço) que causam a aceleração do segmento. Pode-se relacionar também como uma parte do corpo (exemplo ombro) interage (puxa ou empurra) o segmento adjacente (exemplo extremidade superior do braço). [11]

O tenista no campo está sujeito a 2 tipos de forças sendo elas internas e externas. As forças externas são aplicadas pelo court, nomeadamente a reacção normal ou pelos impactos da bola (vibrações). As forças internas (torque nas articulações) são necessárias para criar rotações rápidas dos segmentos, parte integrante de elevado nível de desempenho do atleta. Estas forças e torques "forçam" o corpo e, portanto, podem levar a lesões se não forem devidamente controladas.

Quando uma força causa rotação, essa força multiplicada pela distância perpendicular ao eixo de rotação denomina-se torque, sendo a "habilidade" da força causar rotação numa junta (articulação). A unidade do torque é Nm (Força=Newton (N);distância=m).

Exemplo de torques e suas direcções, nas juntas do ombro e cotovelo são representados na Figura 34.

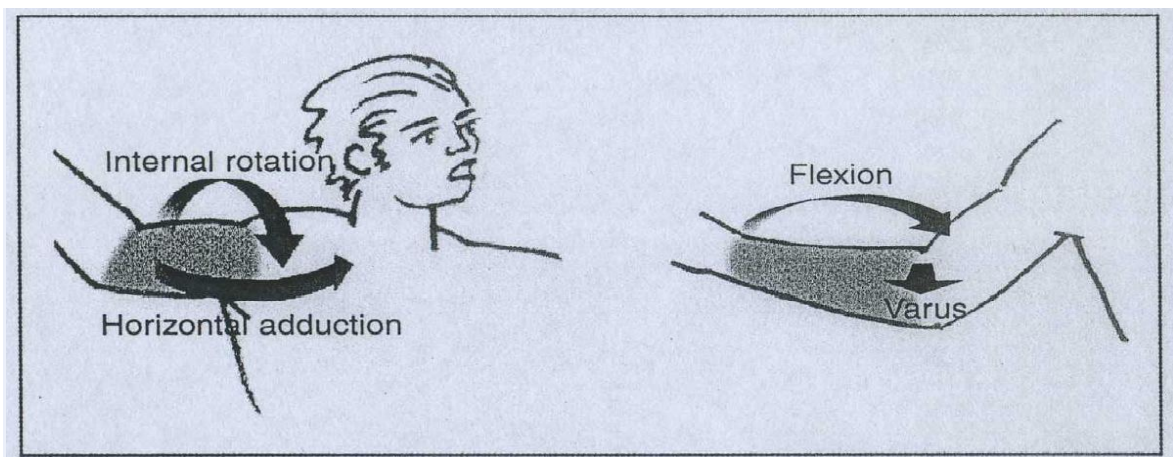


Figura 34 Direcções do torque nas juntas do ombro e cotovelo[11]

No ombro as direcções do torque são:

- *Internal/external rotator* torque - ligados com a rotação interna e externa do braço.
- *Horizontal adductor (abdução)* torque - ligada com o movimento para a frente do braço

As direcções do torque nas juntas do cotovelo são:

Flexion/extension torque – relacionado com a flexão/extensão do cotovelo

Varus torque - a força aplicada no interior do cotovelo (mediamente) para parar o movimento para fora, do antebraço.

➤ **Vibrações**

Estritamente falando, a vibração não é um conceito independente de força e torque. Em vez disso, a vibração cria um tipo especial de força e torque, que oscilam com o tempo. A vibração da raquete após o impacto da bola é uma das razões para o desenvolvimento da Epicondilite, por isso esta variável merece uma atenção especial. A Epicondilite ou vulgarmente conhecida como cotovelo do tenista, é uma inflamação dos tendões do cotovelo, que atinge principalmente os músculos extensores do punho e dos dedos. É causada por actividades que exigem o uso excessivo ou incomum dos músculos extensores do punho ou dos pronadores do antebraço, como acontece em alguns desportos, nomeadamente o ténis, ou por tensões repetitivas na articulação do cotovelo.

Quantidades importantes relacionadas com a vibração incluem a amplitude, a frequência, o comportamento do amortecimento (decréscimo da amplitude com tempo), bem como a forma como a energia de vibração é distribuída em diferentes frequências (*power spectrum*).

As medições e análise dessas quantidades para jogadores de diferentes níveis e para diferentes tipos de batimentos, levarão a uma melhor compreensão dos processos biomecânicos envolvidos num batimento. Uma melhor compreensão da vibração pode ajudar a melhorar o desempenho do jogador e reduzir lesões.

4.4.1.1. FORÇA G

A força G é uma unidade de aceleração sendo definida aproximadamente com o valor de 9,8 m/s², sendo este aproximadamente igual à aceleração da gravidade na superfície da Terra. [56]

➤ Força-G Sobre o corpo humano

A força-g está relacionada com a vibração e ressonância nos tecidos orgânicos. Quando é alcançada uma força-g elevada, a vibração e a ressonância podem ser muito elevadas e provocar danos em alguns órgãos ou estruturas. Existe um coeficiente que calcula a força-g tolerável pelo ser humano. A tolerância humana depende da magnitude da força-g, da duração, da intensidade e do local onde é aplicada essa força. Por exemplo um estalo na cara pode atingir dezenas de Gs e não produzir danos reais, no entanto 16G sentidos num carro durante um minuto podem ser fatais. Quando existe vibração no meio mesmo as forças Gs de baixa intensidade podem causar danos sérios se estiverem na mesma frequência de ressonância dos tecidos como já referido. Esta tolerância G é possível treinar de modo a ser possível aguentar maiores forças Gs. O corpo humano é capaz de suportar melhor as forças G horizontais do que verticais.[31][32][57]

Alguns exemplos de acelerações induzidas são apresentados na Tabela 3.[58]

Tabela 3 Acelerações induzidas a pessoas e objectos

Exemplo	Valor
Carro formula 1 em curva	5-6G
Capacidade shock relógios de pulso mecânicos	> 5,000G
Valor máximo tolerável no acelerómetro LIS3LV02DL	10000G durante 0.1 ms
Espirro	2,9G
Recorde mundial de resistência do homem a força G é	82,6G durante só 0,04 segundos.

4.4.2. EQUILÍBRIO

Existem dois tipos de equilíbrio:

- Estático
- Dinâmico

O equilíbrio estático está presente quando o corpo está parado e sendo o ténis um desporto de movimento constante, o corpo está em movimento, logo o equilíbrio dinâmico é o que interessa. [12]

É então necessário observar se o jogador mantém uma linha vertical desde o solo até a cabeça quando executa um golpe em movimento. Na Figura 35 o jogador além de estar em movimento mantém o corpo quase toalmente na vertical, demonstrando um belo exemplo de equilíbrio dinâmico.



Figura 35 Jogador Juan Carlos Ferrero realizando um *Forehand*[45]

No momento do impacto o corpo do jogador deve estar quase na totalidade recto, não possuindo nenhum ou quase nenhum grau de inclinação para quaisquer lados. Este posicionamento correcto, além de útil para o equilíbrio, é também essencial para a rotação completa do corpo durante o batimento. Na Figura 36, José Pereira executa um *forehand* em movimento e apesar de estar a iniciar a rotação dos ombros mantém o corpo

praticamente recto, com o joelho correctamente flexionado e a cabeça bem posicionada atrás da linha do joelho esquerdo.



Figura 36 José Pereira no início de um *forehand*[46]

4.4.3. INÉRCIA

A inércia é uma propriedade física da matéria, confirmada por Newton, conhecida como primeiro princípio da Dinâmica (1ª lei de Newton) ou princípio da Inércia. [12] Esta lei diz que: “Qualquer corpo em movimento rectilíneo e uniforme (ou em repouso) tende a manter-se em movimento rectilíneo e uniforme (ou em repouso).”No ténis os jogadores sofrem o efeito da inércia em diversas situações durante um jogo ou treino, ou seja, constantemente sentem a resistência do corpo ao mover-se ou quando têm que parar.

Quando um jogador se movimenta para a frente de modo a ir buscar uma bola curta, deve, após executar o batimento, parar o movimento e mudar a direcção do mesmo para se posicionar para a bola seguinte. O estudo da inércia nos batimentos é de extrema importância, pois o tempo que o jogador leva para executar movimentos como os descritos em cima é crucial para o seu desenvolvimento num jogo. Na Figura 37, vemos uma atleta enfrentando a resistência que o seu corpo tem de permanecer parado, pois estava em repouso.



Figura 37 Atleta Ana Bogdan [45]

4.4.4. ACÇÃO E REACÇÃO

A terceira Lei de Newton, também conhecida como a Lei da Acção e Reacção e é expressa como: "A cada acção corresponde uma reacção de igual intensidade, mesmo sentido e direcção oposta".[12] No ténis isto acontece em várias situações, quando um jogador inicia o seu movimento de serviço, primeiro exerce uma força contra o solo ao flexionar os joelhos (acção), representado na Figura 38, e em seguida sofre uma força com a mesma intensidade, mas em direcção oposta ao saltar para bater na bola (reacção), representado na Figura 39.



Figura 38 Atleta Andy Roddick executando o serviço flexionando os joelhos (Acção)[45]



Figura 39 Atleta Andy Roddick preparando-se para bater a bola (Reacção)[45]

4.4.5. MOMENTO

No ténis à força gerada por um corpo chama-se momento de força, ou simplesmente momento, correlacionando massa e velocidade. Existem dois tipos de momentos, o linear e angular. [12]

Na física, quantidade de movimento linear, popularmente chamada de balanço é uma grandeza física dada pelo produto entre a massa e a velocidades de um corpo. O momento linear é uma grandeza vectorial, com direcção e sentido, cujo módulo é o produto da massa pelo módulo da velocidade, na qual a direcção e sentido são os mesmos da velocidade.

O momento linear ocorre quando a transferência do peso do corpo em direção ao batimento acontece em linha recta sendo o exemplo mais comum o *slice backhand* demonstrado na *Figura 40*.



Figura 40 Roger Federer executando um *slice backhand*[47]

Na figura anterior, o Federer utiliza ao máximo a sua força linear ao executar o *slice backhand*, pois a rotação do ombro e quadril é quase nula, desde o início até ao fim do movimento.

Em contrapartida, o momento angular ou quantidade de movimento angular, é uma grandeza física associada à rotação e translação de um corpo, a rodar em torno de um eixo que relaciona a distribuição da massa com a sua velocidade angular. O momento angular de uma partícula, em física, é definido pelo produto vectorial do vector-posição da partícula (em relação a um ponto de referência) pelo seu momento linear.

Na prática a força angular é produzida com a utilização da rotação dos quadris e ombros como mostra a sequência de imagens da *Figura 41*.



Figura 41 Fernando Gonzalez executando um *forehand*[47]

4.4.6. ENERGIA ELÁSTICA

Na física a energia potencial elástica é associada a um corpo que possui elasticidade e que toda a energia que esse corpo recebe para se deformar é armazenada. [12]

No ténis a energia elástica é armazenada quando um músculo é esticado sendo posteriormente utilizada nos movimentos realizados pelo jogador. Na Figura 42, na imagem esquerda, Andy Roddick estende o abdómen e, na imagem da direita, estica o braço ao máximo, aproveitando a energia armazenada nos dois momentos para bater a bola com o máximo de força possível.

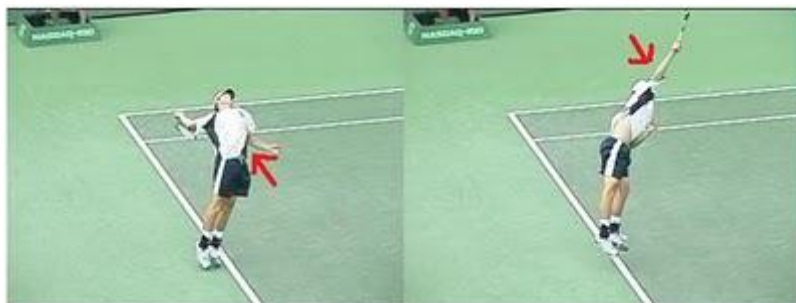


Figura 42 Andy Roddick realizando o serviço[47]

4.4.7. CADEIA DE COORDENAÇÃO

A cadeia de coordenação compreende os segmentos do corpo humano que, quando num batimento, possuem uma actividade em série, ou seja, um segmento é utilizado em sequência de outro, e parte da força e velocidade criada no primeiro segmento é transferido para o segmento seguinte. [12] A importância da cadeia de coordenação para a biomecânica no ténis, é a coordenação dessa transferência de forças entre os segmentos do corpo, ou seja, quanto mais perfeita esta coordenação, maior a aceleração e execução da batida no final da cadeia

Os segmentos do corpo estudados na biomecânica aplicada ao ténis são:

- Pernas
- Quadril
- Tronco
- Braço/ombro
- Cotovelo
- Pulso

➤ **Pernas**

A Figura 43 mostra a flexão e extensão dos membros inferiores de Gustavo Kuerten durante a batida.



Figura 43 Gustavo Kuerten durante o serviço[48]

➤ **Quadril**

A Figura 44, representada pelo Lleyton Hewitt mostra a rotação do quadril durante o serviço.

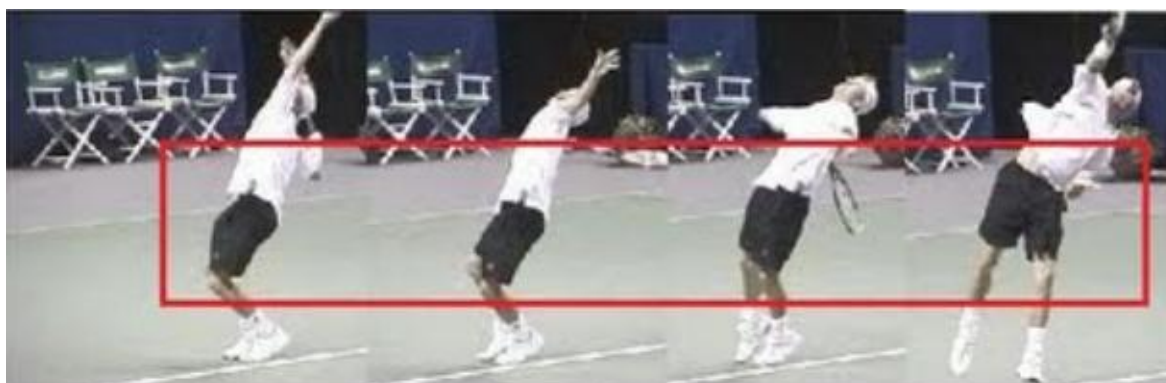


Figura 44 Lleyton Hewitt durante o serviço[48]

➤ **Tronco**

Na Figura 45 é representado o Carlos Moya utilizando ao máximo a rotação do seu tronco antes e depois de executar um *forehand*.



Figura 45 Carlos Moya executando um *forehand*[48]

➤ **Braço/Ombro**

Na Figura 46, Pete Sampras, executa uma rotação do braço ao redor do ombro durante a execução do *backswing* de um *forehand*.



Figura 46 Pete Sampras executando um *forehand*[48]

➤ Cotovelo

Na Figura 47, na primeira imagem é possível visualizar o trabalho de extensão do cotovelo durante o movimento de serviço, e nas duas imagens seguintes a pronação do antebraço.



Figura 47 Andy Roddick executando o serviço[48]

➤ Pulso

Na Figura 48, é possível visualizar a rotação e flexão do pulso no fim de um movimento *forehand*.



Figura 48 Gustavo Kuerten[48]

Qualquer movimento no ténis passa pela cadeia de segmentos anteriormente referida e a perfeita execução do batimento está directamente ligada com a perfeita coordenação dos segmentos referidos.

O início do movimento deve partir do solo, ser sincronizado e progressivo. Qualquer força ou aceleração diferente da exigida na sincronia da batida em qualquer um dos segmentos, influencia o resultado final do batimento, ou ainda, qualquer progressão que não respeite a ordem: pernas - quadril - tronco - braço/ombro - cotovelo – pulso, irá influenciar negativamente o batimento.

Quando o atleta consegue utilizar de maneira eficiente e coordenada todos os segmentos do corpo, os principais resultados alcançados são:

- Alcance máximo de potência
- Controlo total do batimento
- Tempo maior para atingir o estado de fadiga
- Evita e/ou diminui lesões

4.5. ARTICULAÇÕES E ESTRUTURAS ENVOLVIDAS

Todos os movimentos humanos ocorrem em articulações rotacionais sinoviais (Figura 49). Algumas articulações são ligeiramente móveis, formadas por dois ossos unidas por cartilagem sem a cavidade articular (por exemplo, uma articulação intervertebral na coluna vertebral consiste de duas vértebras e um disco intervertebral entre elas). [49][13]Por outro lado, as articulações principais envolvidos no movimento humano, como ombro, quadril, cotovelo e joelho, são constituídas por vários ossos separados por uma cavidade articular, lubrificada pelo líquido sinovial e fechado em uma cápsula articular fibrosa. Articulações diferentes têm diferentes graus de liberdade (DOF), do movimento:

- *Hinge joints* (articulações dobradiça) - têm 1 DOF
- *Gliding and saddle joints* (articulações cela) - têm 2 DOF
- *Ball-and-socket joints* (articulações com bola) possuem 3 DOF

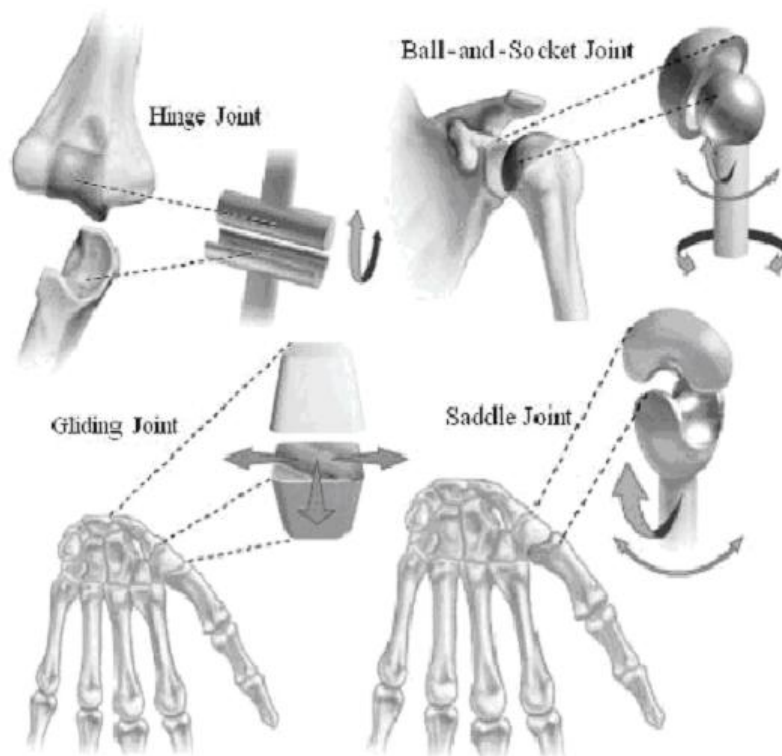


Figura 49 Graus de liberdade nas articulações humanas[13]

O ombro é a articulação com maior mobilidade do corpo humano, como mostra a Figura 49, possuindo 3 graus de liberdade. O seu design anatómico proporciona estabilidade que permite uma ampla gama de movimentos em todas as direções.

O movimento humano é impulsionado pela acção sinérgica de unidades biomecânicas. A unidade biomecânica básica consiste em um par de músculos antagónicos produzindo um torque muscular comum na mesma articulação, em torno dos mesmos eixos. O exemplo mais básico é o par bíceps-tríceps mostrado na Figura 50.

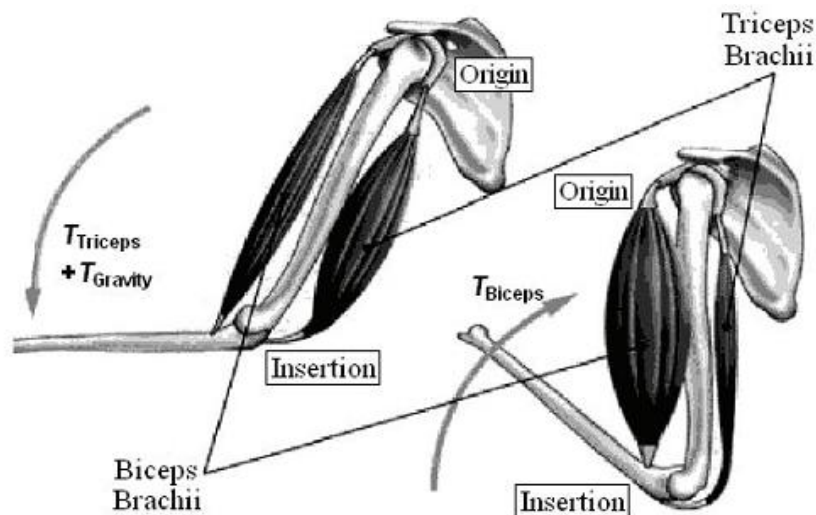


Figura 50 Exemplo de uma unidade biomecânica básica; Esquerda: Triceps Torque($T_{Triceps}$), Direita: Biceps Torque(T_{Biceps})[13]

Na posição normal vertical, a ação descendente do tríceps é suportado pela gravidade, sendo o torque criado devido ao peso do antebraço e da mão (com uma possível carga na mesma).

A principal função dos músculos durante os movimentos técnicos base (*forehand* e *backhand*) é a estabilização do cotovelo, antebraço e punho, sendo a região do punho a de maior actividade como descrito por Morris *et tal.*[14]

O ténis é uma modalidade na qual se joga com elevada velocidade e são recrutadas contracções musculares de alta intensidade a cada golpe realizado. Os golpes requerem em curtos períodos de tempo, elevados níveis de acções musculares que acabam sendo repetidos ao longo do jogo.

4.6. BIOMECÂNICA DOS MOVIMENTOS TÉCNICOS NO TÊNIS

Os movimentos técnicos realizados durante um jogo de ténis podem ser divididos em:

- *Forehand*
- *Backhand*
- *Volley*
- Serviço

4.6.1. FOREHAND OU DRIVE DE DIREITA

A execução perfeita de um golpe *forehand* no ténis tem sido controversa nos últimos anos e a técnica usada assim como a de outros golpes, tem sofrido mudanças ao longo dos tempos sendo o principal responsável o aumento de velocidade da bola, devido à evolução dos equipamentos. [16]

Forehand é um golpe executado movimentando a raquete com a palma da mão virada para frente. O contacto com a bola é feito do lado direito para destros, e esquerdo, para canhotos. A palma da mão é colocada o mais na ponta possível e em seguida a mão é fechada firmemente a volta do cabo da raquete. Desta forma a raquete fica firmemente apoiada minimizando o risco de lesão. O movimento para a batida é feito desde o nosso lado direito, inicia-se ao nível da cintura e termina no nosso ombro esquerdo.

A cadeia cinemática aplicada ao golpe *forehand* é representada na Figura 51 e é iniciada na fase de preparação do golpe (*backswing*) em que a raquete é movimentada para trás à altura dos ombros (A) e o tenista concentra o peso sobre o pé direito (destros), flexiona os joelhos (B) e realiza a rotação do quadril para trás (B), posicionando-se de lado para a rede.

Inicia-se então a condução da raquete para a frente em direcção à bola (*forward swing*) com a extensão dos joelhos (C). Em seguida executa a rotação do quadril para frente e depois a rotação dos ombros, continuando o peso do corpo concentrado no pé direito. O

braço e a raquete são os últimos componentes a serem accionados. Esta fase pode ser denominada de pré-impacto.



Figura 51 Cadeia cinemática do movimento Forehand [15]

Na fase de Contacto (D) ocorre o contacto da raquete com a bola devendo acontecer entre o ombro e o joelho.

A última fase da técnica é a finalização ou *follow-through* (E) em que a raquete sofre uma desaceleração, e com a rotação interna do ombro, esta termina ao lado oposto em que foi realizado o contacto. Dependendo da altura de contacto e potência da bola, é possível ocorrer uma fase aérea, sem contacto dos pés com o solo.

Na recuperação (F) o peso do corpo está concentrado no pé esquerdo e é usada a perna de apoio para impulsionar o atleta até ao centro da quadra.

4.6.2. BACKHAND OU DRIVE DE ESQUERDA

Backhand, ou drive de esquerda, é um golpe executado movimentando a raquete com as costas da mão virada para a frente iniciado no lado contrário onde o jogador segura a raquete. [17]O movimento para o golpe é feito desde o nosso lado esquerdo (Destros), inicia-se ao nível da cintura e termina no nosso ombro direito. Existe também a variante drive de esquerda com duas mãos ou *backhand* com duas mãos, sendo esta última mais segura para o tenista pois o choque provocado pelo contacto raquete-bola é distribuído entre os dois braços, diminuindo as hipóteses de lesões, principalmente no cotovelo.

Assim como para o *forehand*, a técnica *backhand*, com uma ou duas mãos, é dividida em cinco fases: preparação (*backswing*), aceleração (*forward swing*), contacto, finalização (*follow-through*) e recuperação.

Na Preparação a raquete é movimentada para trás em ambas as técnicas de *backhand*, a diferença é que no *backhand* com uma mão, as mãos estão separadas e no *backhand* com duas mãos estão juntas (Figura 52). Nesta fase ocorre a rotação do quadril para trás, posicionando-se o executante lateralmente em relação à rede.

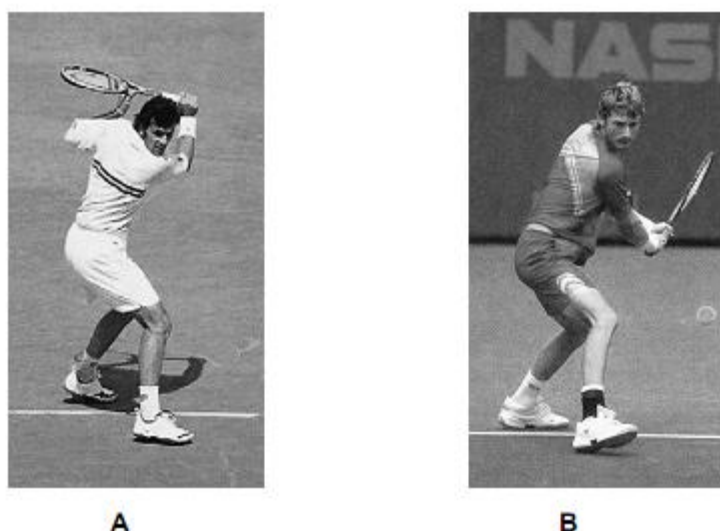


Figura 52 Fase de preparação, (A) *backhand* com uma mão e (B) *backhand* com duas mãos[18]

Na aceleração a raquete é conduzida para a frente, acelerando-a em direcção a bola, sendo esta condução realizada principalmente por meio da rotação do quadril para a frente. Em ambas as técnicas é possível observar o peso do corpo do executante concentrado sobre o pé direito (para tenistas destros) bem como a descida da cabeça da raquete aproximadamente até a linha da cintura. A diferença observável entre as técnicas durante esta fase é a maior flexão do quadril e do joelho direito para a técnica *backhand* com duas mãos. Isto deve-se à condução da mão esquerda à frente, juntamente com a direita, o que não ocorre na execução do *backhand* com uma mão. (Figura 53).

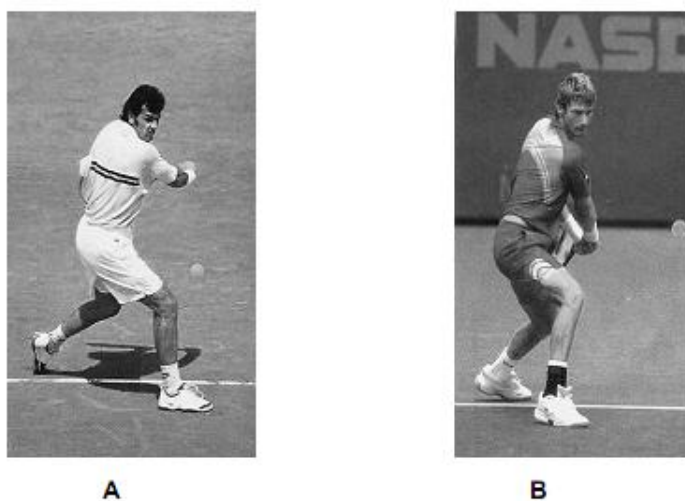


Figura 53 Fase de Aceleração, (A) *backhand* com uma mão e (B) *backhand* com duas mãos[18]

Na fase de contacto, representada na Figura 54, o golpe de *backhand* é caracterizado quanto à utilização de uma ou duas mãos a segurar o cabo da raquete. O contacto raquete-bola, em ambas as técnicas ocorre próximo da altura da cintura. A rotação do quadril nesta fase é diferente entre as técnicas analisadas: no *backhand* com duas mãos, esta rotação é mais acentuada, onde o executante já está posicionado de frente para a rede. Durante o *backhand* com uma mão, no momento do contacto com a bola, o executante ainda está posicionado lateralmente à rede. Esta maior rotação do quadril durante o *backhand* com duas mãos, provoca uma maior concentração do peso corporal sobre o pé direito (para tenistas destros).



A



B

Figura 54 Fase de Contacto, (A) *backhand* com uma mão e (B) *backhand* com duas mãos[18]

A finalização (Figura 55) é a última fase da técnica, caracterizada pela desaceleração da raquete. A rotação do quadril na técnica de *backhand* com uma mão ainda não posiciona o executante de frente para a rede. No entanto, esta fase evidencia maior rotação do tronco para a técnica *backhand* com duas mãos, posicionando o tenista novamente de frente para a rede. Em ambas as técnicas a cabeça da raquete já está posicionada do lado oposto em que foi realizado o contacto com a bola.



A



B

Figura 55 Fase de Finalização, (A) *backhand* com uma mão e (B) *backhand* com duas mãos[18]

Na Recuperação (Figura 56) em ambas as técnicas o peso do corpo ainda está concentrado no pé direito (para tenistas destros), servindo como apoio para impulsionar o executante até ao centro da quadra.

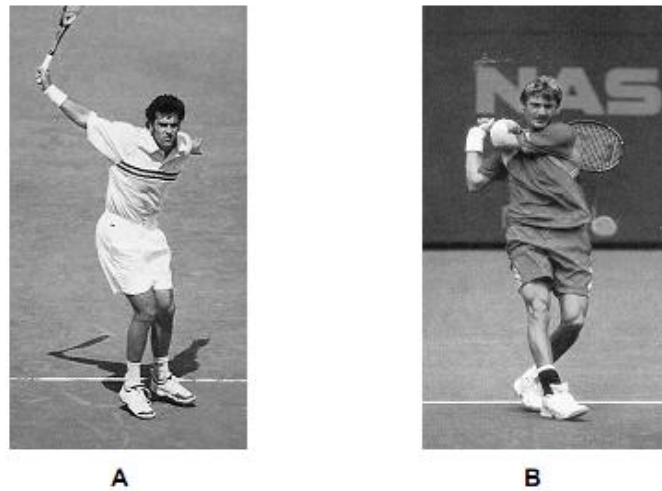


Figura 56 Fase de Recuperação, (A) backhand com uma mão e (B) backhand com duas mãos[18]

O *forehand* e o *backhand* são os movimentos técnicos mais utilizados num jogo de ténis. São denominados como golpes de base ou golpes de fundo, pois na maioria das vezes são executados próximos à linha do fundo da quadra, após o toque da bola com o solo, ou por drive de esquerda ou direita, no entanto estas denominações podem causar confusões no caso de o tenista ser canhoto por isso opta-se na maioria das vezes pelo termo em inglês.

O *forehand* e o *backhand*, ambos, representam aproximadamente 67% dos golpes executados durante um jogo de ténis. Além de serem os movimentos mais utilizados no ténis, o *forehand* e o *backhand* são de difícil execução, pois dependem de uma perfeita sincronização temporal entre o movimento da raquete e a trajetória da bola.[18]

O movimento da raquete é controlado pelo tenista, no entanto a bola, que é batida pelo adversário, movimenta-se na quadra em diferentes velocidades, rotações, alturas, distâncias e profundidades, tornando esta sincronização bastante complexa. Esta sincronização é ainda mais complexa durante a devolução do serviço, situação no jogo que a bola é ainda mais veloz.

4.6.3. VOLLEY

Este tipo de golpe é aplicado na bola nos casos em que se pretende bater na bola antes de esta bater no meio *court*. [19] Este movimento é importante quando o jogador faz uma aproximação à rede de modo a evitar bolas atiradas pelo adversário para o fundo do *court* (Figura 57). É um gesto técnico rápido e que pode causar grande dificuldade ao adversário. Existem vários tipos de *volley* nomeadamente o normal, alto e o baixo, podendo ser realizados como de direita ou de esquerda.

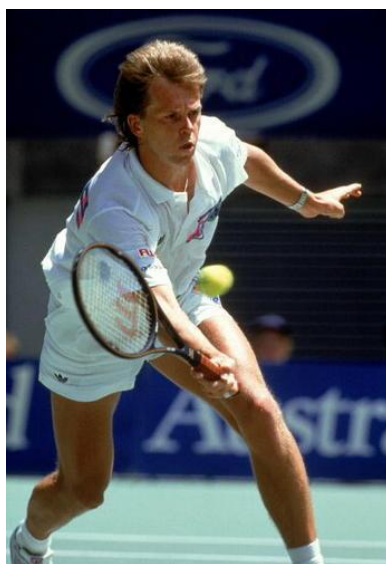


Figura 57 Stefan Edberg executando um *forehand volley*[50]

4.6.4. SERVIÇO

O serviço serve para iniciar o jogo e é uma das habilidades mais importantes que um jogador de ténis deve adquirir de modo a ter um ataque eficaz. O objectivo principal do serviço é orientar a bola para a área de serviço no lado adversário. [20] [21][22] Este movimento é uma arma ofensiva eficaz, porque a bola pode ser batida com elevada velocidade, diminuindo assim o tempo de reacção do adversário e consequentemente a sua capacidade para devolver a bola. Durante a execução do serviço, podem ser calculadas pelo executante, por exemplo: o posicionamento espacial e temporal dos segmentos

corporais, movimento da raquete, e rotação imposta a bola, e se algo não correr como previsto, o executante pode interromper o serviço e inicia-lo novamente e se ainda assim o serviço não atingir a área determinada, as regras permitem uma segunda hipótese. A execução do serviço é de difícil domínio, uma vez que o braço que lança a bola (“braço não-dominante”) deve ser levantado lentamente com a finalidade de colocar a bola no ponto ideal de contacto, e o braço que segura na raquete (“braço dominante”) deve movimentar-se rapidamente num padrão complexo para bater a bola combinando potência e precisão. Além dos braços prescreverem padrões de movimento e ritmos diferentes, eles também devem sincronizar-se aos movimentos dos membros inferiores e do tronco.

O serviço pode ser dividido em cinco fases, representadas na Figura 58, independentemente da técnica de posicionamento dos pés utilizada:

- a) **Fase inicial** - nesta fase o executante prepara-se para iniciar o serviço;
- b) **Fase de backswing** - caracterizada por uma sincronização entre os membros superiores, na qual o “braço dominante” é conduzido posteriormente em movimento de pêndulo (“*backswing*”) e o “braço não-dominante” é conduzido anteriormente levantando a bola (“*toss*”) para ser batida.
- c) **Fase de aceleração** (*forward swing*) - a raquete está posicionada atrás das costas e é conduzida para a frente e para cima, acelerando-a em direcção a bola.
- d) **Fase de contacto** - fase em que a raquete entra em contacto com a bola.
- e) **Fase de Finalização** (*follow-through*) - fase pós-contacto raquete-bola, na qual ocorre a finalização do serviço.

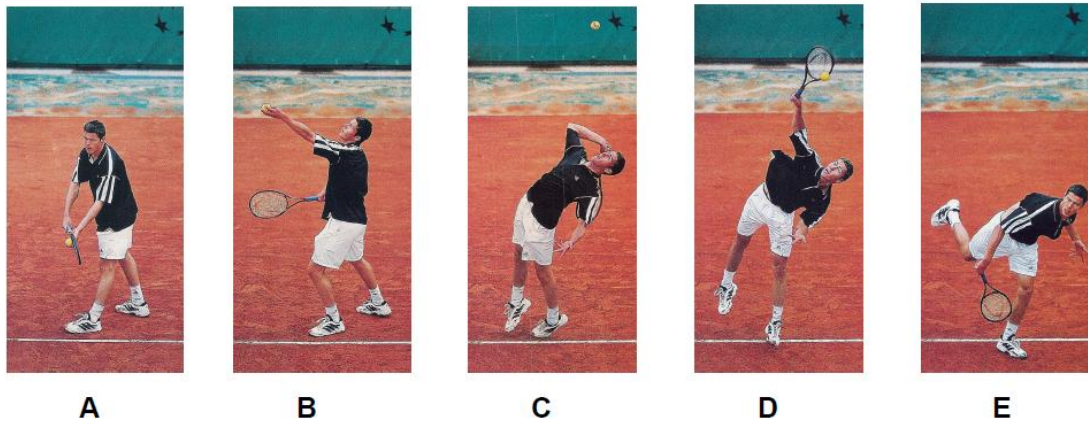


Figura 58 Ilustração das 5 fases do serviço; A - Fase inicial; B - Fase de backswing; C - Fase de aceleração; D - Fase de contacto; E - Fase de Finalização [23]

A Figura 59 mostra as fases do serviço referidas anteriormente de uma forma mais contínua e ideal.

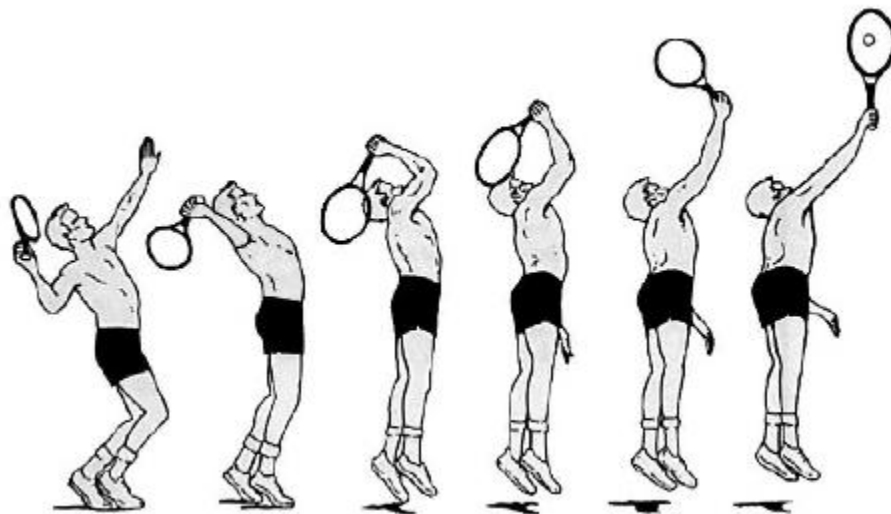


Figura 59 Diferentes fases do movimento no serviço

4.6.4.1. CURIOSIDADES

Andy Roddick detém o título do serviço mais rápido no tênis, cerca de 246km/h, conseguido em 11 de Junho de 2004, durante uma partida do torneio Stella Artois Championship, realizado no Queen's Club, em Londres, reflectindo que uma perfeita execução da cadeia de coordenação promove uma maior aceleração na batida. O Dr. Bruce Elliot da Universidade De Western Australia com recurso a vídeo 3D e análise computacional extrapolou as contribuições dos segmentos do corpo para a velocidade final da raquete (Figura 60) e concluiu que existe uma importância clara do tronco, rotação interna do ombro e flexão do punho para um maior balanço e posterior impacto.

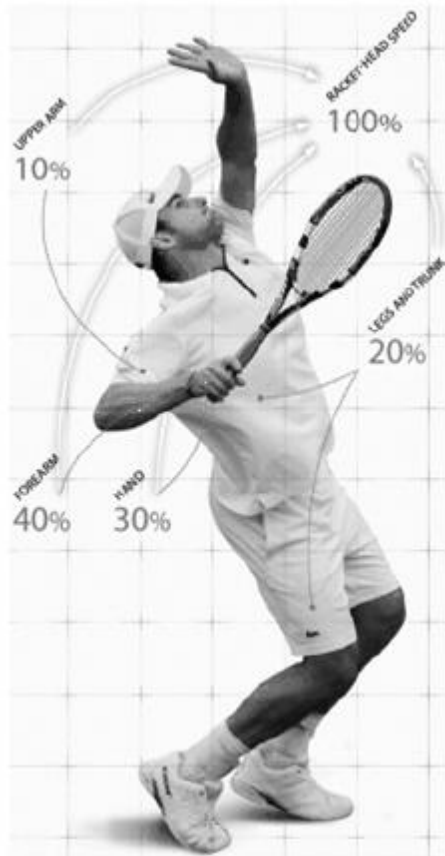


Figura 60 Fotografia tirada a Andy Roddick no momento do recorde mundial de velocidade de serviço (246km/h), mostrando as contribuições (em percentagem (%)) dos segmentos do corpo envolvidos e os movimentos parciais do corpo.[13]

5. ARQUITECTURA DO SISTEMA

Neste capítulo são explicadas todas as fases de desenvolvimento do protótipo funcional. Em primeiro lugar, começou-se por desenvolver o circuito eléctrico para o microcontrolador, de seguida o código em linguagem C para o microcontrolador e por fim a interface de controlo em *Visual Basic* para o PC.

De modo a possibilitar a detecção das vibrações no atleta foi pensado inicialmente o sistema de medição baseado numa interface ilustrada na Figura 61.

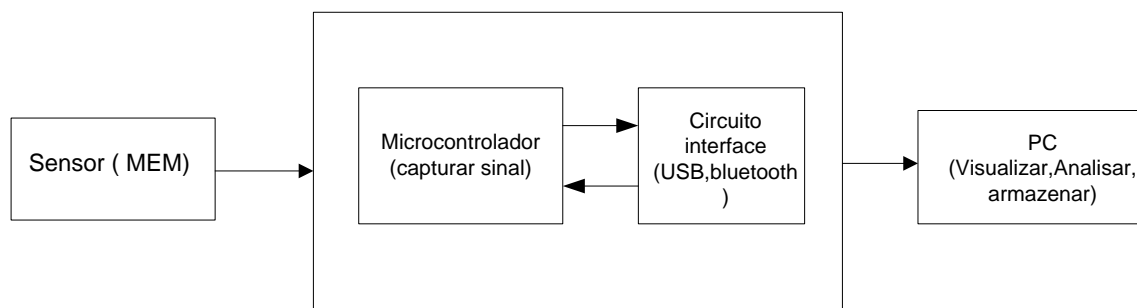


Figura 61 Interface do Sistema de medição

Este sistema é constituído por um microcontrolador ao qual podem ser ligados acelerómetros de modo a capturar os sinais dos mesmos. A interface de comunicação permite a recolha dos dados dos sensores para um PC permitindo posteriormente a visualização e análise dos sinais capturados.

5.1. ACELERÓMETRO LIS3LV02DL

Foi utilizado o acelerómetro LIS3LV02DL como sensor para recolha das acelerações induzidas ao atleta. Este sensor possui 3 eixos com saída linear digital e encapsulamento LGA, possui uma sensibilidade elevada com um consumo muito baixo de corrente sendo capaz de prover os dados para o exterior através da interface de comunicação I²C/SPI. A configuração deste acelerómetro é do tipo capacitiva em *comb-drive*.

Algumas características principais são:

- Tensão de operação de 2,16 a 3,6 V
- Representação dos dados em 12 ou 16 bits
- Alta capacidade de tolerância a quedas
- I²C/SPI
- Configurável nas escalas acelerativas de +-2g ou +- 6G
- Escala de operação de -40°C até +85°C

Na Figura 63 é mostrado o protótipo do acelerómetro inserido numa placa fabricada no ISEP onde foram realizados os primeiros testes de comunicação com o microcontrolador. Na Figura 63 é representado o esquema eléctrico utilizado no fabrico da PCB.

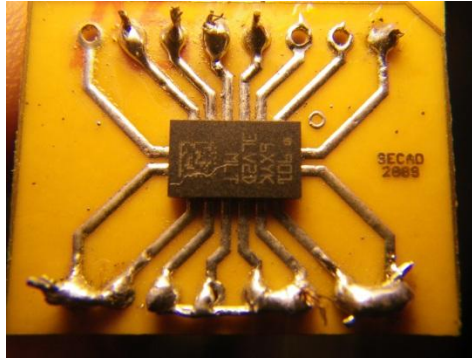


Figura 62 Acelerómetro LIS3LV02DL com encapsulamento LGA16 montado numa PCB

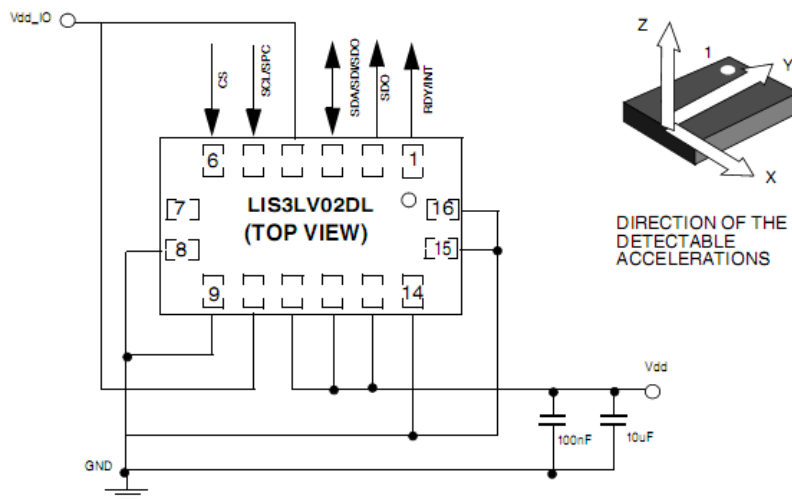


Figura 63 Esquema eléctrico de montagem e direcção de detecção dos eixos do acelerómetro[26]

Foram utilizados os pinos SDA, SCL, a alimentação (VDD) e a Massa (GND), sendo utilizados os condensadores aconselhados de desacoplamento de 100nF e 10 uF. A direcção positiva dos eixos ortornormados da aceleração é mostrada na figura anterior.

Posteriormente foi projectada e desenvolvida a versão final do acelerómetro numa placa de circuito impresso (PCB) de dimensões ainda mais reduzidas (20x15mm) e leve (2g) com recurso ao *software* Eagle da empresa Cadsoft. Esta placa foi desenvolvida de modo a não limitar os movimentos do atleta e com adaptações de modo a possibilitar a criação de uma rede com mais sensores futuramente.

A Figura 64 mostra no *software* Eagle o desenho do esquemático utilizado para o desenvolvimento da versão final tendo sido usadas as recomendações do fabricante.

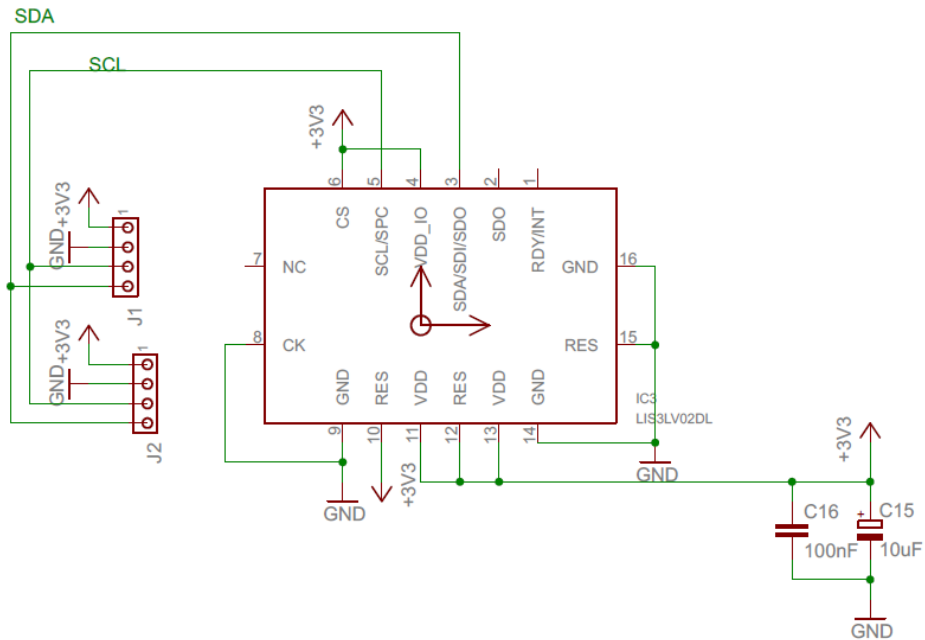


Figura 64 Esquemático da placa PCB do acelerómetro

Após desenvolvido o esquemático procedeu –se ao desenvolvimento da PCB que hospeda o acelerómetro , sendo esta de dupla face assim tem-se o layout do lado cima (“top”) e de baixo (“bottom”) . A Figura 65 mostra o lado de cima e a Figura 66 a parte de baixo.

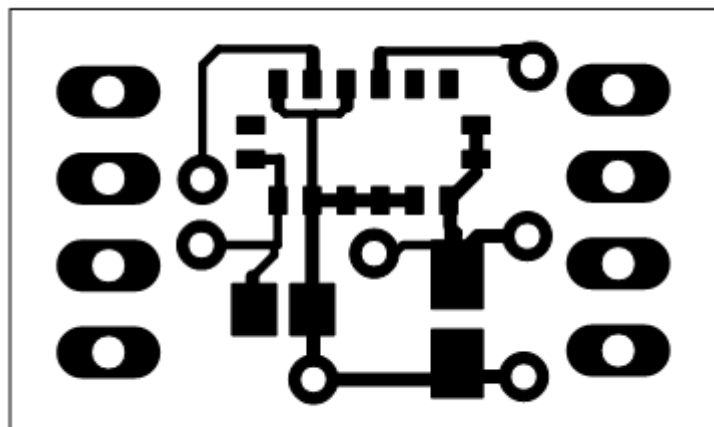


Figura 65 PCB Top

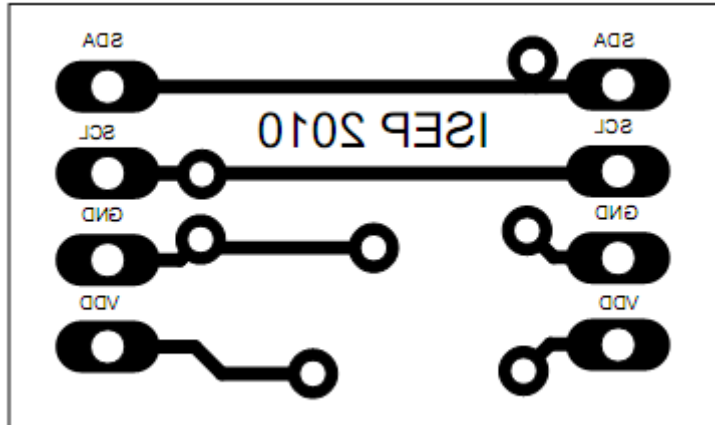


Figura 66 PCB Bottom

O aspecto final da PCB é mostrado na Figura 67.

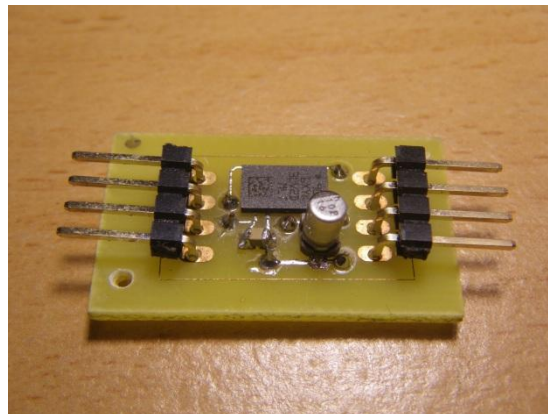


Figura 67 Acelerómetro LIS3LV02DL montado na PCB desenhada

5.2. PROTOCOLOS DE COMUNICAÇÃO

Para a construção do sistema proposto para este projecto, será necessário escolher adequadamente o tipo de comunicação em barramento que iria ser implementado. Após um estudo das características de comunicação em barramento (SPI e I²C) a escolha recaiu no protocolo de comunicação I²C. O protocolo de comunicação I²C será usado para a troca de dados entre o acelerómetro e o microcontrolador. Em relação ao SPI é necessário indicar

que este tipo de comunicação usa linhas dedicadas de entrada e saída de dados e que possui um “clock” para determinar a transmissão e recepção dos respectivos dados, apesar destas boas razões e de ser um protocolo interessante o sistema pretende conter o mínimo de condutores possíveis de modo a não limitar a mobilidade do atleta e possuir estabilidade. O I²C tem a condição de possuir um número reduzido de cablagem e apenas 2 fios.

5.2.1. PROTOCOLO I²C

O protocolo I²C foi desenvolvido pela Philips em 1996 e nos dias de hoje é amplamente utilizado pois permite a interligação entre vários dispositivos electrónicos. Com este protocolo podemos interligar microcontroladores, drivers LCD, memórias RAM, acelerómetros, sensores de pressão conversores A/D, etc..[24][51][52]

Este protocolo apresenta vantagens tais como:

- Possibilidade de utilizar periféricos com interfaces integradas para este protocolo que aumentam a sua flexibilidade e desenvolvimento;
- Facilidade de desenvolvimento de *software* através do uso de bibliotecas e módulos de software reutilizáveis;
- Facilidade no desenvolvimento de placas de circuito impresso devido à diminuição de interligações;
- Baixo consumo;
- Elevada imunidade ao ruído;

As características gerais do barramento I²C são:

- Possui apenas uma linha de dados, deste modo trata-se de uma comunicação *Half-duplex*;
- Existe uma linha de *clock* para a sincronização da comunicação;

- É uma comunicação *multi-master*, ou seja não temos apenas um “master” a tentar aceder ao barramento, podemos sim ter vários “masters” e “slaves” em comunicação numa mesma linha.
- A taxa de transferência máxima é de 10kbit/s no modo *low-speed*, 100kbit/s no modo *standard* e 400 kbit/s em *fast mode* e revisões recentes permitem 3,4Mbit/s em *High Speed mode*.
- Cada dispositivo possui pelo menos um endereço único no barramento;
- Todos os dispositivos podem ser *master* ou *slave* consoante a sua natureza;
- Existem 7 ou 10 bits disponíveis para identificadores de dispositivos;
- O bit mais significativo é o primeiro bit a ser transmitido;
- Quem recebe deve gerar um *acknowledge*.

A topologia de um barramento I²C é apresentada na Figura 68.

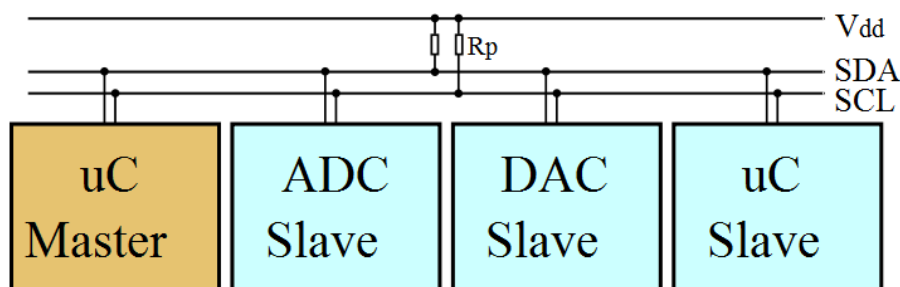


Figura 68 Esquemático I²C com um master (microcontrolador) e três slaves (um ADC , um DAC e um microcontrolador) e resistências de *pull up* (R_p)[53]

Existem duas resistências de *Pull-up* para que o estado inactivo (*idle*) seja em nível lógico “1”. Como já foi referido este protocolo assenta em duas linhas uma de dados (SDA) e uma de relógio para sincronização (SCL), como mostra a Figura 69.

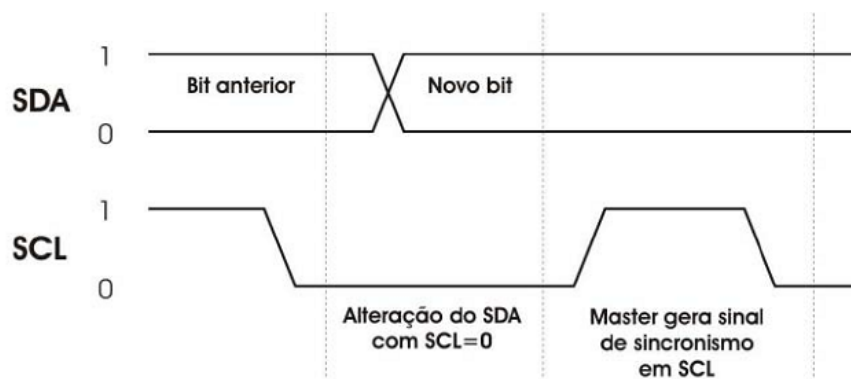


Figura 69 Comunicação I²C[25]

Na Figura 69 é possível visualizar que o novo bit deve ser inserido na linha de dados enquanto o sinal de relógio deve estar em nível lógico “0”. Existem duas violações a esta regra, são elas o *Start Bit* e o *Stop Bit*. Os bits de *Start* e *Stop* apenas podem ser gerados pelo *master*.

O *start bit* é feito através da transição da linha de dados do valor lógico “1” para “0” enquanto o sinal de relógio estiver em nível lógico “1” como mostra a Figura 70 (A).

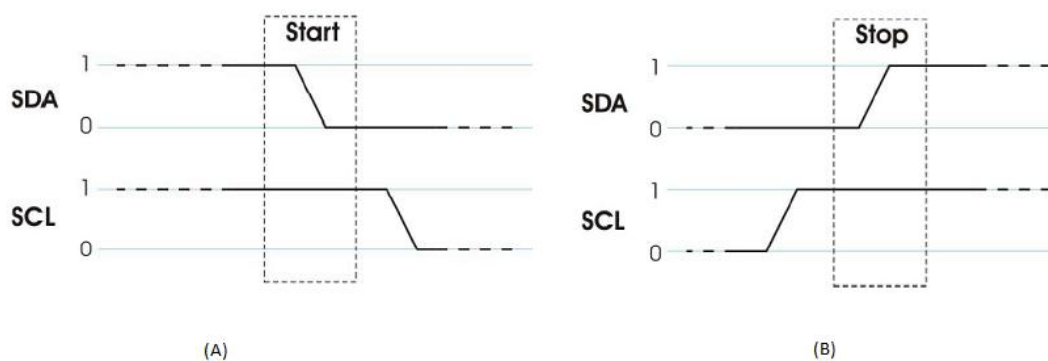


Figura 70 Start e Stop Bit[25]

O *Stop Bit* funciona de maneira semelhante mas de modo inverso, ou seja, enquanto a linha de relógio estiver a “1” o sinal de dados deve mudar de nível lógico de “0” para “1”, mostrado na Figura 70 (B).

Na Figura 71 é mostrada como é feito o endereçamento. Existem 7 bits de endereçamento mais um bit para indicar se a ação sobre o determinado dispositivo vai ser de escrita ou de leitura. Esta trama é enviada pelo *master* para o *slave*.

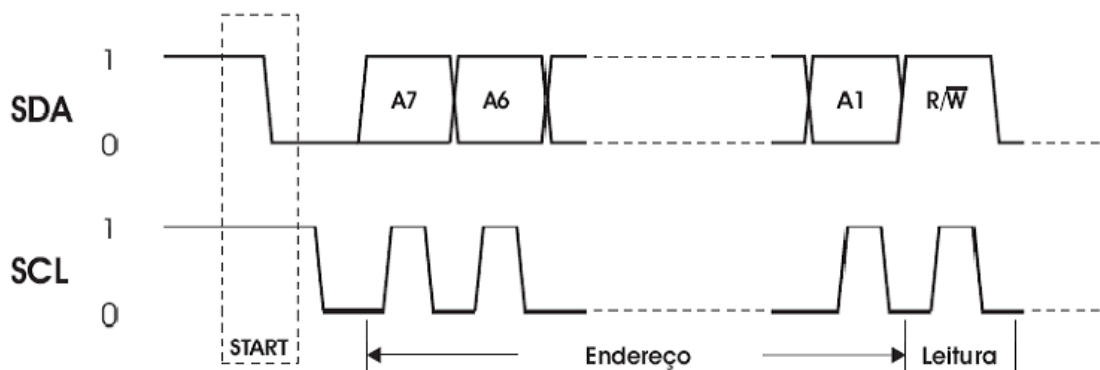


Figura 71 Endereçamento[25]

Quem recebe os dados deve gerar um *acknowledge*, este é gerado da seguinte maneira, após a recepção do bit da trama enviada pelo *master* que indica se a ação é de leitura ou escrita, o *slave* deve forçar a linha de dados a zero de modo a confirmar a recepção dos dados anteriores, como mostra a Figura 72.

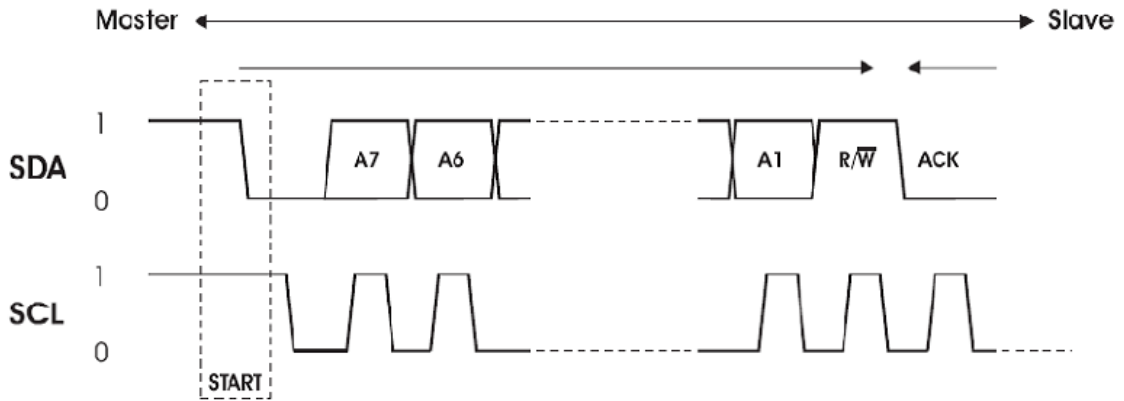


Figura 72 Trama de dados – Master, Acknowledge – Slave[25]

Na Figura 73 e na Figura 74 são apresentadas dois exemplos de uma comunicação entre *master* e *slave* com endereçamento e resposta do *slave*, onde se identificam claramente os bits de *Start* e *Stop*.

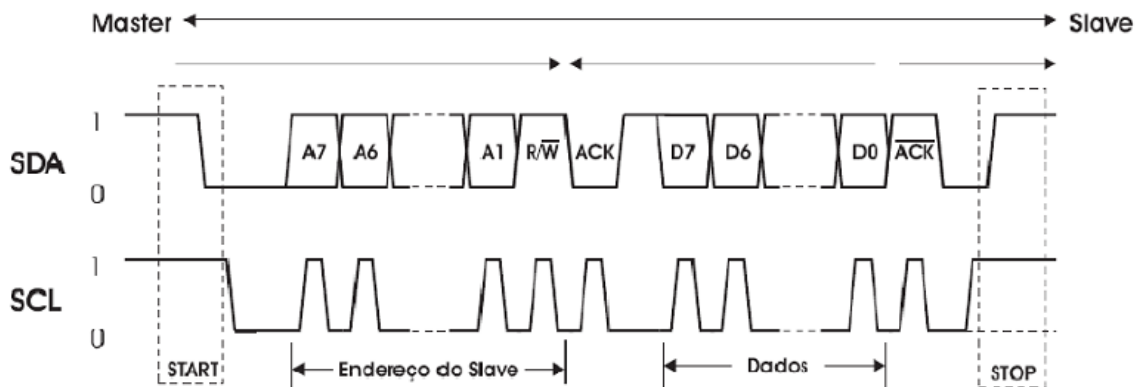


Figura 73 Comunicação Master-Slave[25]

O *bit* de *Start* antecede os 7 bits de endereçamento, que são enviados sincronamente para o barramento em que todos os dispositivos conseguem ler, mas apenas o dispositivo com este endereço continua a comunicar com o *master* e faz o *acknowledge*, indicando a recepção dos dados após o bit que indica o tipo de acção, neste caso de leitura. Em seguida o *Slave* vai responder com os dados em palavras de 8 bits. O *slave* responde repetidamente ao

master e quando este quer terminar a comunicação, força um não *acknowledge* no final da palavra de 8 bits enviada pelo *slave*. Após este acontecimento é gerado pelo *master* um *Stop bit*.

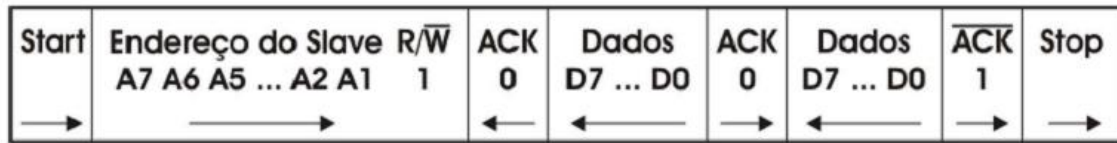


Figura 74 Comunicação *Master-Slave*, Acção - Leitura[25]

No caso de uma acção de escrita (Figura 75) o *master* inicia a comunicação com um *start bit*, em seguida envia o endereço do dispositivo *slave* e este no final confirma a recepção. Depois o *master* envia uma palavra de 8 bits e o *slave* que recebe fica obrigado a confirmar a recepção no final. O *master*, neste caso para terminar a comunicação envia um *Stop bit*.

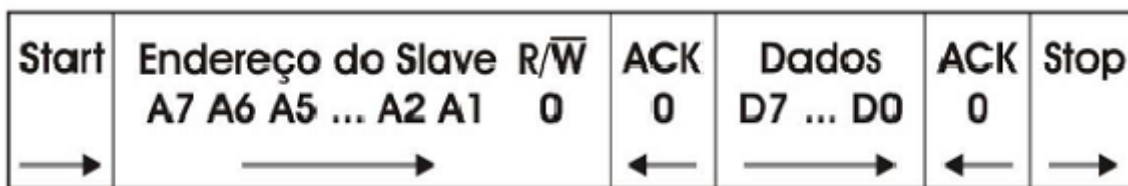
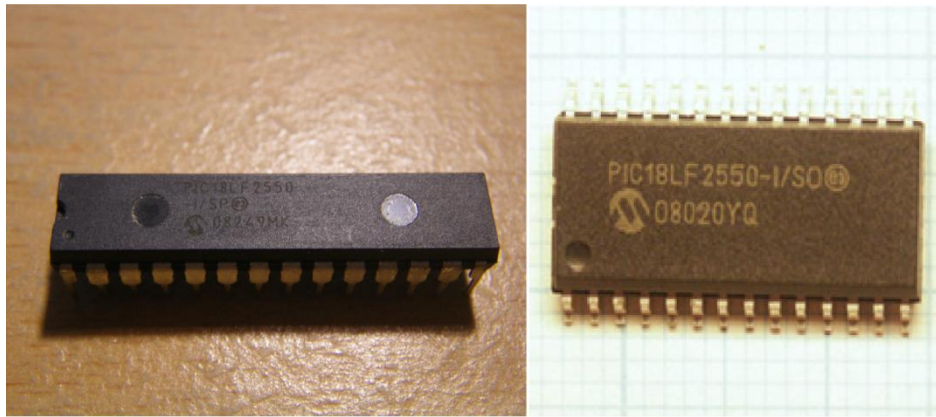


Figura 75 Comunicação *Master-Slave*, Acção - Escrita[25]

5.3. PIC18LF2550

Foi escolhido o microcontrolador 18LF2550 da família PIC da Microchip com encapsulamento de 28 pinos PDIP (Figura 76 e Figura 77). Este tem uma arquitectura de 8 bits e pode funcionar a uma frequência máxima de 48 MHz. Posteriormente foi utilizado o encapsulamento SOIC na PCB projectada. A sigla LF significa que permite que o microcontrolador funcione com uma tensão compreendida entre 2.0V e 5.5V.



(A)

(B)

Figura 76 PIC18LF2550 da Microchip com encapsulamento (A) – PDIP; (B) - SOIC [54]

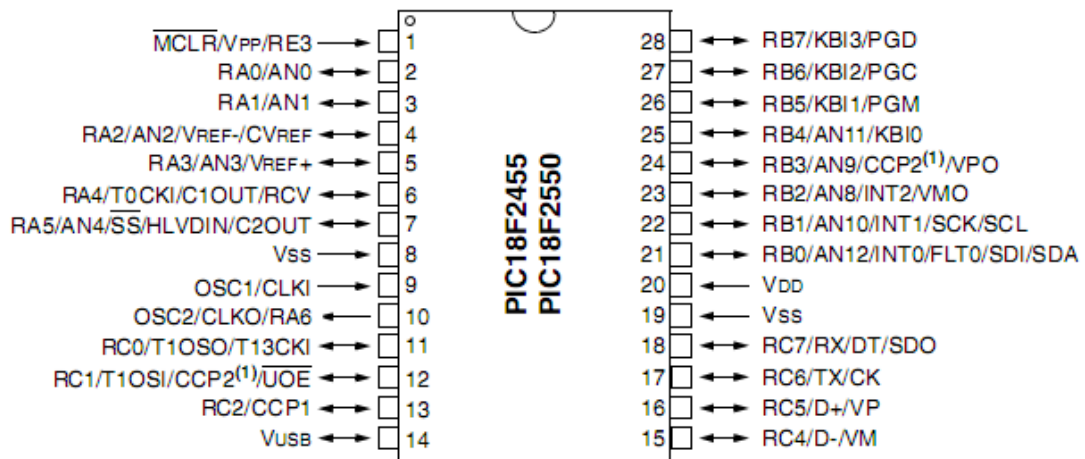


Figura 77 Diagrama de pinos do PIC18LF2550 com encapsulamento SOIC [27]

O facto de ser programável por USB foi decisivo para a sua escolha, já que este tipo de comunicação tem vindo a ganhar terreno nos dias de hoje, tornando assim a programação do dispositivo bastante rápida e simplificada, e uma vez inserido no sistema a controlar não é mais necessário retirar o PIC do circuito para descarregar um novo programa. Além disso contém periféricos tais como *timers*, USART, úteis para fazer temporizações precisas e estabelecer uma comunicação série com um PC, de modo a validar os processos efectuados. Possui também comunicação I²C e SPI e a tecnologia *nanoWatt* da Microchip quer permite ter uma boa eficiência energética.

5.3.1. LINGUAGEM DE PROGRAMAÇÃO E BOOTLOADER

A linguagem escolhida para programar o PIC foi a linguagem C que torna o programa bastante mais fácil de escrever e intuitivo. Para que fique apto a comunicar por USB é necessário carregar inicialmente um *bootloader* através de um programador série. Este *bootloader* é disponibilizado no site da Microchip, sendo apenas necessário compilar o código para o PIC em questão, utilizando, por exemplo, o MPLAB IDE com o compilador MCC18 de forma a abrir os ficheiros em C. Ambos os programas são disponibilizados gratuitamente no *site* da Microchip. Posteriormente foi utilizado o compilador PCWHD da Custom Computer Services (CCS) para desenvolver todo o código para o Pic.

5.3.2. COMUNICAÇÃO USB PIC – PC

Observando a Figura 77 pode-se verificar que o microcontrolador nos pinos 15 e 16 possui as linhas D+ e D- necessárias para a comunicação USB entre o PIC e o PC, sendo estes os únicos pinos necessários para efectuar a comunicação. Além destas duas vias de comunicação, existe o VCC (+5V) e a GND. Estas linhas estão dispostas de formas diferentes, consoante o tipo de conector. Na Figura 78 apresenta-se a disposição dos pinos nos conectores a utilizar, um do tipo A para a ligação no PC e outro do tipo B para a ligação no PIC, respectivamente. Na Tabela 4 pode-se verificar a correspondência entre o número do pino, a cor do fio e a sua função.

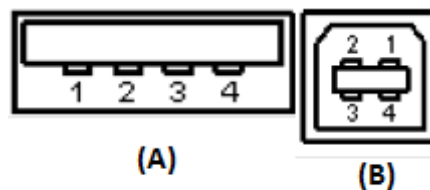


Figura 78 (A) – Conector USB tipo A ; (B) – Conector USB tipo B [55]

Tabela 4 Características dos pinos do Conector USB

Nº Pino	Cor do Fio	Função
1	Vermelho	Vcc (5volts)
2	Branco	D-
3	Verde	D+
4	Preto	GND

O microcontrolador PIC18LF2550 é compatível com a versão 2.0 do USB o que permite o funcionamento em *LowSpeed* (1,5 Mbps) e *FullSpeed* (12 Mbps)

5.3.3. PROTOBOARD E CIRCUITO FINAL

O circuito utilizado inicialmente para fazer testes é constituído pelo próprio PIC em conjunto com alguns componentes necessários ao seu correcto funcionamento, nomeadamente, resistências, botão de boot e de reset, condensadores, um cristal de 20 Mhz, leds de sinalização e uma ficha USB. O circuito é auto-alimentado pela própria entrada USB, ou externamente através de um conversor DC/DC, sendo a saída filtrada com os respectivos condensadores. Poderá também ser utilizado para a alimentação uma ficha DC ou baterias de modo a tornar o sistema portátil. Para a validação dos dados, foi utilizada uma comunicação série, tendo sido adicionado ao circuito um MAX232 da Texas Instruments, respectivos condensadores, *leds* de indicação de transmissão/recepção e uma ficha série. Foi utilizado também um regulador de tensão e condensadores de modo a fornecer uma tensão de alimentação estável para o circuito. O esquema do circuito encontra-se em Anexo A. Posteriormente foi retirado o módulo max232 de modo a minimizar todos os cabos usados no sistema tendo sido adoptado uma solução que emula a porta série a partir da porta USB da PIC com impacto mínimo no *software* já desenvolvido.

A Figura 79 mostra a primeira placa de desenvolvimento na qual foram realizados a maioria dos testes antes de se proceder a construção da placa intermédia e da placa final.

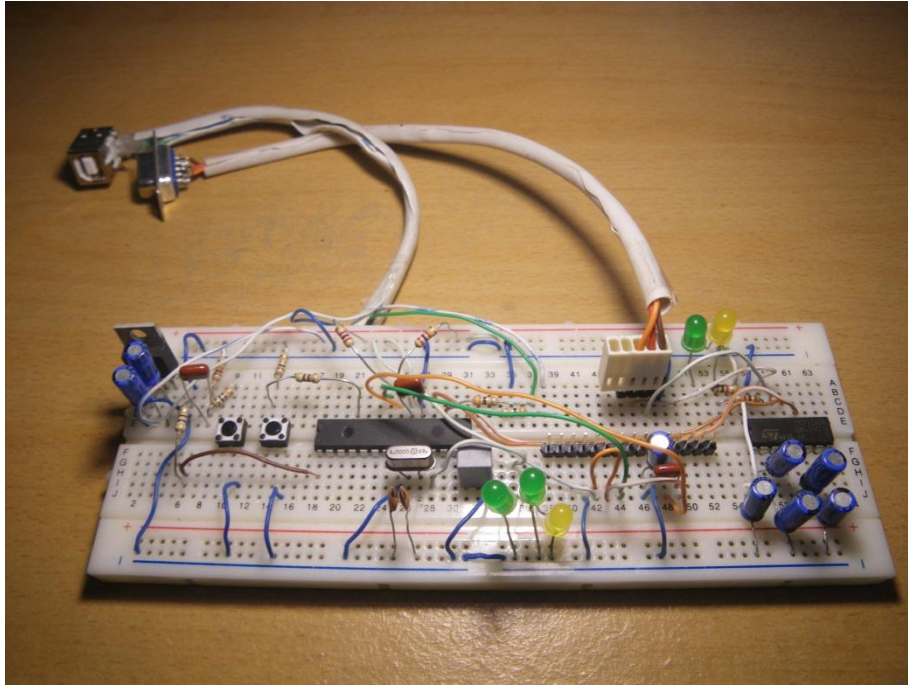


Figura 79 Placa de desenvolvimento inicial

Devido a existência de ruído e algumas más conexões foi desenvolvida uma placa em circuito perfurado (Figura 80) e utilizado um cabo IDC para ligação entre o acelerómetro e a placa sendo este flexível e pequeno não limitando muito os movimentos comparativamente ao primeiro cabo que foi utilizado que era um cat5.

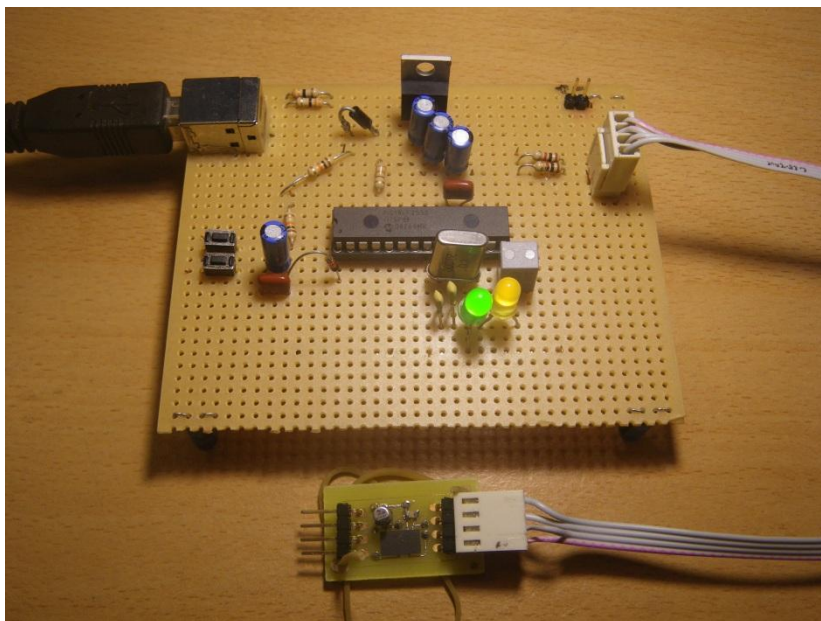


Figura 80 Placa de desenvolvimento intermédia

Inicialmente ocorreram problemas com o cabo IDC devido a este ter uma elevada capacitância por metro, cerca de 46pF,[34] e a norma estabelecer nas especificações um limite de 400pF no total para se conseguir efectuar a transferência de dados com sucesso e comunicar com o *slave*. Conseguiu-se ultrapassar o problema alterando alguns parâmetros no código do microcontrolador nomeadamente a taxa de transferência, forçando o compilador a usar as funções I²C por *hardware* e utilizando resistências de *pull up* mais baixas.

Foi desenvolvida ainda uma placa final utilizando componentes SMD, possuindo esta especificações de alimentação versáteis devido a utilização de um conversor dc/dc.

5.3.3.1. CONVERSOR DC/DC TPS 63030

Devido a necessidade de haver tensões diferentes respectivamente de 5V para a comunicação I²C e 3,3 V para a alimentação do acelerómetro e do microcontrolador e também de modo a futuramente se aproveitar a alimentação feita por baterias foi utilizado um conversor DC/DC da Texas Instruments capaz de prover a corrente necessária para o circuito.

O TPS é desenhado para sistemas alimentados por baterias de Li-ion ou Li-Polymer com tensão típica compreendida entre 2.3V e 4.5 V, podendo também ser usado em sistemas alimentados com baterias alcalinas, NiCd ou NiMH com tensão de 1.8V até 5.5V. Adicionalmente qualquer fonte de tensão com saída compreendida entre 1.8 e 5.5V pode ser ligado ao TPS e ser usado.

Algumas características principais são:

- 96% Eficiência
- 800mA de corrente máxima na saída
- Tensão de entrada de 1.8 a 5.5V
- Saída de tensão fixa e configurável de 1.2 a 5.5 V
- Modo de poupança de energia se a carga necessitar de pouca corrente (<100ma)
- Circuito de protecção de temperatura

Para programar a tensão de saída de 3,3V foram usadas as recomendações do fabricante utilizando o esquema da Figura 81:

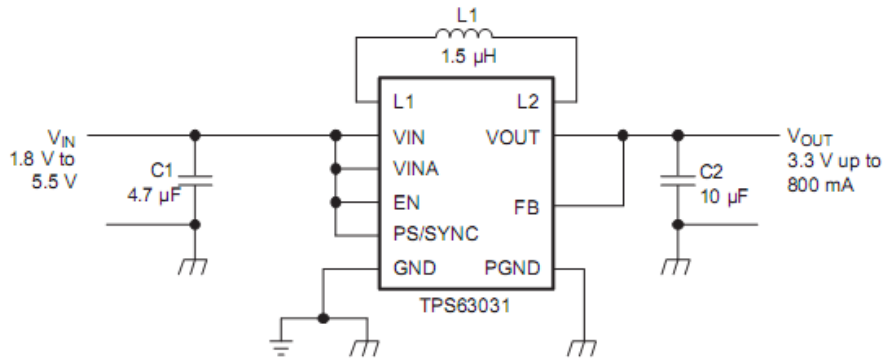


Figura 81 Esquema eléctrico utilizado de modo a obtenção da tensão pretendida de 3,3V na saída do TPS[28]

5.3.3.2. PLACA PCB SMD FINAL

Foi criada como referido anteriormente uma placa final para hospedar o acelerómetro com recurso a componentes smd, visto o conversor dc/dc TPS ser nesse formato e ter amostras do microcontrolador no encapsulamento SOIC. Visto nunca ter realizado uma placa nesta escala de integração nem soldado componentes tão pequenos é sempre um desafio e uma competência adquirida na parte da soldadura.

A Figura 82 e a Figura 83 mostram o aspecto da placa final de dupla face concebida no *software* Eagle.

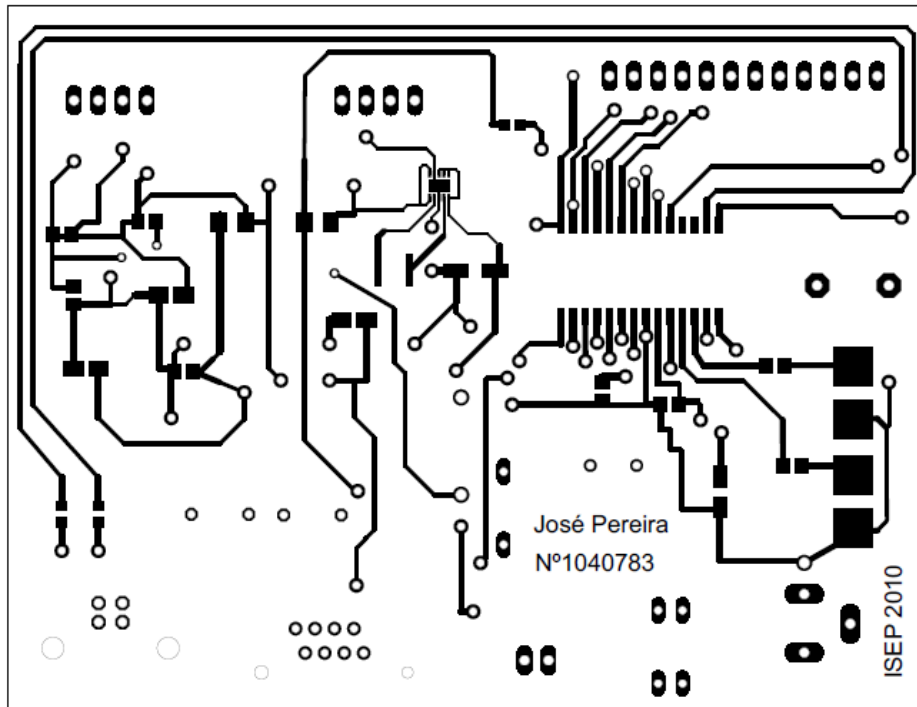


Figura 82 Placa Final PCB SMD Top

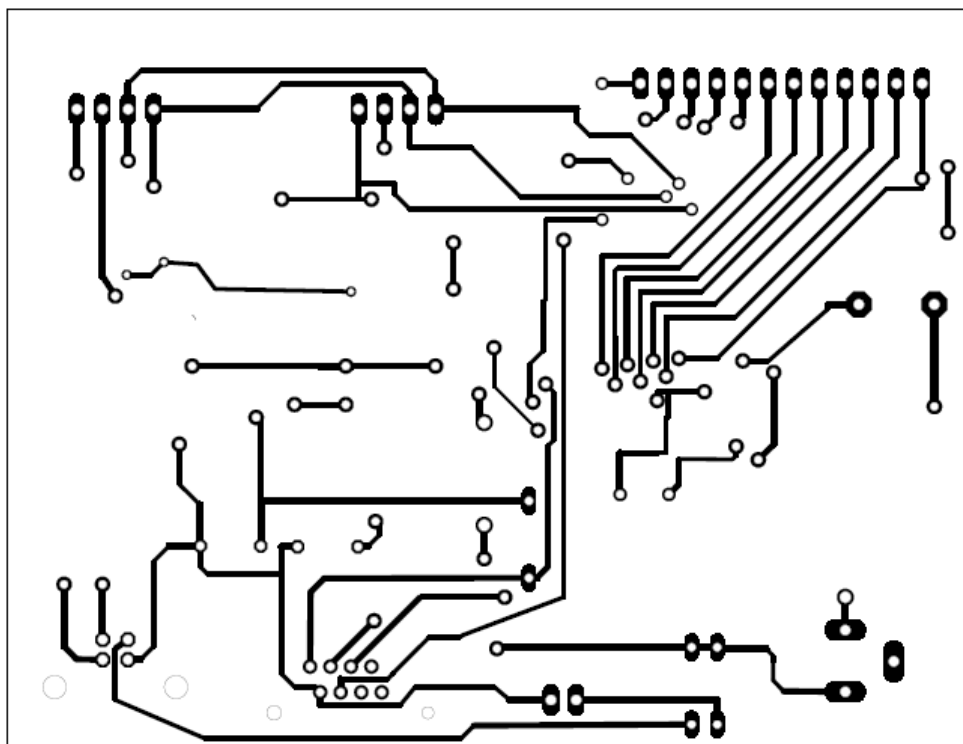


Figura 83 Placa Final PCB SMD Bottom

A Figura 84 mostra a placa de desenvolvimento com todos os componentes soldados e a disposição dos mesmos, tendo sido adicionado numeração e descrita a seguir. A placa permite a alimentação por baterias (3), USB (1) ou por ficha DC (5). Possui comunicação USB e programação pela mesma ficha sendo necessário enviar primeiro o *bootloader* pela ficha rj45 (2). O interruptor (4) permite alternar entre a alimentação DC e por bateria ou pela auto-alimentação USB. Foi adicionado leds de sinalização (13), um *buzzer* (6) e um botão de *reset* e de arranque do *bootloader* (11). Contém *pinheaders* (8) que estão ligados aos pinos de I/O do microcontrolador (7). A ficha (9) e (10) possibilitam ligar dispositivos que utilizem a norma I²C. O número (12) na figura corresponde ao conversor Dc/Dc TPS.

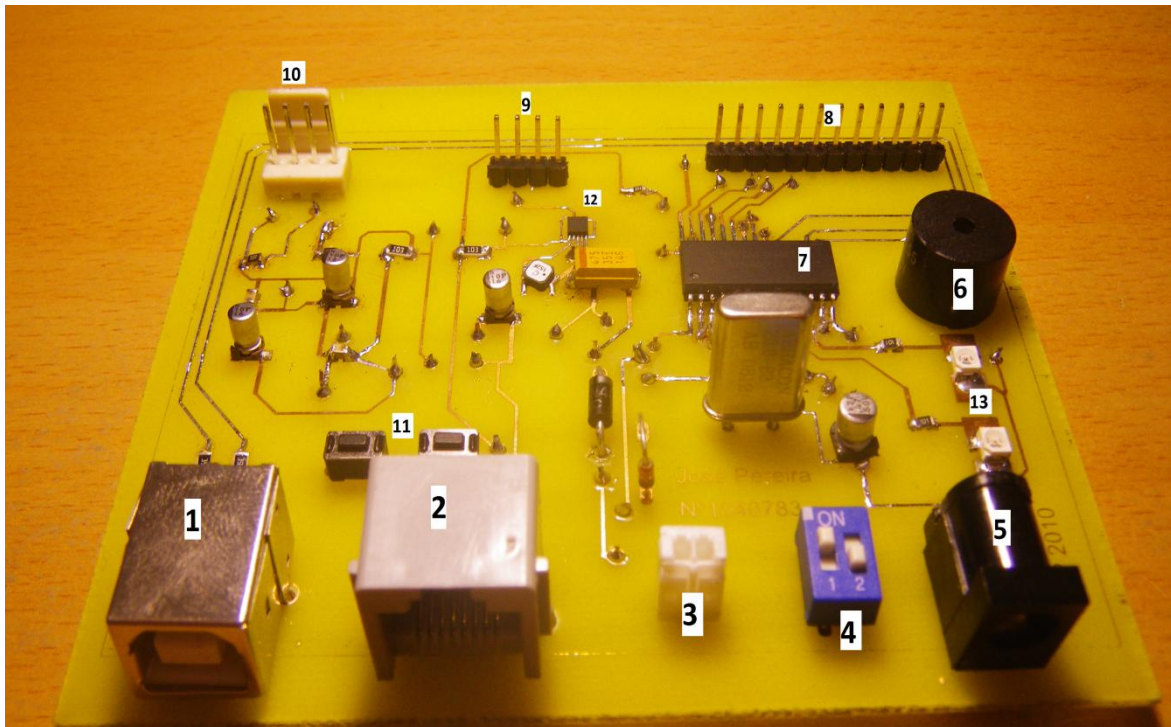


Figura 84 Placa que aquisição de dados PCB SMD Final

5.4. SOFTWARE DESENVOLVIDO

5.4.1. PROBLEMA INICIAL

Inicialmente pressupôs-se que a frequência á qual o μC iria trabalhar seria a do cristal, ou seja 20 MHz. Optou-se então por testar, com a ajuda de um osciloscópio, a verdadeira frequência de oscilação do μC , correndo um simples programa que trocava o estado de um pino. Através do teste e depois de uma análise mais aprofundada aos *Configuration bits* e as ondas obtidas no osciloscópio, verificou-se que o núcleo do processador estava a utilizar uma frequência gerada internamente para ser utilizada pelo USB, ou seja 48 MHz. Isto deve-se ao facto de, inserido no *bootloader* (disponibilizado pela Microchip), estarem já definidos os *Configuration bits* que irão impor um modo de funcionamento, a nível do oscilador, que não era o esperado inicialmente. Este modo de funcionamento leva a que seja utilizada, para o processamento do código, a frequência gerada para ser utilizada na comunicação USB, ou seja 48 MHz, sendo este modo de oscilação denominado de HS-PLL. Caso se pretendesse utilizar a oscilação proveniente do cristal teria de se escolher um modo sem o termo PLL, neste caso HS.

5.4.2. DIAGRAMA DE BLOCOS

O diagrama de blocos é representado pelo μC , leds de funcionamento, acelerómetro e a porta RS-232 emulada sobre o barramento USB.

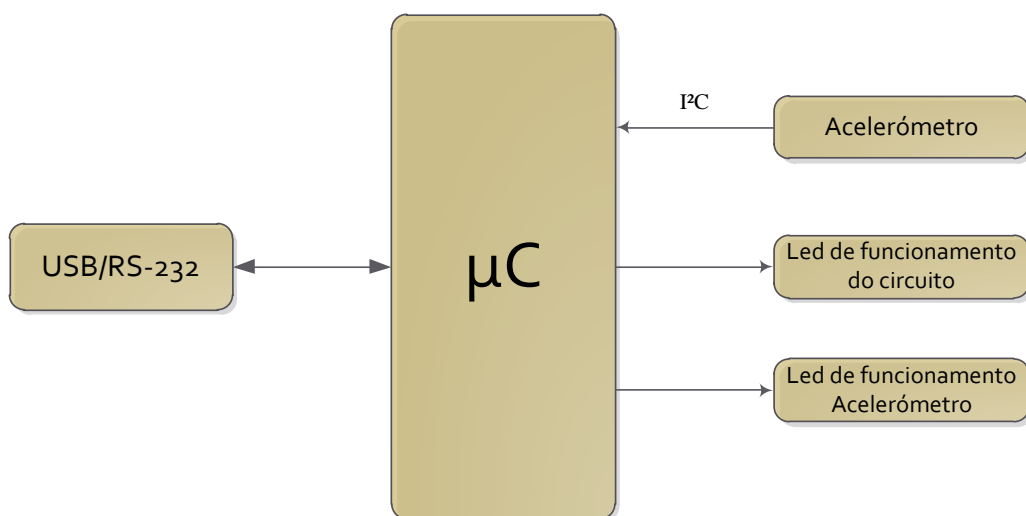


Figura 85 Diagrama de blocos

A interface serial RS-232 já não é uma porta comum encontrada em computadores pessoais (PC) tornando-se um problema pois é necessário comprar conversores para o efeito e torna-se uma solução mais dispendiosa e menos prática.

Como já referido, foi inicialmente utilizada a comunicação RS-232 do microcontrolador para envio dos valores das acelerações por parte do acelerómetro e para fazer alguns testes com o programa de visualização serial *RealTerm*, tendo sido depois esta solução abandonada e estudada uma maneira de reduzir ainda mais os condutores utilizados no projecto e aproveitando a comunicação USB já existente na PIC. A solução mais simples é emular a comunicação RS-232 sobre o barramento USB. O PC deve ser capaz de receber dados USB utilizando para isso um *device driver* e disponibilizá-lo à aplicação quando solicitado. É indispensável que se tenha executado no PC um *driver* capaz de efectuar as transferências USB (reconhecer o dispositivo, receber e enviar dados, etc).

Uma vantagem deste método é que a aplicação no PC vai ver a conexão USB como uma conexão COM como mostra a Figura 86.

Inicialmente existiram alguns problemas no *driver* CDC USB que emula a porta sobre o barramento USB para o Windows 7 64 bits, mas foram superados com algumas alterações no *driver* original para o Windows XP. Este tipo de emulação é denominada USB CDC emulation.

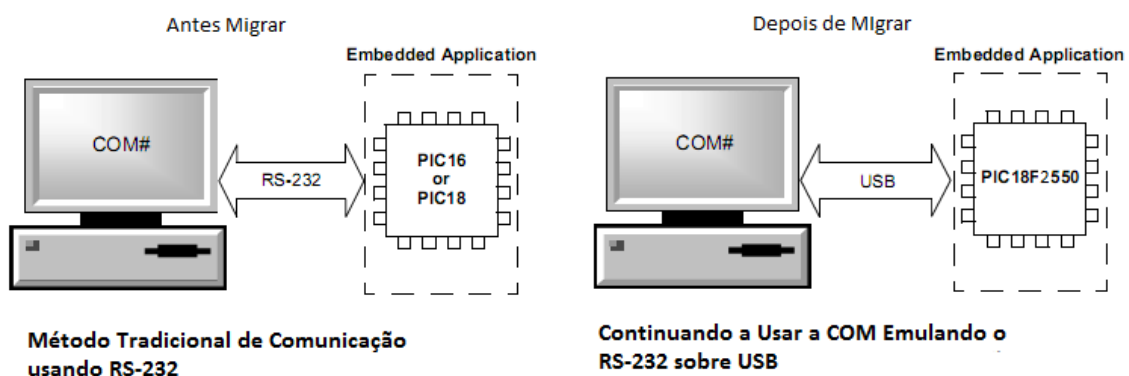


Figura 86 Equivalência funcional das comunicações[30]

5.4.3. ESTRUTURA DO PROGRAMA PRINCIPAL DO MICROCONTOLADOR

O sistema realizado teve por principal objectivo a leitura dos valores das acelerações, recorrendo a leitura de um acelerómetro através da comunicação I²C.

De modo a obter os valores das acelerações foi desenvolvido em ambiente de desenvolvimento CCS o programa para o microcontrolador escolhido constituído por 5 funções principais, uma função de interrupção e a main() tendo sido utilizado a Protoboard da Figura 80 e usado o programa RealTerm para realização dos testes de comunicação.

Foi utilizado o modo *fast mode* para a comunicação I²C devido ao volume de dados envolvido e o microcontrolador foi configurado como *master* e os acelerómetro como *slave*.

As funções referidas anteriormente são respectivamente:

- void led_1()
- void led_2()
- void setup_ acel()
- void ler_ acel_ whoiam()
- void ler_ dadosxyz()
- void clock_isr()
- main()

1. VOID LED_1()

Esta função é responsável por ligar o led de bom funcionamento do circuito quando o mesmo é ligado.

2. VOID LED_2()

Esta função é responsável por ligar o led de bom estado de comunicação entre o acelerómetro e o microcontrolador.

3. VOID SETUP_ACEL()

Esta função é responsável por configurar os registos do acelerómetro bem como do início e término da comunicação I²C. Para alterar o modo de funcionamento e activar o acelerómetro é necessário configurar o registo CTRL_REG1(20h) e o CTRL_REG2(21h) sendo descritos de seguida os bits que foram alterados.

CTRL_REG1(20h)

Este registo é de 8bits e é mostrado na Figura 87.

Register (20h)							
PD1	PD0	DF1	DF0	ST	Zen	Yen	Xen

Figura 87 Registo de controlo CTRL_REG1

Os bits **PD1,PD0** permitem activar ou desactivar o dispositivo. O dispositivo está desligado quando PD1, PD0 = "00" (o valor padrão após a inicialização). O dispositivo está no modo normal quando quer o bit PD1 ou PD0 são definidos como 1.

Os bits **DF1,DF0** permitem seleccionar a taxa de dados em que as amostras de aceleração são produzidas. O valor padrão é "00", que corresponde a uma taxa de dados de 40 Hz. Ao alterar o conteúdo dos bits DF1,DF0 para "01", "10" e "11" a taxa de produção de dados será fixada, respectivamente para 160 Hz, 640 Hz e 2560 Hz.

O bit **ST** serve para activar a função de autoteste.

Os bits **Zen ,Yen e Xen** habilitam os canais de medição da aceleração ,sendo o valor de activação por defeito o "1".

Na aplicação foi atribuída ao CTRL_REG1(20h) o valor de 11010111 que permite activar o dispositivo, activar os eixos x, y e z e produzir os dados a uma taxa de 6,25ms (160Hz).

CTRL_REG2(21h)

Este registo é de 8bits e é mostrado na Figura 88.

FS	BDU	BLE	BOOT	IEN	DRDY	SIM	DAS
----	-----	-----	------	-----	------	-----	-----

Figura 88 Registo de controlo CTRL_REG2

O bit **FS** é usado para seleccionar a escala de aceleração. Quando o sensor é iniciado, por defeito este bit está com o valor 0, sendo configurado para +2G. Para se obter a escala completa de aceleração é necessário colocar este bit a 1 aumentando a sensibilidade para +-6G.

O bit **BLE** é usado para seleccionar o modo de representação da saída dos registos em modo *Big Endian* ou *Little Endian*. No *Big Endian* o valor de aceleração do MSB é localizado no endereço 28h (eixo dos xx), 2Ah (eixo dos yy) e 2Ch (eixo dos zz) e o LSB nos endereços 29h (eixo dos xx), 2Bh (eixo dos yy) e 2Dh (eixo dos zz). Na representação *Little Endian* (padrão) a ordem dos endereços é invertida.

O bit **Das** permite escolher a representação dos valores da aceleração com 12 bits justificados a direita ou com 16 bits justificados a esquerda. O primeiro caso é o valor padrão sendo os bits mais significativos substituídos pelo bit representativo de sinal.

Na aplicação foi atribuída ao CTRL_REG2(21h) o valor de 10100001 configurando o acelerómetro para a escala de aceleração de +-6G em modo *Big Endian* com a representação dos dados de 16 bits justificados a esquerda. Foi usada esta justificação visto assim a resolução dos dados ser maior.

4. VOID LER_ACCEL_WHOIAM()

Esta função é responsável pela leitura do registo que contém o endereço físico do acelerómetro e por monitorizar o estado do mesmo devolvendo uma mensagem em caso de erro seja por erro interno ou por falha na comunicação.

5. VOID LER_DADOSXYZ()

Esta função é responsável pela leitura dos valores acelerativos do sensor, estabelecendo a comunicação i2c e captando os valores, e de os guardar na memória do microcontrolador sendo tratados nesta mesma função e posteriormente enviados pela porta série do microcontrolador para o programa de análise desenvolvido em VB.

6. VOID CLOCK_ISR()

Esta função de interrupção é chamada de 10 em 10 ms, sendo também responsável pela leitura dos valores de aceleração. Foi utilizado um Timer de modo a garantir a recolha precisa dos valores nos instantes pretendidos. Foi utilizado o Timer 1 do microcontrolador para esse efeito.

O módulo do Timer 1 tem as seguintes características:

- 16 Bits, sendo composto por 2 registos de 8 bits (TMR1H e TMR1L)
- Permite leitura e escrita
- *Prescaler* programável
- Permite a escolha de um *clock* externo ou interno
- Gera interrupção no overflow

Cálculo dos valores Count e Fout a carregar no Timer 1:

Como foi usada a frequência gerada internamente como *clock* de 48Mhz , a fórmula para o cálculo do valor a carregar no registo é a seguinte:

$$F_{out} = \frac{F_{clk}}{4 * Prescaler * (65536 - TMR1) * Count} \quad (1)$$

$$\text{Onde , } T_{out} = \frac{1}{F_{out}} \quad (2)$$

Fout – A frequência de saída depois da divisão

Tout- Tempo de ciclo depois da divisão

Count- o valor numérico a ser colocado de modo a obter a frequência desejada

Foi calculado o count de modo a se obter uma interrupção de 10 em 10 ms para isso escolheu se um *prescaler* de 1:1 e colocou-se o TMR1= 0 para este contar 65.536. Assim:

$$F_{out} = \frac{F_{clk}}{4 * Prescaler * (65536 - TMR1) * Count} = 100\text{hz (frequência necessária)} \rightarrow$$

$$\rightarrow (T = \frac{1}{100} = 0.01 \text{ seg. (10ms) }) \quad (3)$$

$$Count = \frac{F_{clk}}{4 * Prescaler * (65536 - TMR1) * Count} = \quad (4)$$

$$= \frac{48\text{Mhz}}{4 * 1 * (65536 - 0) * 200} = 1.83 \approx 2 \quad (5)$$

O valor calculado (Count = 2) será usado no código (high_start) de modo a se obter a interrupção de uma forma precisa e nos instantes desejados.

7. MAIN()

Esta função é a responsável pela criação de algumas variáveis usadas no código principal do microcontrolador bem como da chamada das funções referidas anteriormente. Nesta função é habilitado o *timer* e são configurados os seus parâmetros. São iniciadas também as funções que permitem a emulação da porta Com sobre o barramento USB.

Na Figura 89 é representado o fluxograma do programa principal. Esta parte do programa depois de efectuar as inicializações necessárias e de iniciar a emulação RS 232/USB activa o led de sinalização 1, de seguida efectua a primeira comunicação com o acelerómetro para verificar a integridade do mesmo e se a comunicação estiver em pleno activa o led 2 de bom funcionamento do acelerómetro.

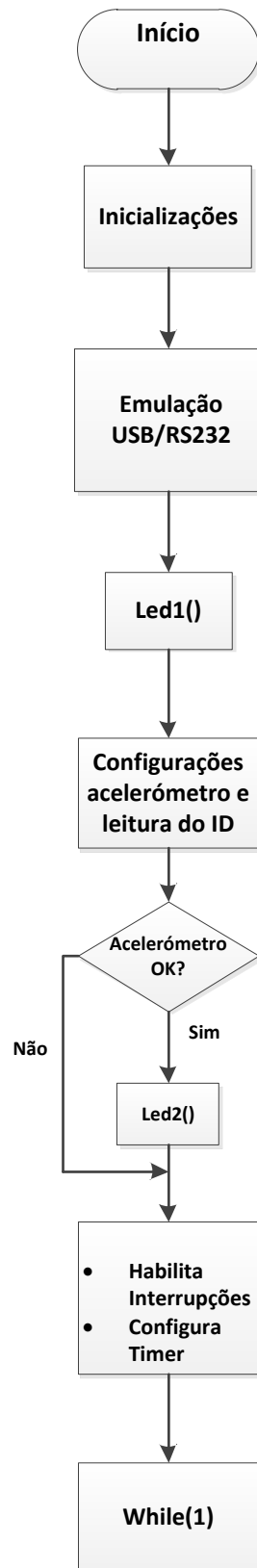


Figura 89 Fluxograma do programa principal

Nas inicializações são incluídas as bibliotecas do microcontrolador utilizado, configurados os fusíveis, definidos os pinos PC e de I/O, é configurado o modo I²C e são incluídas as bibliotecas USB. É definido também uma zona de código reservada para o *bootloader*.

Depois de serem habilitadas as interrupções e o *timer* ser configurado é activa uma interrupção *Clock_isr()* que de 10 em 10 ms captura o valor das acelerações como mostra a Figura 90.

Na parte final do fluxograma o programa entra num ciclo infinito (*while*) onde é activa a função *Sleep* de modo ao microcontrolador entrar em hibernação, poupando-se energia, ficando a aguardar que dispare a rotina de interrupção.

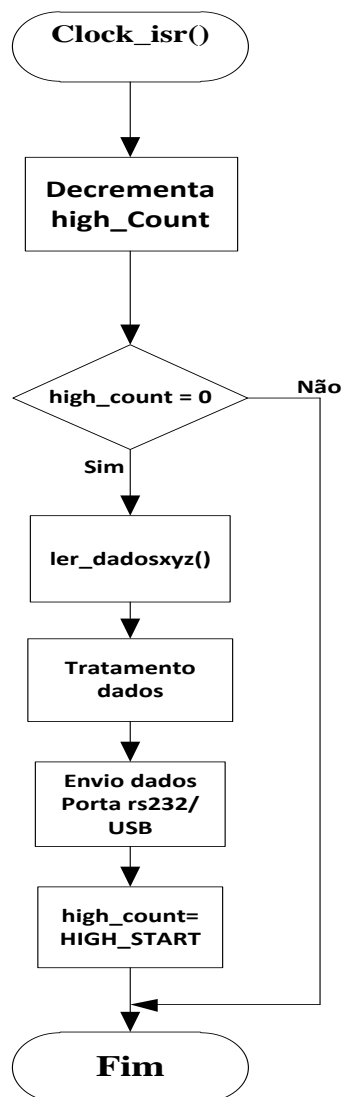


Figura 90 Fluxograma da interrupção de captura das acelerações

Esta Função de interrupção é disparada de 5 em 5 ms, no entanto foi configurada para chamar a função de recolha dos dados acelerativos (Ler_dadosxyz()), de os tratar e de os enviar para o PC de 10 em 10 ms. Para isso é carregada a variável high_count com o valor de 2 unidades (High Start) como calculado anteriormente, em seguida é decrementada cada vez que entra na interrupção e quando atinge o valor 0 é chamada a função de recolha. Esta variável pode ser alterada influenciando assim o instante de tempo em que o microcontrolador recolhe os dados no acelerómetro. Nesta função é feita todo o tratamento de dados necessários á visualização das acelerações na aplicação e são enviados os dados para a mesma.

➤ **Tempo de Transmissão**

Como já referido foi escolhido o tempo de 10 ms para a recolha dos dados acelerativos. Para isso foram realizadas alguns cálculos para a estimação de qual seria o melhor tempo de amostragem de modo a não comprometer as amostras a recolher.

Como a comunicação RS/232 é emulada pela porta USB e sendo esta uma comunicação muito mais rápida optou-se por utilizar o *baudrate* máximo da porta COM. Esta foi então configurada para:

- 128000 bps
- 8 *bits* de dados
- 1 *Stop bit*

Realizando alguns cálculos sabe-se que:

$$Tempo_{bit} = 1 / 128000 = 7,81 \mu s$$

$$Tempo_{envio\ dados\ da\ palavra} = 8\ bits + 2\ bits\ (Start\ bit + Stop\ bit) = 10bits * 7,81 \mu s = 78,1 \mu s$$

A representação dos dados pelo acelerómetro foi programada para a resolução máxima e são enviadas as acelerações dos 3 eixos na mesma função. Nessa função de envio de modo

a garantir o envio correcto do sentido e magnitude das acelerações são enviadas em bruto cerca de 18 bytes, então em termos temporais temos:

$$Tempo_{envio\ acelerac\~{o}es\ microcontrolador} = 18\ bytes * 78,1\ \mu s = 1405,8\ \mu s \approx 1,41\ ms$$

Sabendo que o tempo que o acelerómetro demora a disponibilizar os dados é de 6,25 ms e o tempo de envio dos dados pelo microcontrolador ser de 1,41ms o tempo total perfaz 7,66ms. No entanto foi utilizado o tempo de captura na aplicação gráfica e da interrupção de 10ms por uma questão de segurança (é necessário ter em conta o tempo de execução das instruções no μC e eventuais atrasos), sendo este tempo mais que suficiente para termos uma boa resolução no sistema.

5.4.4. VISUAL BASIC

Para a visualização em tempo real dos dados resultantes da aceleração e análise dos movimentos dos atletas foi criada uma aplicação recorrendo ao *Microsoft Visual Basic* sendo este parte integrante do pacote *Microsoft Visual Studio* permitindo a interacção com bibliotecas de construção gráfica como o *Mschart* e a biblioteca *zedgraph*. Este é um pacote para desenvolvimento de aplicações visuais para ambiente Windows baseado na linguagem de programação Basic. O *Visual Basic* é baseado em eventos e objectos. Nos aplicativos criados a operação é determinada pela escolha de algum objecto gráfico que representa uma acção, por parte do usuário. Os aplicativos podem ser criados para a máquina local ou para um ambiente de rede podendo também aceder a base de dados.

O *Microsoft Visual Basic 2010* é a última e mais poderosa versão da linguagem desenvolvida pela *Microsoft Corporation*, e foi escolhida para este projecto por ser:

- De fácil aprendizagem;
- Pode-se integrar com a Internet;
- É uma linguagem POO (Programação Orientada por Objectos);
- Permite utilize API's do Windows (Application Programming Interface);

- Permite desenvolver aplicações rapidamente;
- Existência protocolo entre a *Microsoft* e o ISEP que permite a utilização livre do programa.

O programa desenvolvido para a Monitorização das Vibrações foi pensado de maneira a ser de fácil utilização, intuitivo e permitir a análise em tempo real e a posteriori das acelerações.

A aplicação permite:

- Criação de gráficos em tempo real com as acelerações induzidas
- Criação de gráficos para análise à posteriori mais cuidada das acelerações sofridas
- Análise do estado da comunicação com os sensores
- Análise dos picos de acelerações sofridos
- Guardar em txt todas as acelerações envolvidas

A janela (*form*) principal da aplicação é constituída por uma *form* principal (Figura 92) que permite invocar outras *forms* para análises das acelerações induzidas aos sensores.

A Figura 91 mostra o fluxograma das *forms* que podem ser invocadas a partir da janela principal.

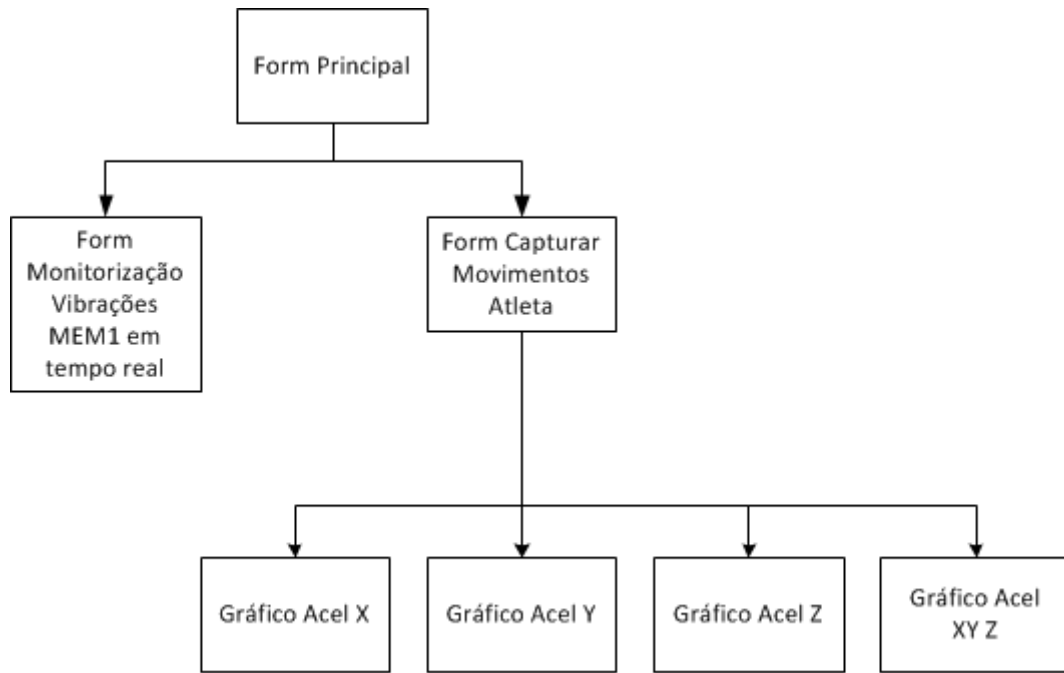


Figura 91 Fluxograma das *forms* que se pode invocar na janela principal

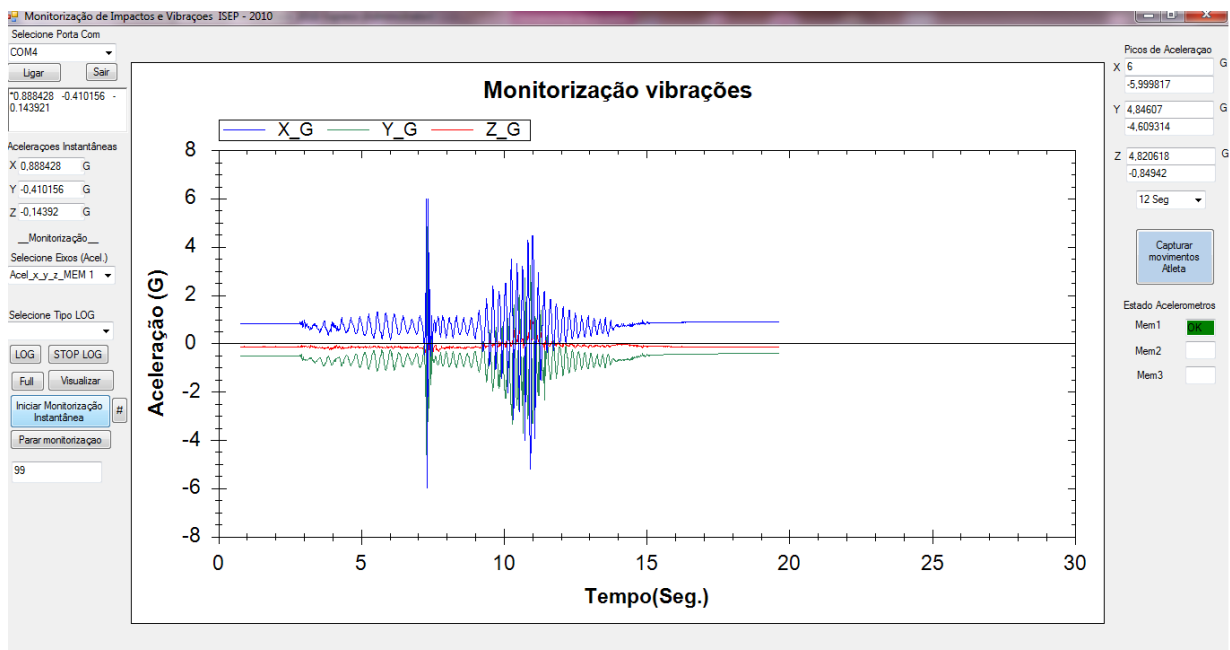


Figura 92 Form Principal da Aplicação Desenvolvida

A *form* principal permite a selecção da porta *Com* utilizada para a captura dos dados provenientes do microcontrolador, permitindo também a visualização da trama de dados enviada pelo mesmo como mostra a Figura 93.

Seleção Porta Com
COM4
Ligar Sair
0.888428 -0.410156 -
0.143921
Acelerações Instantâneas
X 0.888428 G
Y -0.410156 G
Z -0.14392 G
__Monitorização__
Seleção Exos (Acel.)
Acel_x_y_z_MEM 1

Figura 93 Form Principal, Selecção da porta Com e dos eixos acelerativos

Nesta *form* também é possível verificar o estado da comunicação com os acelerómetros (Figura 94), se esta estiver em pleno a janela de estado dos acelerómetros tem a cor verde com a legenda “ok”, se existir um erro na comunicação entre o microcontrolador e os sensores a janela de estado dos acelerómetros muda para a cor vermelha com a legenda “erro”. É exibida também uma mensagem que diz ao utilizador a existência de erro e qual o acelerómetro em questão.

Estado Acelerometros
Mem1 OK
Mem2
Mem3

Figura 94 Estado dos Acelerómetros

A aplicação permite a visualização gráfica e em tempo real das acelerações instantâneas dos sensores com possibilidade da escolha do eixo em análise. Cada eixo tem uma cor diferente. A aplicação foi programada também para ter escala automática (*autoscale*) no eixo da aceleração de modo a adaptar-se continuamente às acelerações induzidas, no entanto o utilizador pode fazer *zoom in/out* numa área específica.

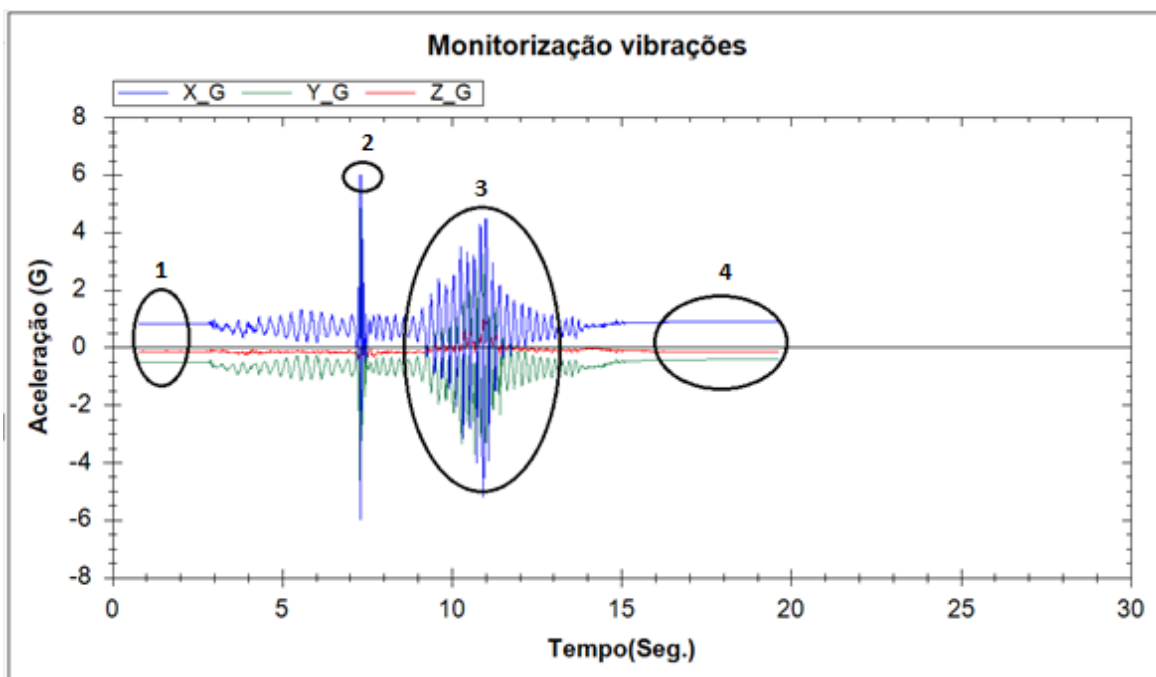


Figura 95 Gráfico em tempo real das acelerações induzidas ao sensor Mem1

Para a criação do gráfico da Figura 95 foram escolhidos os eixos x, y e z do sensor 1 (Mem 1), como mostra a Figura 93. Na 1ª selecção o sensor encontrava-se em repouso tendo sido “agitado” normalmente e depois criou-se um impacto com alguma intensidade, criando o pico correspondente a 2ª selecção (6G). Continuou-se a agitar o sensor, incrementando e decrementando a intensidade como mostra a 3ª selecção e por fim colocou-se novamente em estado de repouso, formando a 4ª selecção.

É possível também visualizar os picos de aceleração ocorridos em instantes pré-definidos pelo utilizador se for seleccionada uma *combobox* na aplicação com os parâmetros acelerativos pretendidos, como mostra a Figura 96.

Picos de Aceleração

X	6	G
	-5,999817	
Y	4,84607	G
	-4,609314	
Z	4,820618	G
	-0,84942	

12 Seg Parâmetros

Figura 96 Picos Acelerativos e parâmetro escolhido

A aplicação irá então analisar sempre os picos acelerativos que ocorram de 12 seg. em 12 seg. (neste caso).O utilizador poderá optar por escolher uma análise mais rápida de 3 ou 6 segundos. A Figura 96 resulta da análise do gráfico das acelerações induzidas ao sensor Mem1 da Figura 95 onde são mostradas as acelerações mínimas (positivas) e máximas induzidas no acelerómetro.

É possível também guardar os valores das acelerações num ficheiro de texto para futura análise. A aplicação possibilita seleccionar dois tipos de registo (*logs*) nomeadamente “Novo LOG” e “Continuar LOG” (Figura 97) como parâmetros. Seleccionando “Novo LOG” nos parâmetros da *combobox* e carregando no botão LOG é criado um novo ficheiro de texto (.txt) com as acelerações actuais e o instante de tempo em (hh:mm:ss:mm – horas, minutos, segundos, milissegundos) que elas ocorreram desde o início até ao fim do log como mostra a Figura 98.

Selecione Tipo LOG

LOG STOP LOG

Full Visualizar

Figura 97 Seleccionar tipo de LOG

Log - Bloco de notas				
Ficheiro Editar Formatar Ver Ajuda				
Monitorização das Vibrações				
Data	Tempo(hh:mm:ss:mm)	AcelX	AcelY	Acel Z
27 Agosto	01:35:04:839	0,91626	-0,335999	-0,16589
27 Agosto	01:35:04:853	0,917358	-0,335449	-0,16497
27 Agosto	01:35:04:873	0,912232	-0,328857	-0,16333
27 Agosto	01:35:04:885	0,90509	-0,34552	-0,16607
27 Agosto	01:35:04:901	0,041382	-0,950867	0,002747
27 Agosto	01:35:04:921	0,961121	-0,221741	-0,26422
27 Agosto	01:35:04:931	1,164368	-0,33728	-0,16369
27 Agosto	01:35:04:947	1,164368	-0,33728	-0,16369
27 Agosto	01:35:04:963	2,302918	1,850647	-0,237305
27 Agosto	01:35:04:983	1,651245	0,041382	-0,611572
27 Agosto	01:35:04:993	1,651245	0,041382	-0,611572
27 Agosto	01:35:05:013	0,761536	-5,627198	-0,31713
27 Agosto	01:35:05:025	0,761536	-5,627198	-0,31713
27 Agosto	01:35:05:040	5,787415	-4,400208	-0,57147
27 Agosto	01:35:05:060	3,982727	-0,66156	0,510132
27 Agosto	01:35:05:080	-1,152649	-1,27148	1,45459
27 Agosto	01:35:05:088	-1,152649	-1,27148	1,45459
27 Agosto	01:35:05:108	-0,132527	0,574036	1,339783
27 Agosto	01:35:05:118	-5,56604	6	2,613845
27 Agosto	01:35:05:134	-5,999817	3,418945	2,98645
27 Agosto	01:35:05:149	-2,225647	-1,92627	1,91528
27 Agosto	01:35:05:167	5,663453	-4,318543	0,563599
27 Agosto	01:35:05:180	6	-5,999817	0,213501
27 Agosto	01:35:05:196	6	-4,572144	0,766113
27 Agosto	01:35:05:214	-1,577087	-0,72967	2,72332
27 Agosto	01:35:05:227	-5,999817	6	2,884827
27 Agosto	01:35:05:247	-5,999817	0,817932	1,666992
27 Agosto	01:35:05:258	-5,999817	0,817932	1,666992
27 Agosto	01:35:05:274	6	-5,894348	1,100098
27 Agosto	01:35:05:294	4,3797	-2,833557	0,488709
27 Agosto	01:35:05:314	-5,904053	1,094788	1,606751
27 Agosto	01:35:05:324	-5,999817	1,993286	1,608215
27 Agosto	01:35:05:337	-5,999817	1,993286	1,608215
27 Agosto	01:35:05:357	6	-3,023255	0,352112
27 Agosto	01:35:05:369	6	-3,023255	0,352112
27 Agosto	01:35:05:389	6	-3,768677	0,167542
27 Agosto	01:35:05:401	3,72052	-3,878723	-0,08642
27 Agosto	01:35:05:415	1,547608	-1,108337	1,252991

Figura 98 Ficheiro de texto criado com o registo das acelerações sofridas pelo acelerómetro

Se for seleccionado o botão “Full” a aplicação regista num ficheiro de texto os valores acelerativos em bruto possibilitando a extrapolação para outros programas de análise como por exemplo o Matlab. Neste modo os valores acelerativos são registados à velocidade de interrupção do *timer*, ou seja, de 10 em 10 ms. Se for seleccionado o parâmetro de entrada “Continuar Log” a aplicação vai continuar a guardar no ficheiro de texto já existente as acelerações dando uma continuação ao registo.

Foi pensado também uma *form* secundária que monitoriza as vibrações em tempo real com a possibilidade de monitorização sonora como mostra a Figura 99.

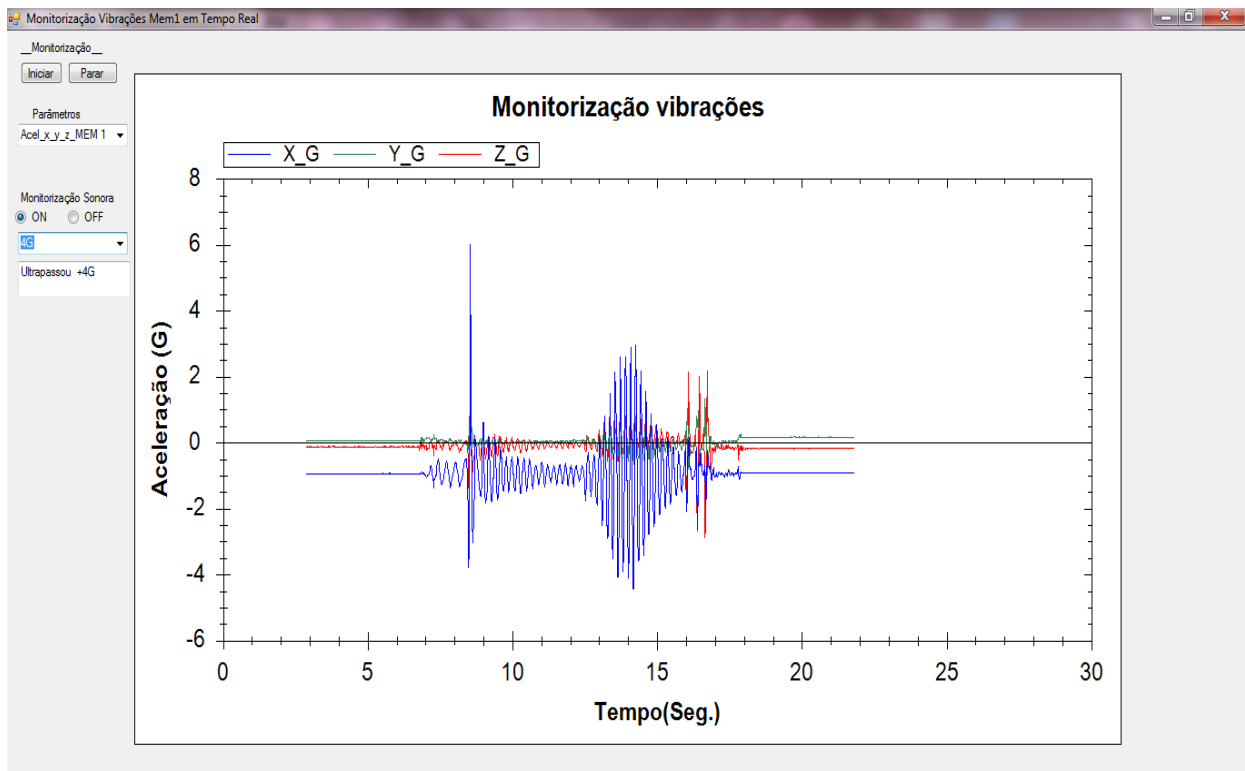


Figura 99 Form secundária Monitorização Vibrações MEM1 em Tempo Real

Nesta *form* o utilizador tem a possibilidade de além de ver as acelerações em tempo real e saber se as mesmas ultrapassaram um limite pretendido, negativamente ou positivamente, ouvir um aviso sonoro se o movimento em estudo ultrapassar uma determinada aceleração pré-definida pelo mesmo. Poderá escolher entre 1,5G, 2G, 3G, 4G, 5G e 6G. Deste modo o utilizador ou treinador pode estar afastado do PC.

De modo a capturar os movimentos do atleta pelo utilizador e para se traçar os gráficos das acelerações nos eixos pretendidos existe uma *form* secundária para este efeito. Para isso basta clicar no botão “capturar movimentos do atleta” na *form* principal. Irá então ser aberta uma janela secundária como mostra a Figura 100.

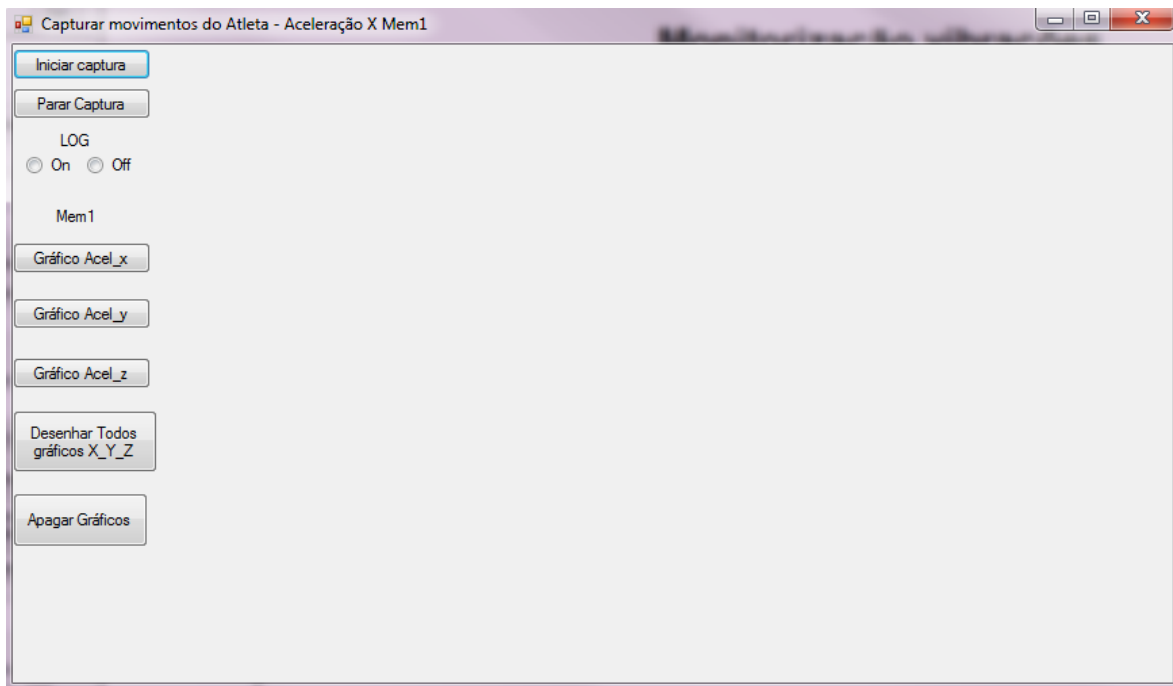


Figura 100 Janela secundária “capturar movimentos do atleta”

Esta *form* secundária é constituída por botões de início e paragem da captura das acelerações. O utilizador pode traçar gráficos independentes das acelerações no eixo pretendido (x, y ou z) ou então desenhar as acelerações dos 3 eixos num único gráfico tendo estas legendas e cores diferentes para uma melhor análise. É possível também nesta *form* apagar os gráficos acelerativos abertos.

A Figura 101 corresponde a um conjunto de gráficos criados pelo utilizador para verificar as acelerações ocorridas no sensor Mem1 durante cerca de 8seg. Foi escolhida a opção de desenhar cada eixo acelerativo individualmente.

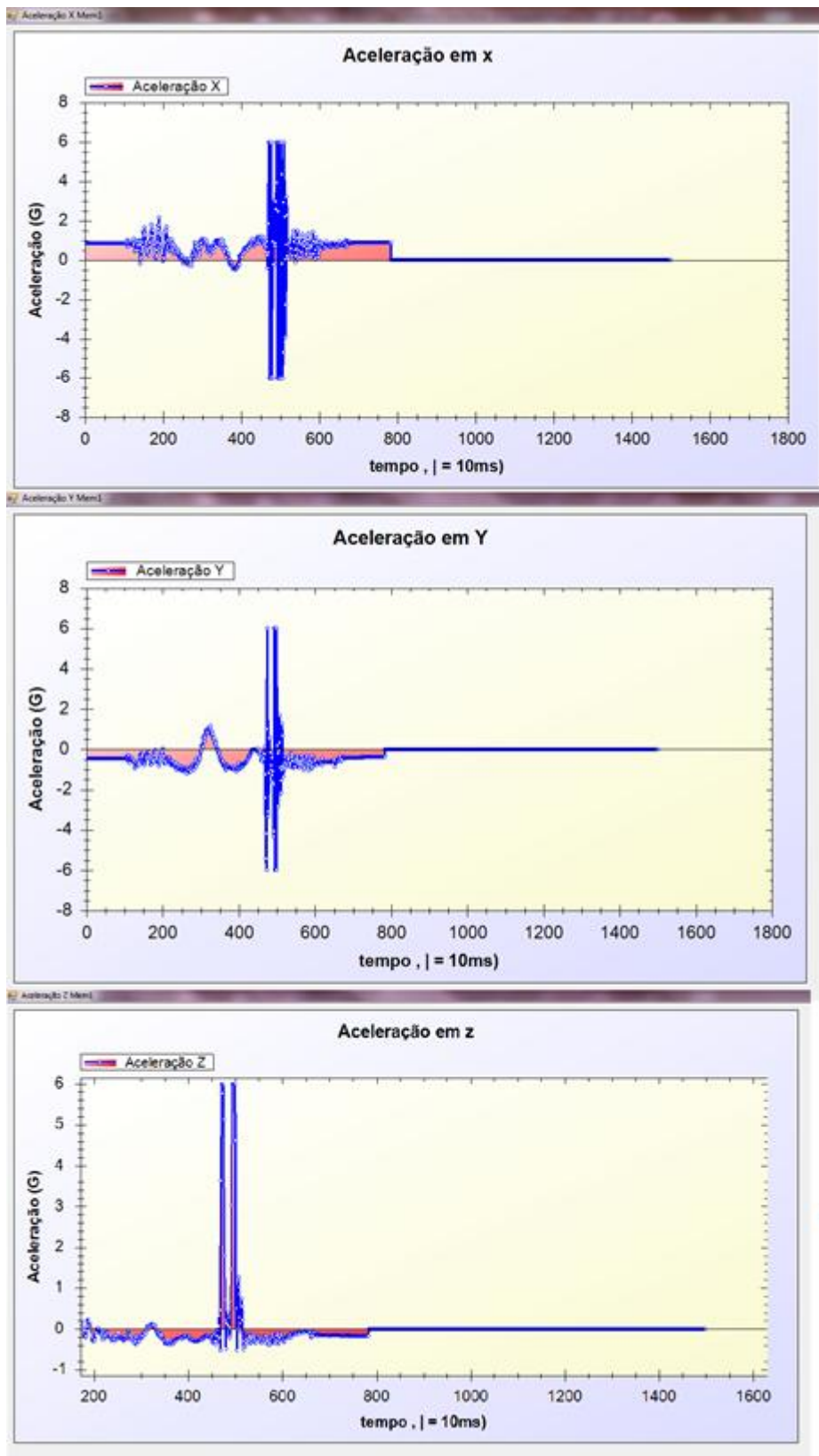


Figura 101 Gráficos acelerativos criados individualmente na *form* secundária através do botão “capturar movimentos do atleta”; a) Aceleração em X; b) Aceleração em Y; c) Aceleração em Z

Na Figura 102 foi utilizada a opção de concatenação de todos os eixos acelerativos num único gráfico (“Desenhar todos Gráficos X_Y_Z”) apresentado cada um dos eixos uma cor diferente.

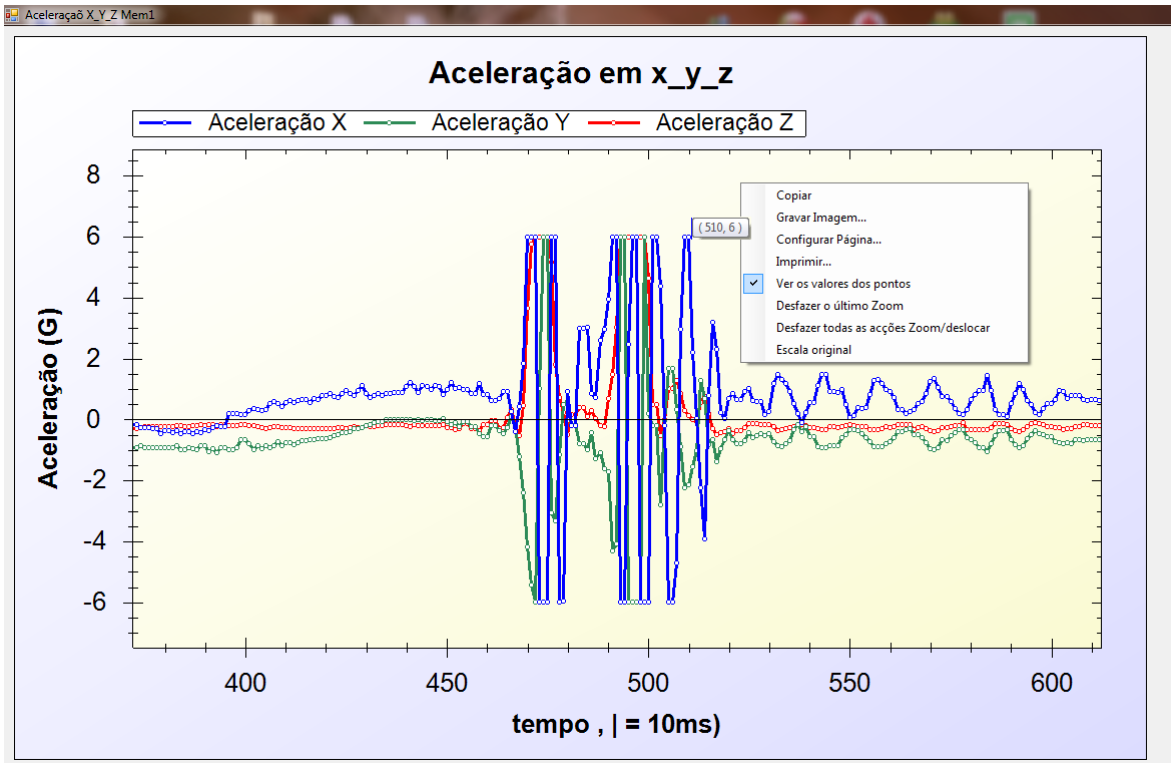


Figura 102 Eixos acelerativos concatenados

A aplicação de análise gráfica permite:

- Copiar a imagem do gráfico obtido para *Clipboard*
- Seleccionar uma área específica do gráfico para análise
- Gravar a imagem no disco nas extensões mais conhecidas de imagem (.emf, .png, .gif, .jpg, .tif e .bmp)
- Configurar a página para impressão e imprimi-la
- Ver o valor dos pontos
- Fazer *zoom in/out* (com possibilidade de *scroll* através do rato)

- Desfazer as acções de *zoom*
- Voltar à escala original

Com o devido ajuste de *zoom* e selecção referidos anteriormente foi criado a imagem da Figura 102 onde através da ferramenta de visualização de pontos é mostrado o pico acelerativo no instante de tempo 510, correspondente a 5100ms (5,1 seg.) sendo o valor de aceleração de X (eixo azul) de 6G. Para ver o valor de aceleração do ponto é necessário clicar com do rato em cima do ponto pretendido.

Se o utilizador pretender fazer o log das acelerações induzidas no sensor para futura análise a *form* “capturar movimentos do atleta” também o possibilita sendo para isso necessário activar o botão On do campo LOG como mostra a Figura 100.

Foi adicionado ainda em tom de brincadeira na aplicação final, devido a me terem roubado o portátil, possibilidade de detecção de furto através da monitorização das vibrações do acelerómetro. Se o utilizador pretender, activa o botão correspondente (Figura 103) e em caso de detecção de algum movimento no acelerómetro, é disparado um alarme. Foi utilizada uma sensibilidade de 0,1G.

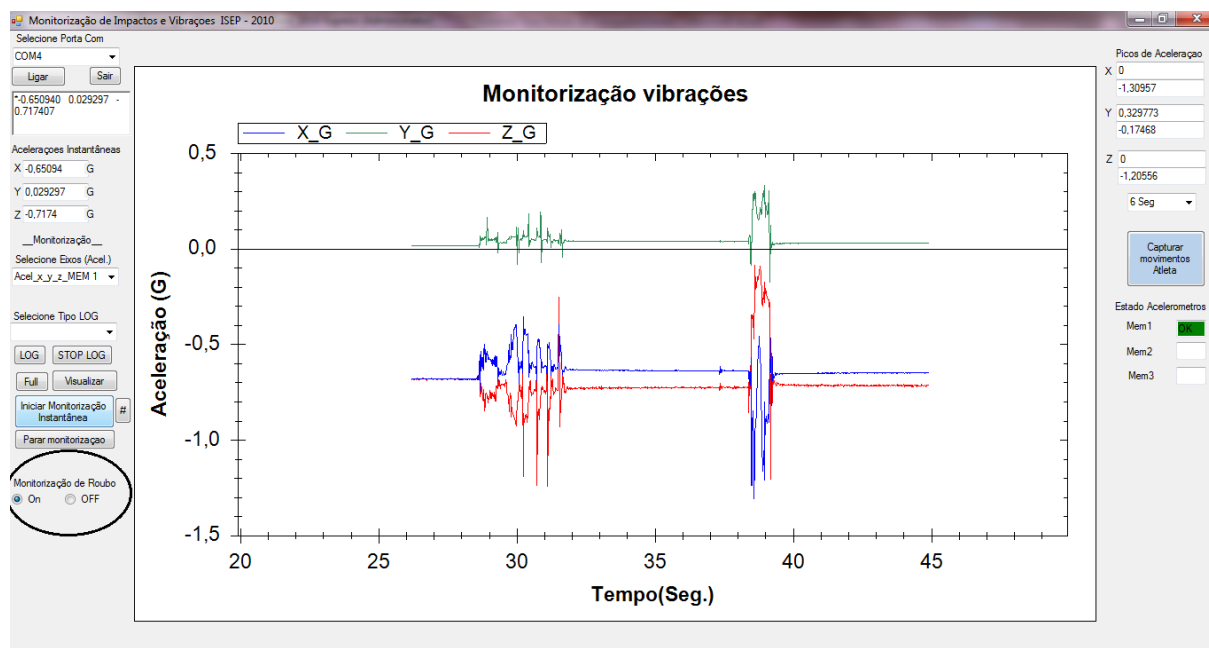


Figura 103 Monitorização das vibrações e de Roubo

6. TESTES EM CAMPO

De modo a ser testado o sistema projectado foram realizados alguns testes para a validação do mesmo. O acelerómetro foi colocado no pulso inicialmente, devido á elevada aceleração e actividade dos movimentos raquete-pulso em comparação com o ombro, como descrito por Morris et tal.[14]

Foram utilizados nos testes um tenista do sexo masculino e um do sexo feminino com diferentes níveis atléticos, tendo o tenista do sexo masculino já praticado a modalidade e a tenista do sexo feminino nunca ter jogado ténis. Todos os tenistas aqueceram tendo-lhes sido explicadas as fases pretendidas nos movimentos. Foram realizados os movimentos técnicos mais executados num jogo de ténis nomeadamente o *Forehand* e *Backhand*, (ambos são usados 67% durante um jogo) e o Serviço.

Foi utilizada para a captura dos movimentos a aplicação gráfica desenvolvida e utilizada a janela secundária “capturar movimentos do atleta” e o sistema projectado ao qual o acelerómetro está conectado. Foi pedido aos jogadores para realizarem o movimento a analisar e voltar à posição inicial a cada repetição com um intervalo de alguns segundos.

Para a colocação do acelerómetro no pulso e no ombro dos atletas foi pensado o sistema de fixação da Figura 104, a orientação dos eixos é mostrada na mesma. É constituído por fita de velcro nas extremidades o que permite uma adaptação rápida aos segmentos a estudar.

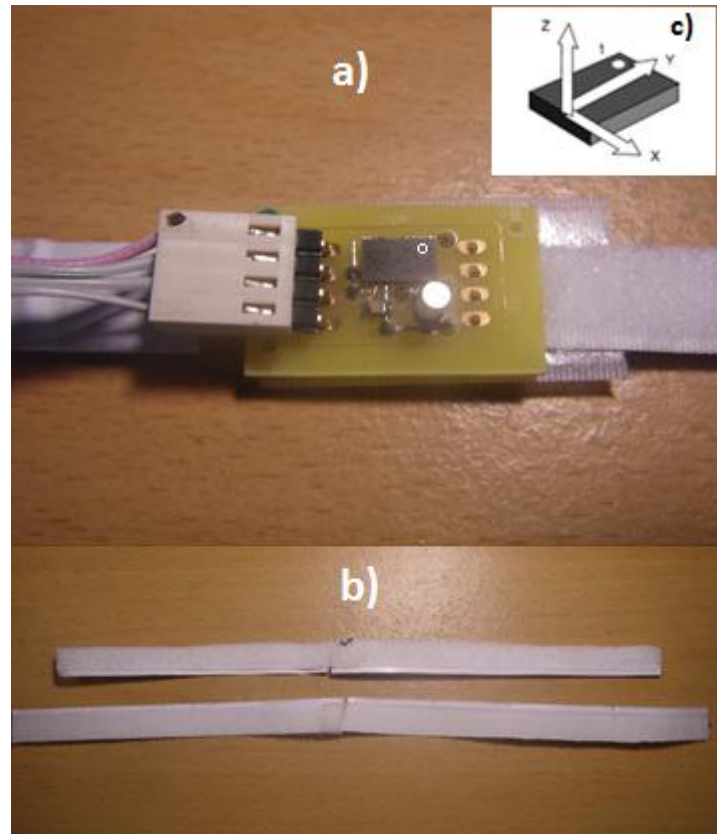


Figura 104 Sistema de colocação do acelerómetro nos segmentos corporais; a) adaptação para o pulso; b) extensão para colocação no ombro; c) Orientação dos eixos no estado de repouso

6.1. RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1.1. FOREHAND

Os primeiros testes realizados foram ao movimento técnico *Forehand*. Foi usado como elemento de teste o tenista do sexo masculino que já tinha praticado a modalidade. Foi pedido ao mesmo para realizar três repetições do movimento e que começasse o primeiro batimento de uma forma lenta e fosse acelerando o movimento atingindo a força máxima que pudesse na 3ª batida sem prejudicar a técnica.

O acelerómetro foi colocado no pulso do atleta como mostra a Figura 105 com as respectivas orientações e cores que aparecem na aplicação gráfica.



Figura 105 Acelerómetro no pulso do atleta e respectivas orientações dos eixos

A raquete no estado de repouso está numa posição comum para todos os jogadores no movimento *forehand*, perpendicularmente ao chão, como mostra a figura anterior.

Os gráficos que foram obtidos são mostrados na Figura 106.

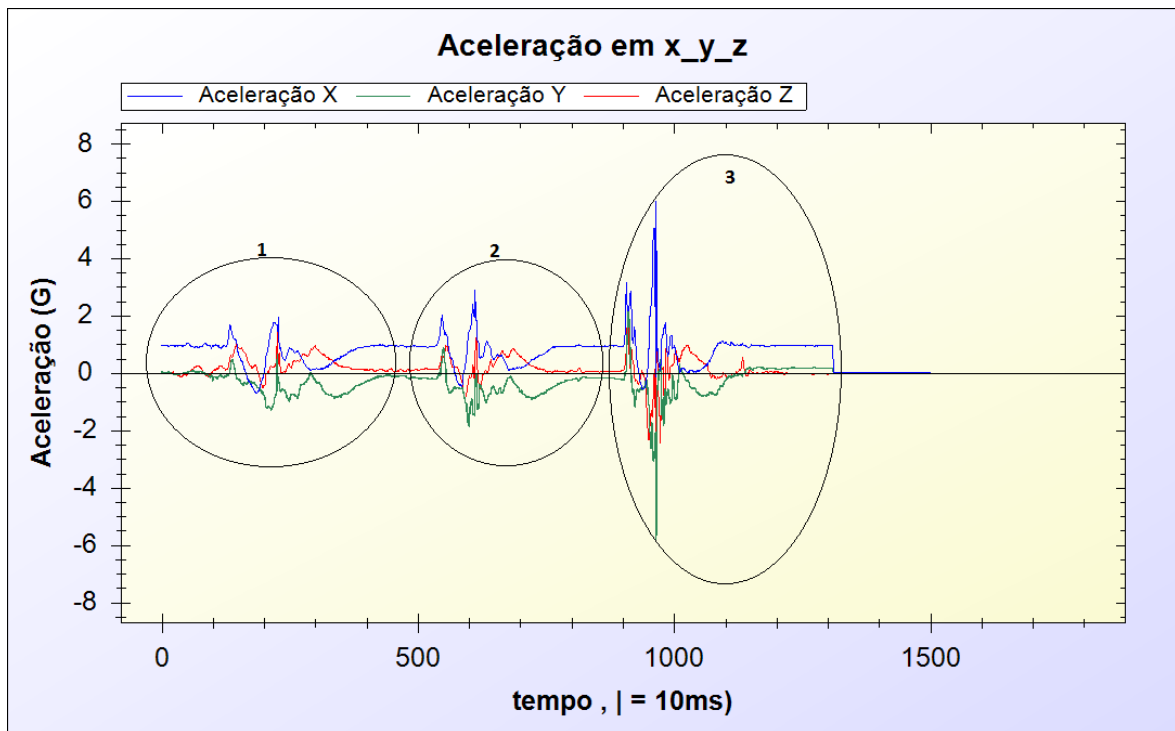


Figura 106 Movimento técnico *Forehand* executado pelo elemento masculino; 1- primeiro batimento ; 2- segundo batimento; 3- terceiro batimento

Pela análise da figura é possível identificar as fases do movimento *Forehand*, nomeadamente:

- *Backswing* ;
- *forward swing*;
- Fase de contacto ;
- *follow-through*
- Recuperação

Para isso recorrendo à aplicação foi feito *zoom* na 3ª selecção da Figura 106 e foram analisadas as diversas fases.

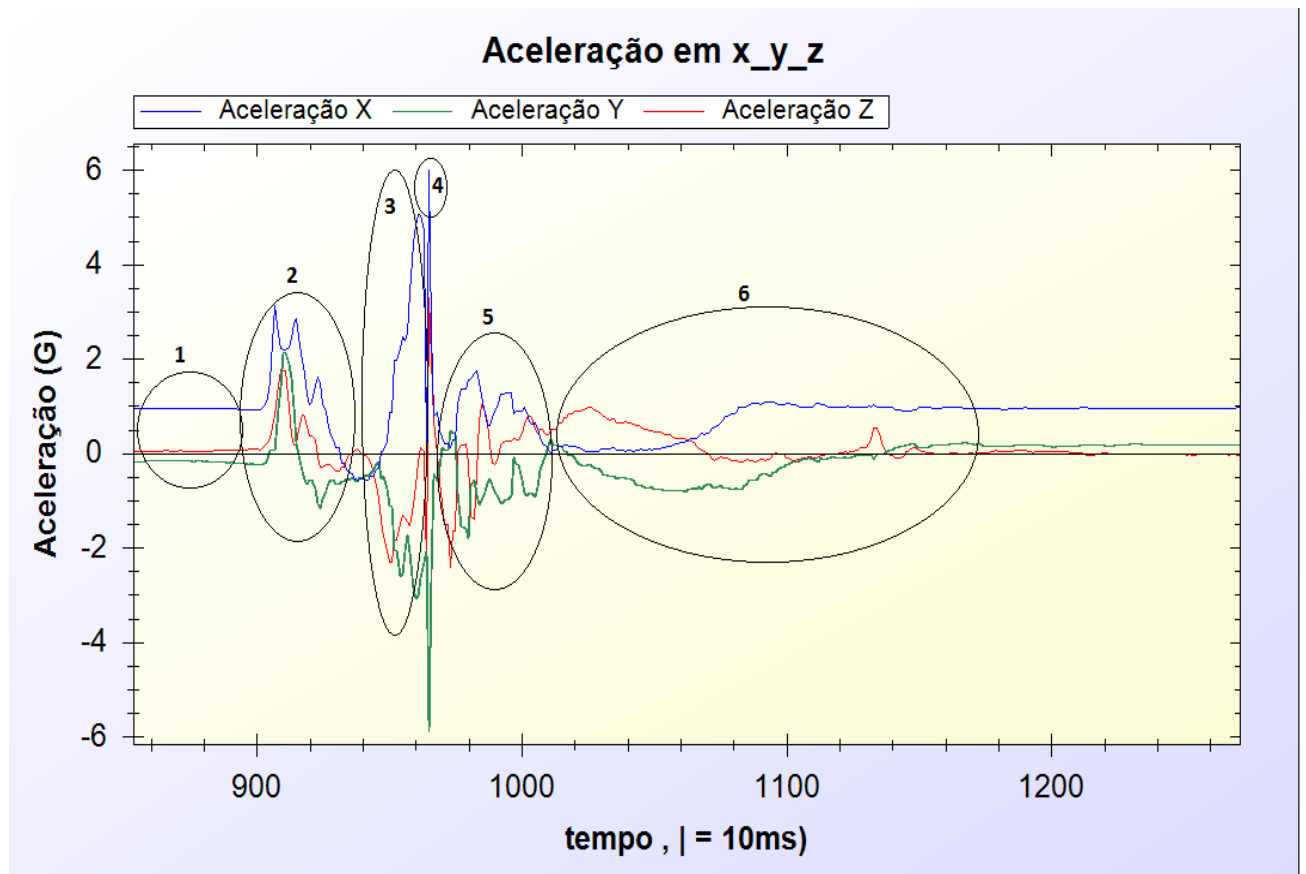


Figura 107 Fases do movimento *Forehand*

A selecção número um corresponde ao estado de repouso da raquete perpendicularmente ao chão. A selecção dois corresponde a fase de preparação do batimento denominada *backswing* em que a raquete é movimentada para trás á altura dos ombros.

A selecção número três corresponde a fase *forward swing* em que se conduz a raquete para a frente em direcção à bola. A fase de contacto é representada na selecção quatro onde é possível ver os picos acelerativos do impacto da bola com a raquete bem como as ondas de impacto características.

A última fase da técnica é a finalização ou *follow-through* em que a raquete sofre uma desaceleração, e termina no lado oposto em que foi realizado o contacto, representada pela selecção número cinco.

A selecção número 6 corresponde à recuperação, neste caso até ao movimento de repouso inicial.

Recorrendo novamente à aplicação foi escolhida a opção de desenhar os gráficos acelerativos dos eixos individualmente formado os gráfico da Figura 108 possibilitando assim uma melhor análise das fases do movimento. É possível verificar que se o movimento for mais lento as acelerações envolvidas têm uma magnitude menor nas diversas fases do movimento. Outra conclusão interessante é que um *backswing* rápido influencia a aceleração induzida na raquete e respectiva velocidade final sustentando a tese de que a força e velocidade criada no primeiro segmento é transferido para o segmento seguinte sendo esta cadeia de coordenação de imensa importância para a biomecânica no ténis. É possível verificar que no terceiro batimento no contacto a aceleração satura em +6G(eixo xx) e -5,88G (eixo dos yy) não sendo possível verificar o valor máximo da mesma, sendo este o valor limite do acelerómetro. Recorrendo ao ficheiro de LOG verificou-se também que esteve sujeito a aceleração máxima apenas durante 20ms no eixo dos xx.

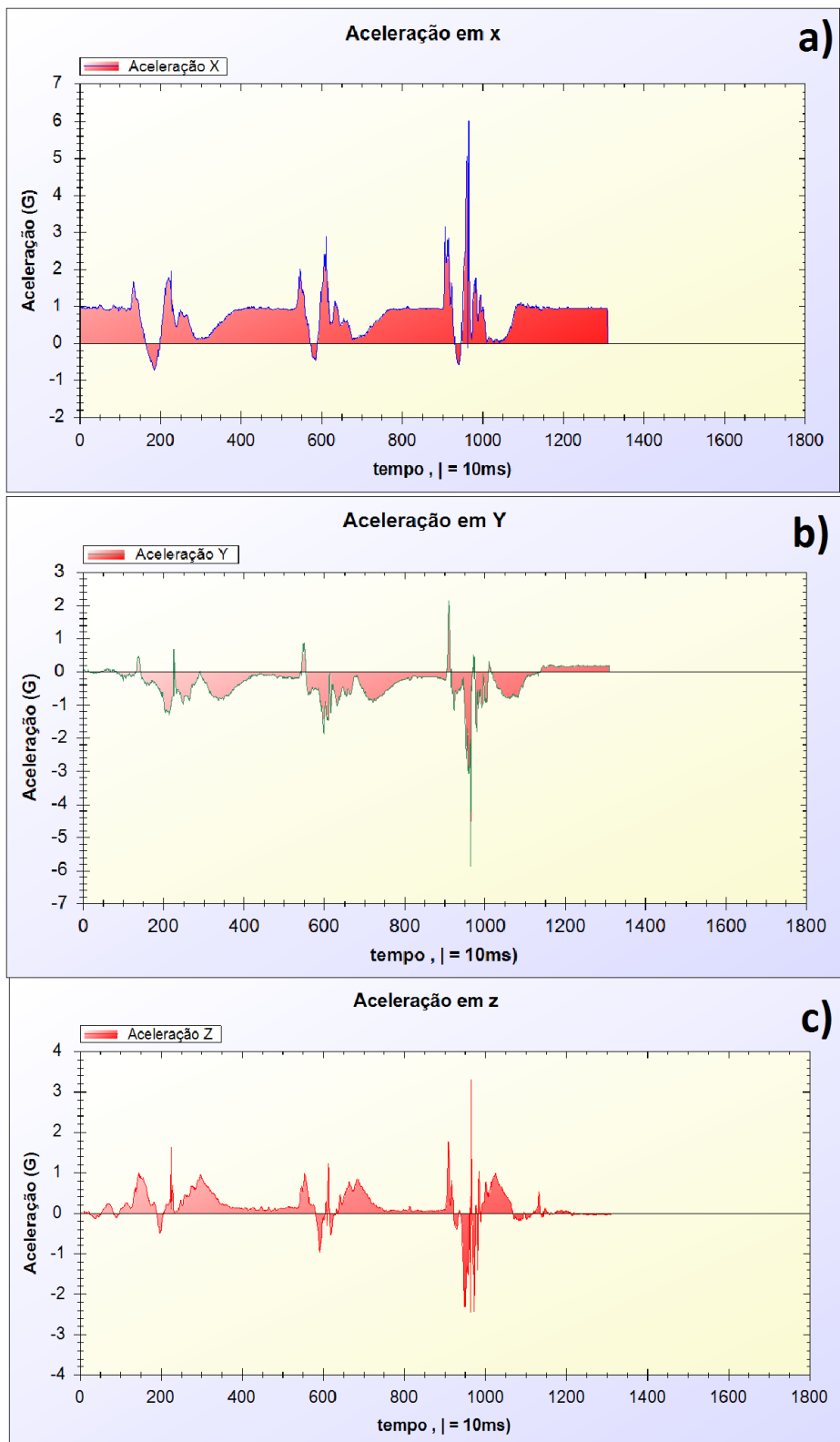


Figura 108 Análise acelerativa em cada eixo no *Forehand*; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

De notar pela análise da Figura 108 que no contacto, as acelerações são predominantemente de maior magnitude positivamente no eixo dos xx e negativamente no eixo dos yy. No eixo dos zz é maior positivamente, isto deve-se à orientação inicial escolhida dos eixos do acelerómetro no pulso, e respectiva orientação no momento de impacto como mostra a Figura 109.

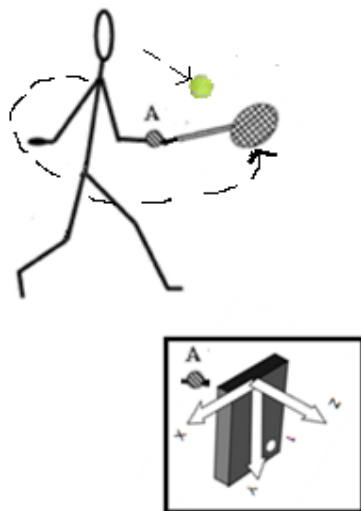


Figura 109 Direção dos eixos acelerativos no momento de impacto no movimento *Forehand*

A Figura 110 mostra o mesmo atleta a executar três batimentos *forehand* com intensidade máxima. Como é possível verificar existem padrões de repetibilidade das vibrações nas várias fases do movimento.

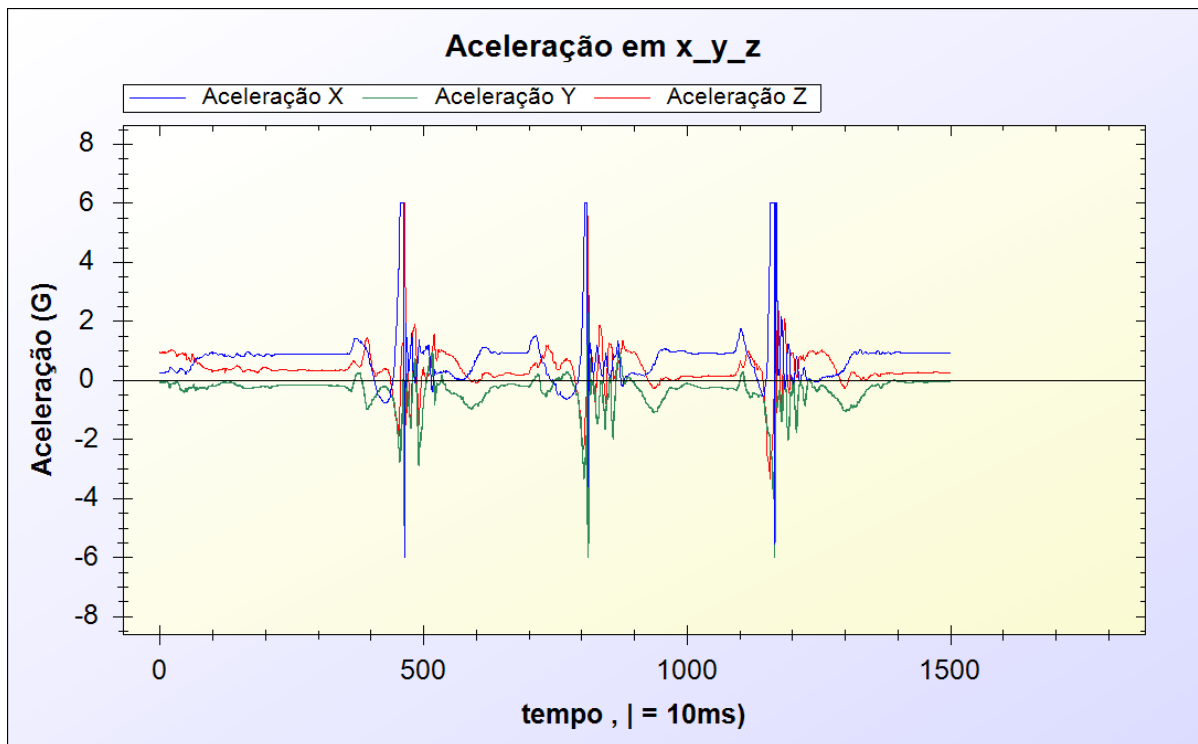


Figura 110 Três batimentos *Forehand*

Do mesmo modo foi pedido ao elemento feminino que realizasse o movimento *forehand* com alguma intensidade, tendo -se obtido os gráficos da Figura 111:

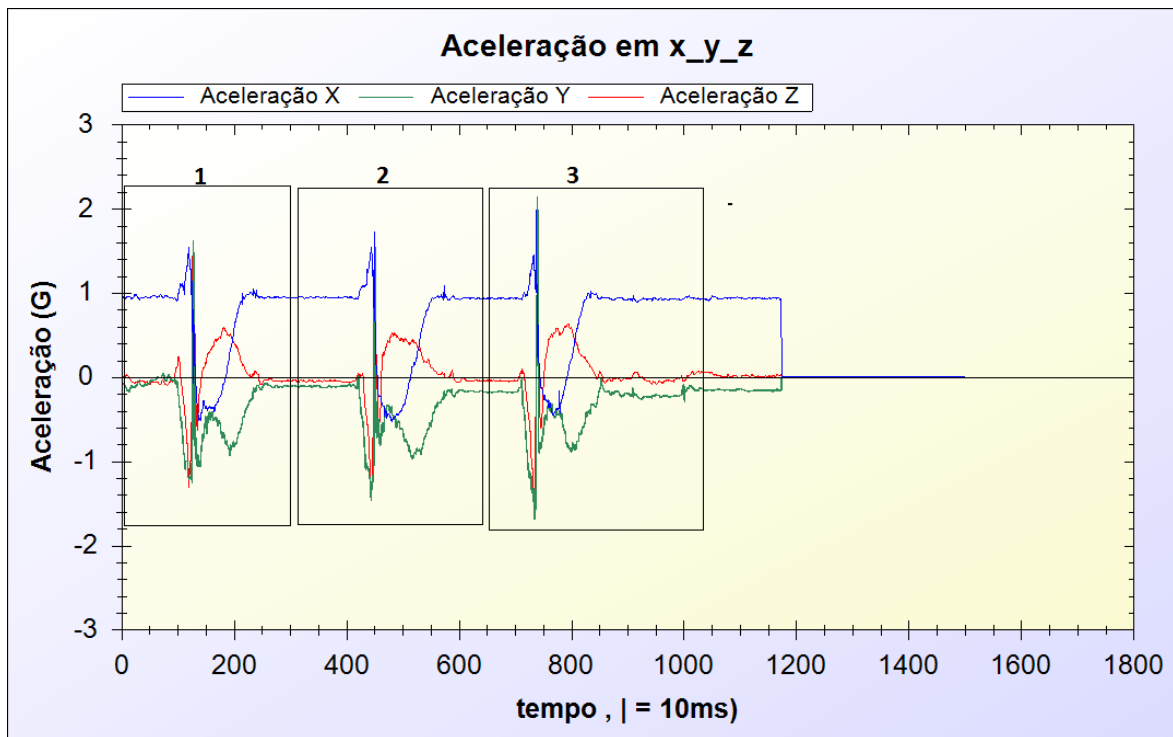


Figura 111 3 Batimentos *Forehand* executados pelo elemento feminino

Numa primeira análise percebe-se que a jogadora não possui qualquer *backswing* e que fez apenas um movimento para cima com a raquete. Fazendo *zoom* ao terceiro batimento (terceira selecção) obtém-se o gráfico da Figura 112.

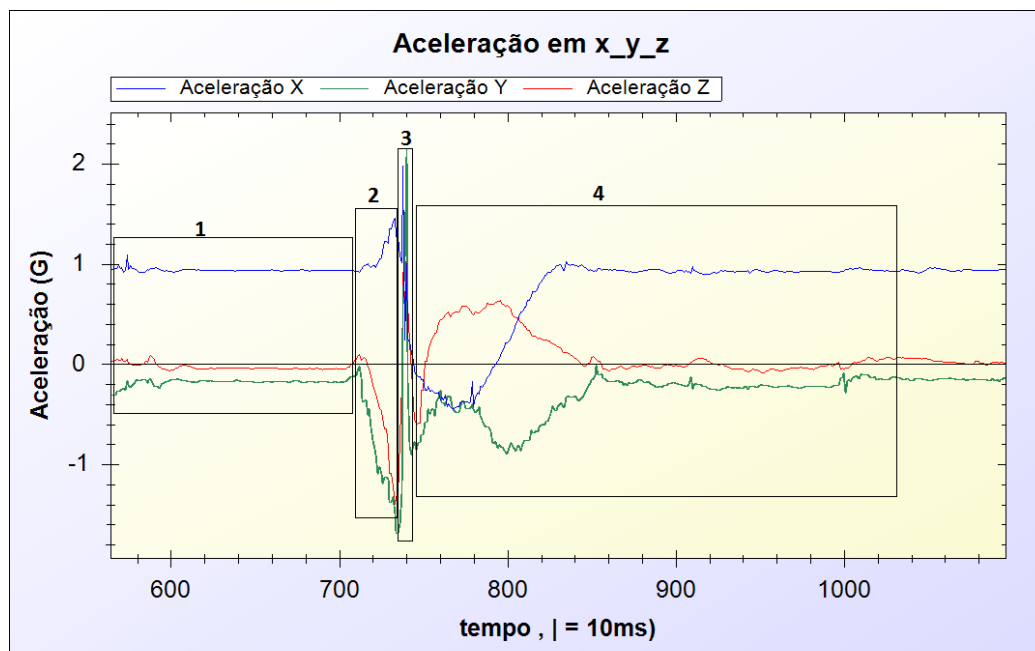


Figura 112 Terceiro batimento do elemento feminino

Analisando o terceiro batimento percebe-se que não existiu qualquer movimento técnico na execução do *forehand*. A fase de repouso corresponde à selecção número um. A fase de rotação do pulso para a direita e aceleração para o batimento da bola em que a aceleração no eixo dos yy e dos zz é negativa devido a rotação do pulso e respectiva aceleração, corresponde à selecção número dois. A fase 3 corresponde ao impacto. A quarta selecção corresponde a descida da raqueta com respectiva rotação do pulso até a posição inicial

Na Figura 114 é possível verificar claramente o momento de impacto e as acelerações envolvidas nos três eixos nesse momento. Nos eixos envolvidos predomina uma aceleração de magnitude positiva no impacto devido à orientação do acelerómetro nesse momento e respectivas forças envolvidas como mostra a Figura 113.

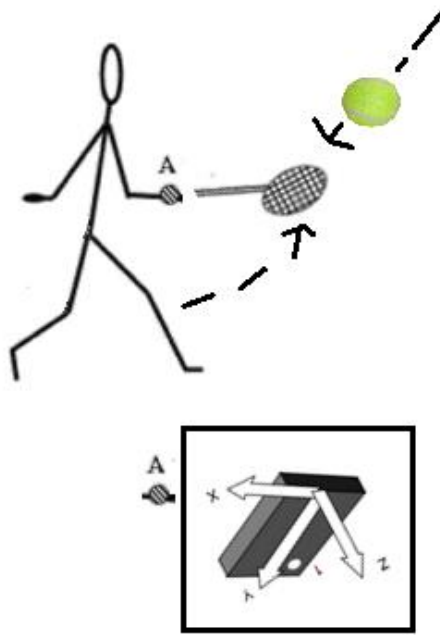


Figura 113 Direção dos eixos acelerativos no momento de impacto com ligeira inclinação para a direita

Apesar das vibrações e o impacto das mesmas não serem muito elevadas a execução errada da cadeia de coordenação levará a um menor alcance de potência e controlo do batimento. A atleta muito possivelmente com a repetição contínua desta 'má' técnica atingirá o estado de fadiga mais rapidamente.

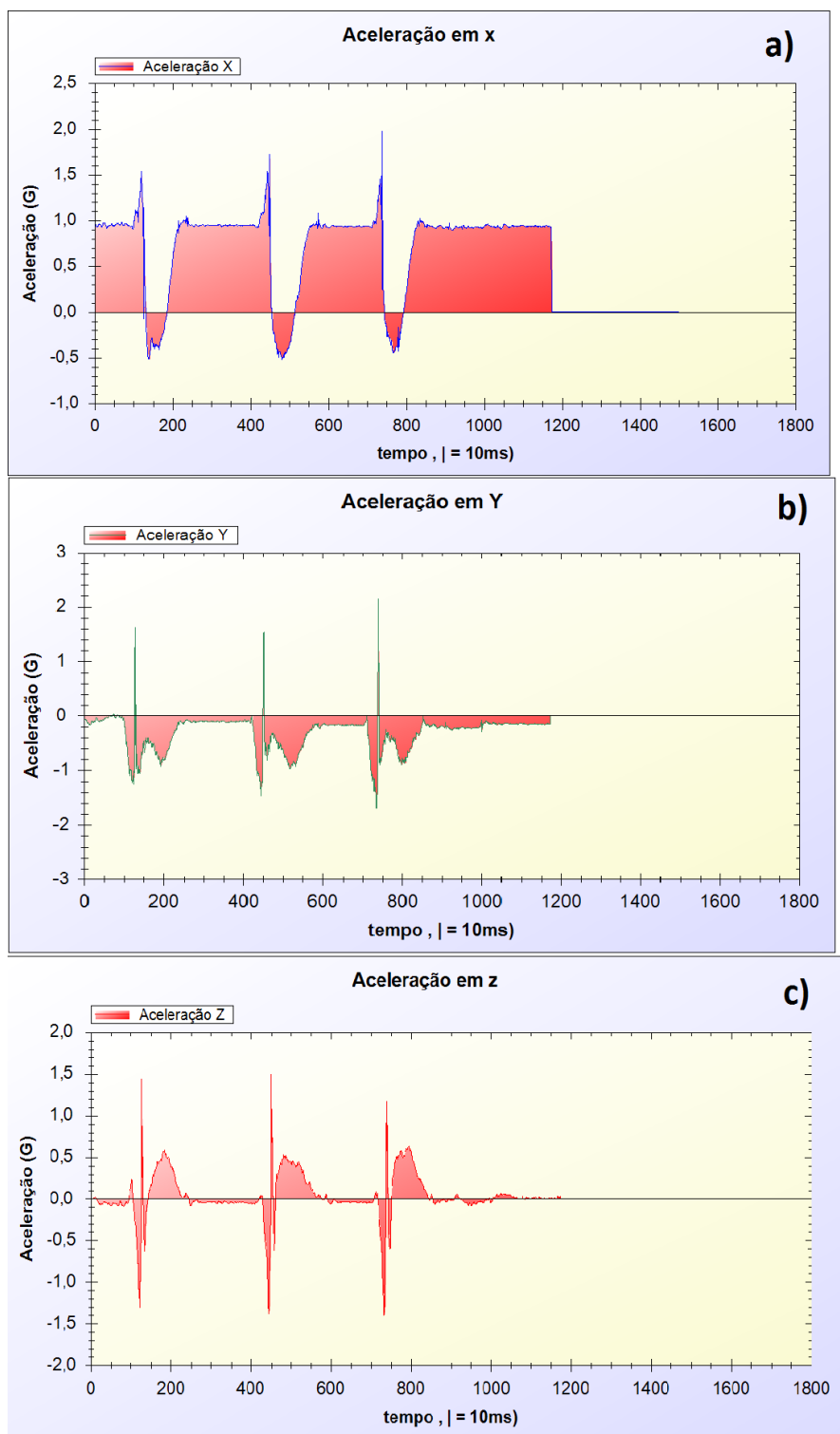


Figura 114 Análise acelerativa em cada eixo no movimento *forehand*; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

É possível verificar padrões de repetibilidade na “má” técnica da jogadora sendo possível identificar o nível atlético da mesma comparativamente com o elemento masculino devido

á inexistência da cadeia de coordenação característico do movimento *forehand*. A inexistência de *backswing* provocou um pico acelerativo muito baixo com consequência directa na velocidade final da bola.

6.1.2. BACKHAND

Em seguida são mostrados os gráficos obtidos pelo atleta masculino no movimento de *backhand* com uma mão. Desta vez foi pedido para realizar 3 movimentos com intensidade máxima no batimento da bola e para tentar manter uma boa execução técnica. Os gráficos obtidos são mostrados na Figura 115.

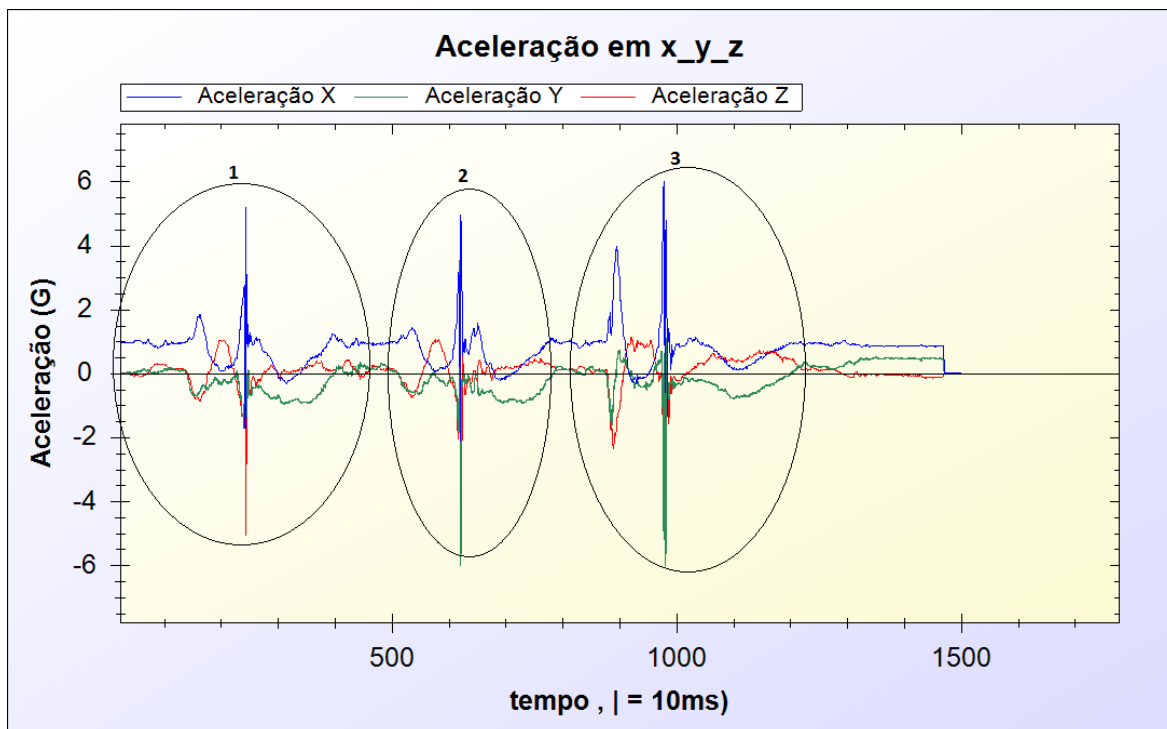


Figura 115 Movimento técnico *Backhand* executado pelo tenista masculino; 1- primeiro batimento ; 2- segundo batimento; 3- terceiro batimento

Utilizando o *zoom* foi analisado o 3º Batimento (3ª selecção) como mostra a Figura 116.

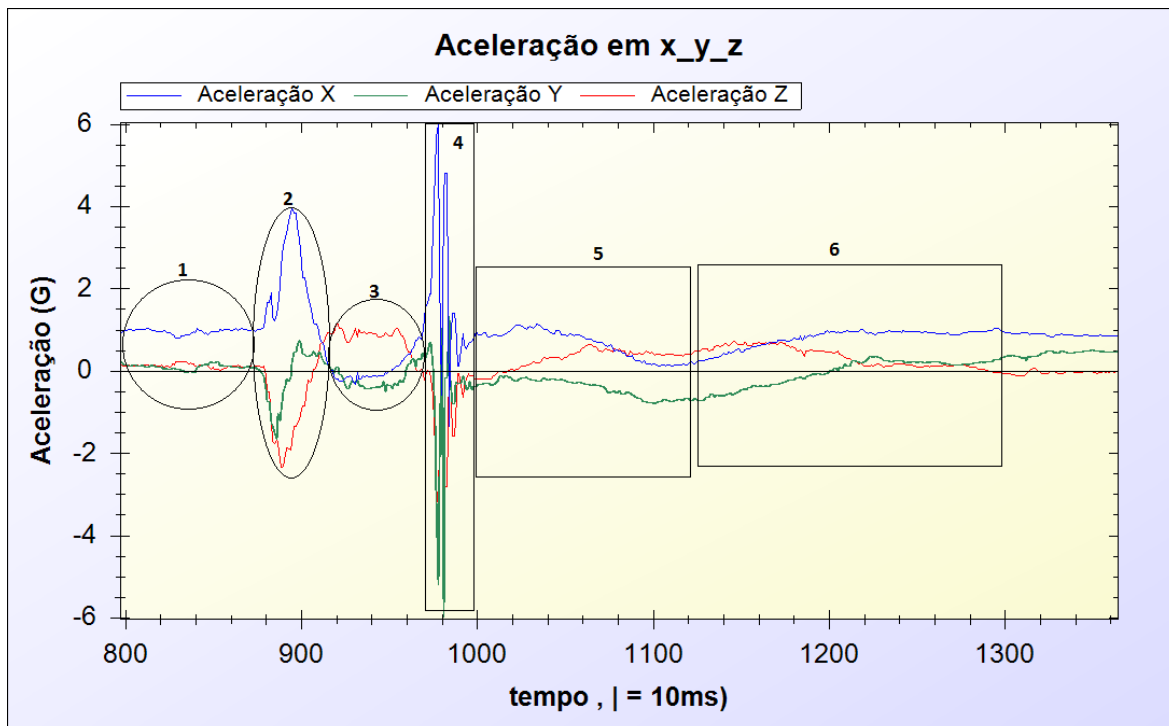


Figura 116 Fases do movimento *Backhand*

Pela análise da figura é possível identificar as fases do movimento *Backhand*, nomeadamente:

- *Backswing* ;
- *forward swing*;
- Fase de contacto ;
- *follow-through*
- Recuperação

A raquete encontrava-se inicialmente no estado de repouso perpendicularmente ao chão, correspondendo no gráfico a selecção número um.

Na Preparação (*Backswing*) a raquete é movimentada para trás devendo ocorrer rotação do quadril, representada pela selecção número dois.

Na aceleração a raquete é conduzida para a frente, acelerando-a em direcção a bola, sendo esta condução realizada principalmente por meio da rotação do quadril para a frente, representada pela selecção numero três.

A selecção quatro corresponde a fase de contacto onde é possível ver os picos acelerativos do impacto da bola com a raquete bem como as ondas de impacto bem pronunciadas.

A finalização é a última fase da técnica, caracterizada pela desaceleração da raquete representada pela selecção numero cinco.

A selecção número 6 corresponde à recuperação até ao estado de repouso inicial.

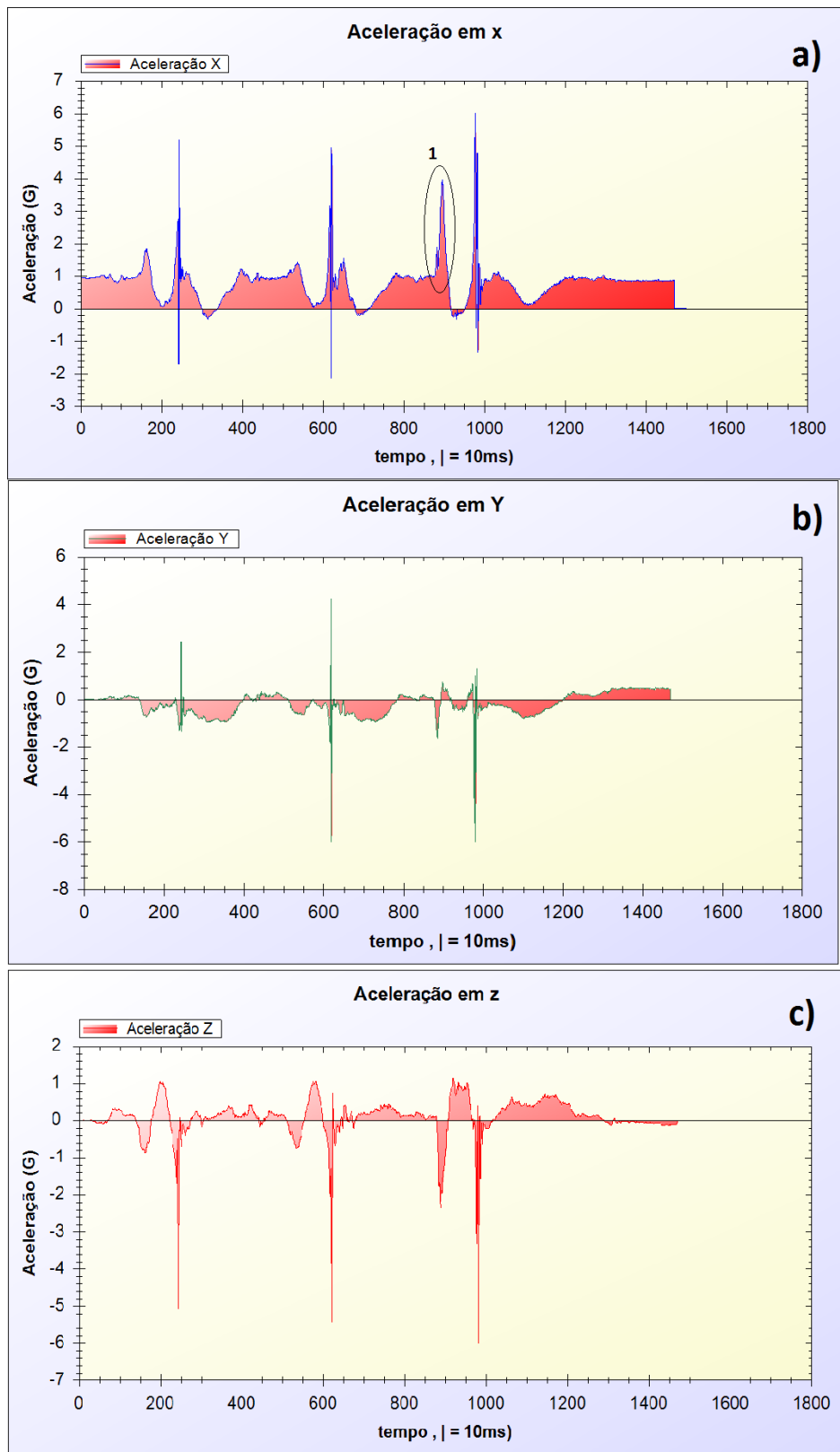


Figura 117 Análise acelerativa em cada eixo no movimento *Backhand* ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

Pela análise da Figura 117 é possível verificar novamente que um *backswing* rápido (selecção numero um) influencia a aceleração induzida na raquete e respectiva velocidade final saturando os três eixos acelerativos. De notar que as acelerações induzidas negativamente ao tenista no eixo dos zz são comuns devido ao facto de no momento do impacto da bola-raquete o eixo dos zz estar alinhado paralelamente e positivamente com a direcção do impacto da bola, sendo induzido no mesmo a aceleração contrária (Figura 118). É possível verificar que existem também padrões de repetibilidade das vibrações nas várias fases do movimento podendo ser um bom indicador do nível atlético.

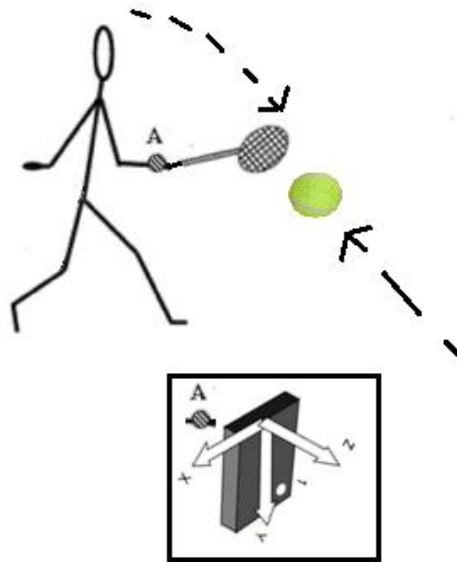


Figura 118 Direcção dos eixos no momento de impacto no movimento *Backhand*

Do mesmo modo foi pedido ao elemento feminino, que realizasse o movimento *Backhand* com alguma intensidade e após várias tentativas e algum esforço, obteve-se os gráficos da Figura 119.

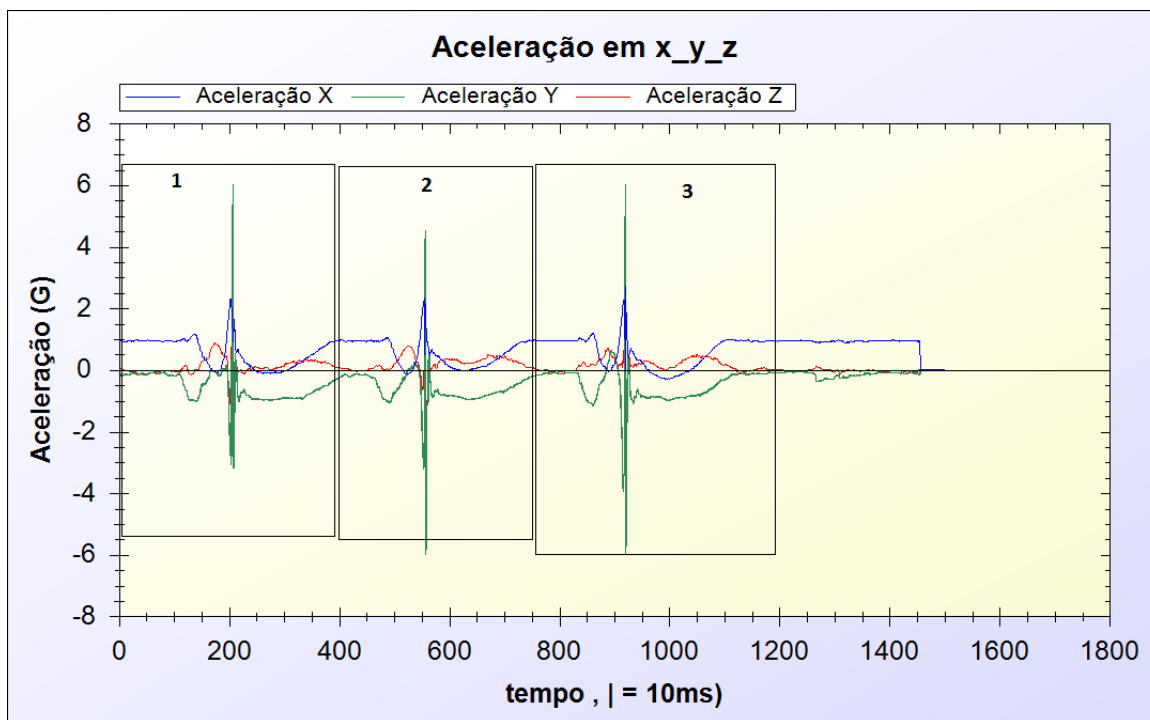


Figura 119 3 Batimentos *Backhand* executados pelo elemento feminino

Numa primeira análise percebe-se que a jogadora possui *backswing*, mas não é muito profundo. Fazendo *zoom* ao terceiro batimento (terceira selecção) obtém-se o gráfico da Figura 120.

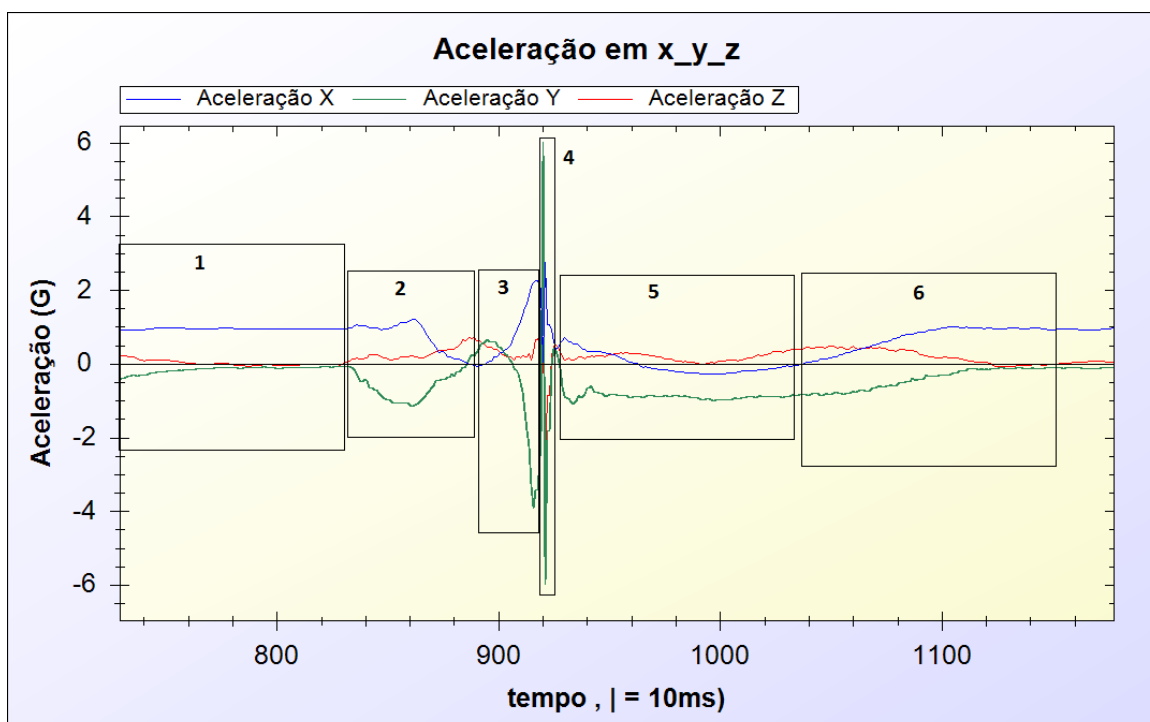


Figura 120 Terceiro batimento do elemento feminino

A selecção número um corresponde ao estado de repouso. A selecção número dois correspondeu a tentativa de *backswing* da atleta, apesar de pouco pronunciado e lento, seguidamente a raquete foi acelerada (selecção três) até ao impacto (selecção numero quatro). Em seguida ocorreu uma desaceleração da raquete (Finalização) correspondente á selecção número cinco. A selecção número seis corresponde à recuperação até ao estado de repouso inicial. É possível uma vez mais verificar padrões de repetibilidade pela análise da Figura 121 e verificar as vibrações induzidas na atleta bem como a sua magnitude

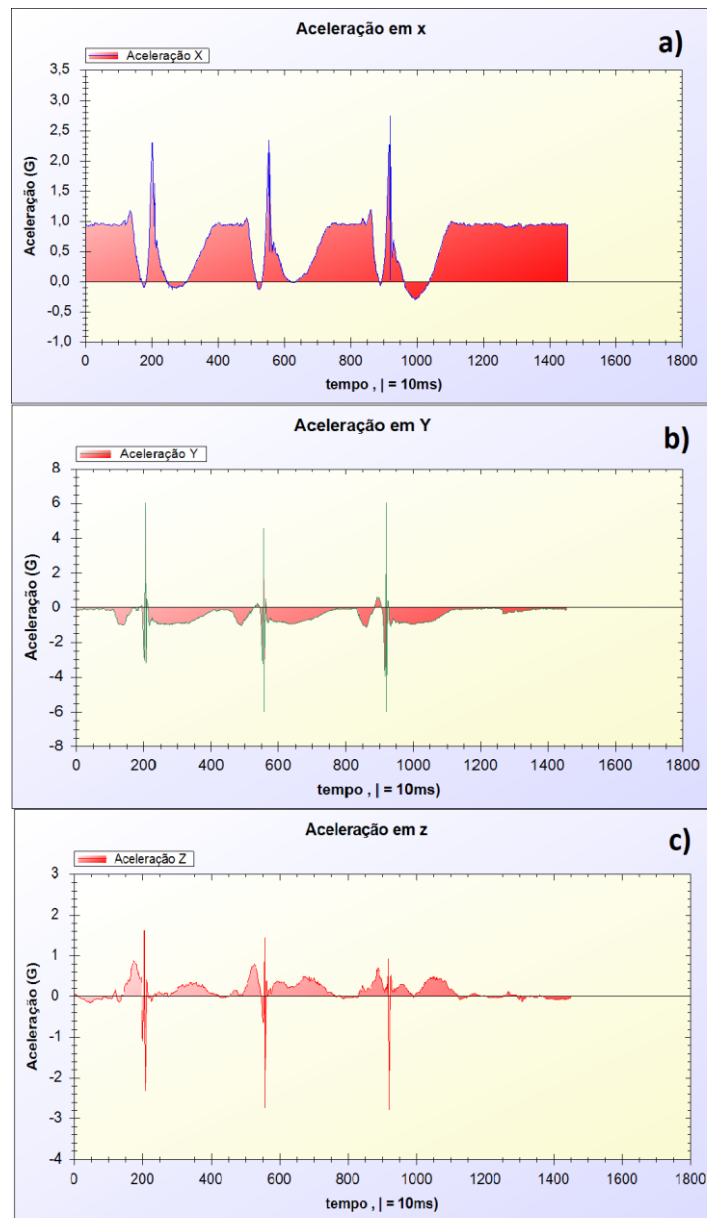


Figura 121 Análise acelerativa em cada eixo no Backhand ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

De modo a relacionar a segurança para o tenista da utilização da variante da técnica de *backhand* com duas mãos e a teoria que esta última é mais segura para o tenista pois o choque provocado pelo contacto raquete-bola é distribuído entre os dois braços, diminuindo as hipóteses de lesões, foi pedido ao tenista do sexo masculino que executasse esta variante tentando manter a técnica usada no *backhand* a uma mão, mas desta vez dando o máximo da sua força. Foram executados 5 batimentos, tendo-se obtido os gráficos da Figura 123. O estado inicial de repouso e respectivas orientações dos eixos no acelerómetro é mostrado na Figura 122.



Figura 122 Acelerómetro no pulso do atleta e respectivas orientações dos eixos no estado de repouso na técnica *backhand* a duas mãos

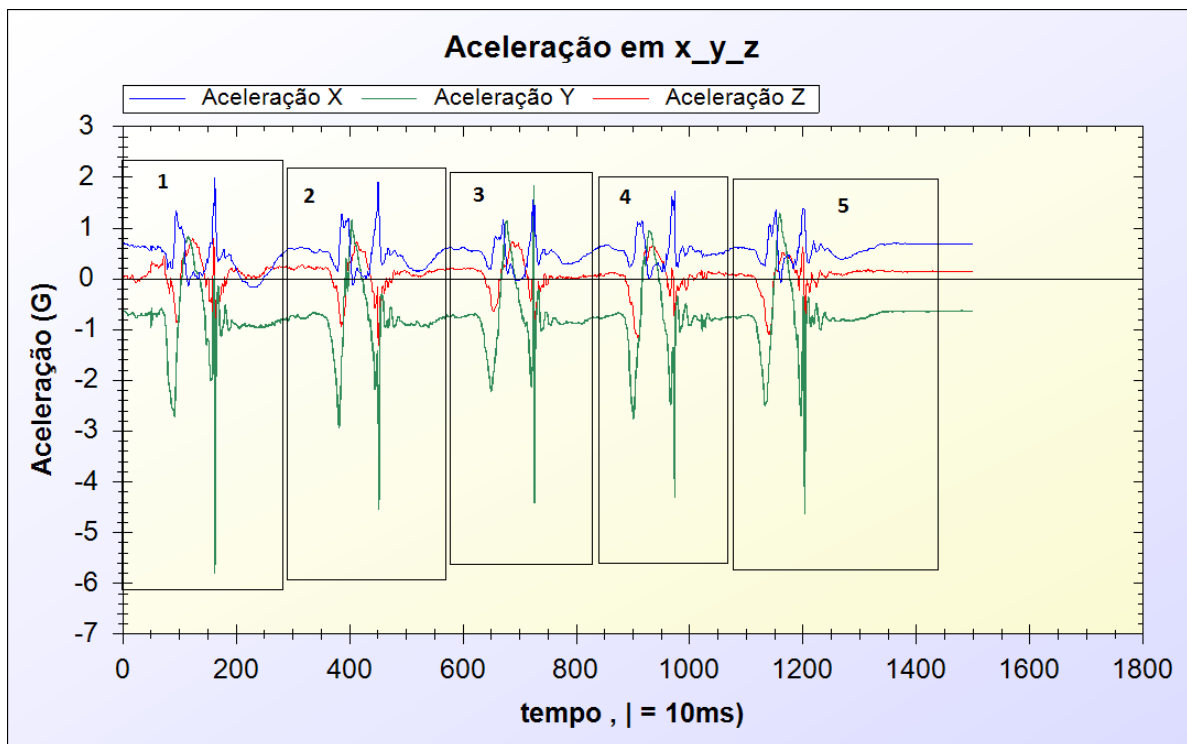


Figura 123 Cinco batimentos usando a técnica *Backhand* a duas mãos

Numa primeira análise é possível observar que o *backswing* do *backhand* a duas mãos é menos pronunciado devido à limitação natural do movimento.

Analisando por exemplo o terceiro batimento obteve-se a Figura 124. É possível identificar as cinco fases principais do movimento.

A raquete encontrava-se inicialmente no estado de repouso correspondendo no gráfico à selecção número um.

O *backswing* corresponde à selecção número dois. A selecção número três corresponde à fase *forward swing* de condução até à bola. A selecção número quatro corresponde ao impacto acontecendo de seguida a fase de Finalização (selecção cinco), caracterizada pela desaceleração da raquete. A selecção número 6 corresponde à recuperação até ao estado inicial.

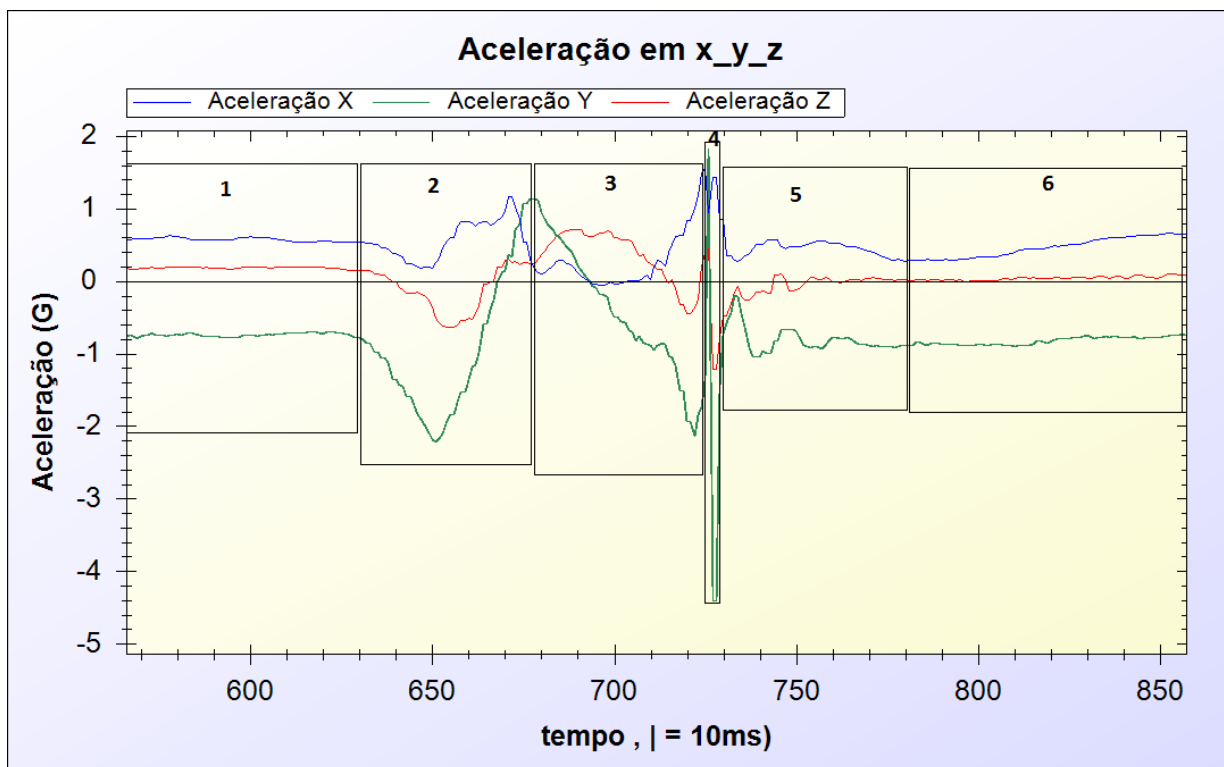


Figura 124 Terceiro Batimento da técnica *Backhand* a duas mãos

Comparando as acelerações que ocorreram no impacto na técnica *Backhand* com uma mão da Figura 117 com as acelerações no momento de impacto na técnica *Backhand* a duas mãos (Figura 125) é possível verificar que os picos acelerativos são menores na última não ocorrendo saturação do acelerómetro em nenhum instante. É possível verificar que a intensidade das vibrações nos eixos xx e zz diminuiu em mais de 50% com esta técnica, sendo esta última a mais segura para o tenista pois o choque provocado pelo contacto raquete-bola é distribuído entre os dois braços, diminuindo as hipóteses de lesões.

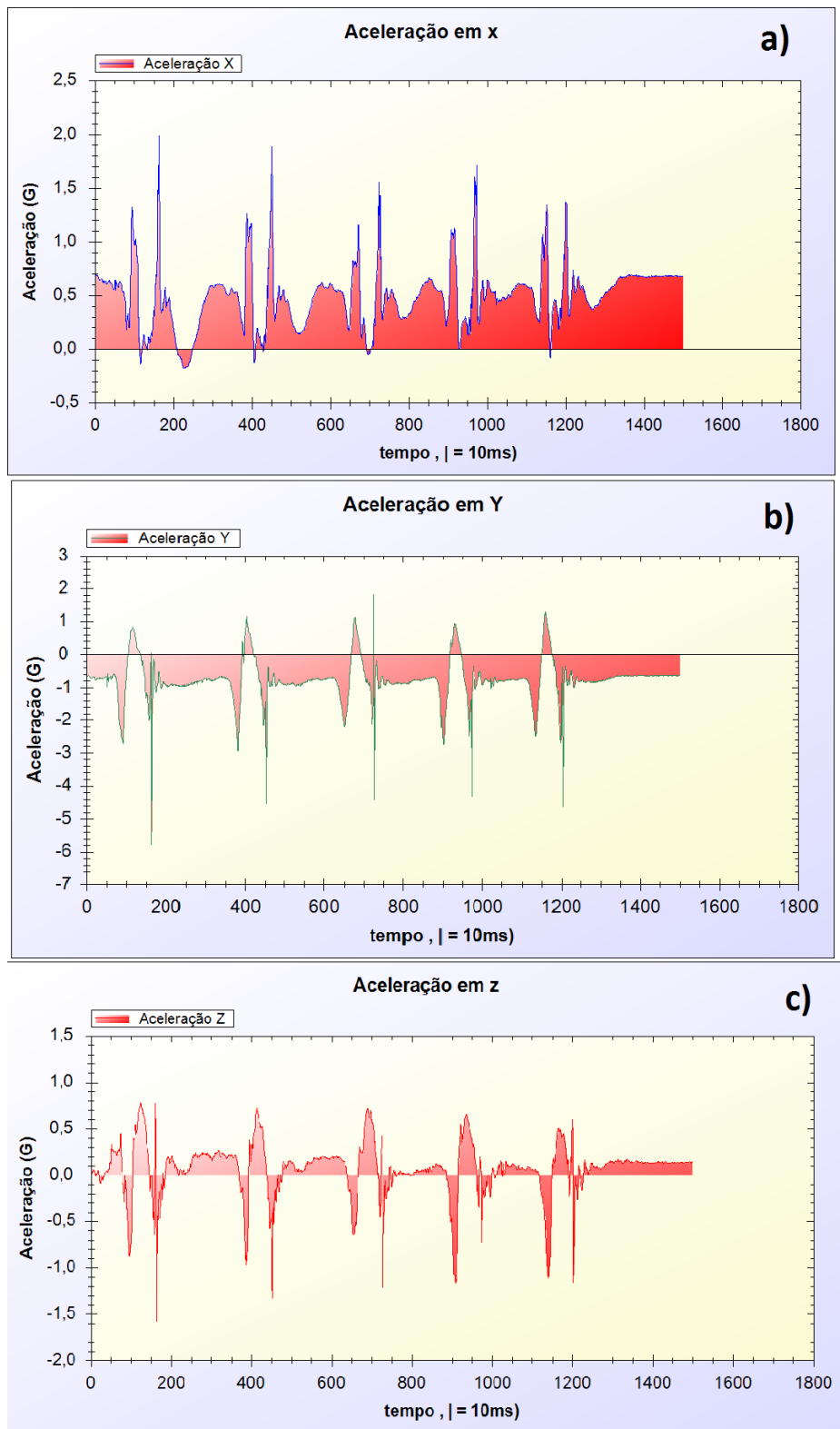


Figura 125 Análise acelerativa em cada eixo na técnica *Backhand* a duas mãos ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

6.1.3. SERVIÇO

Foi pedido ao elemento do sexo masculino que executasse cinco batimentos do movimento técnico a estudar (serviço) com intensidade máxima, tentando sempre manter a técnica adequada. O acelerómetro foi colocado no pulso do atleta como mostra a Figura 126, com as respectivas orientações e cores que aparecem na aplicação gráfica.



Figura 126 Acelerómetro no pulso do atleta e respectivas orientações dos eixos no estado inicial do Serviço

Foram obtidos as acelerações representadas na Figura 127.

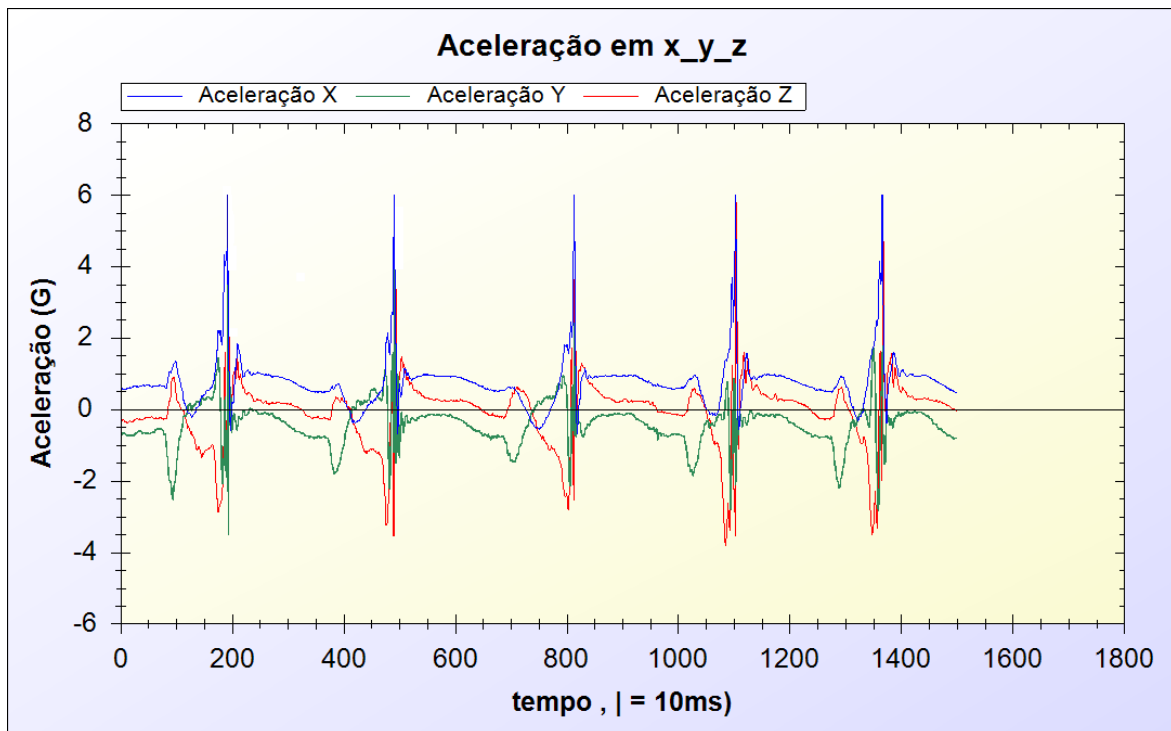


Figura 127 Cinco Serviços executados pelo elemento masculino

Foi analisado o quarto batimento, como mostra a Figura 128, tendo-se identificado as fases do movimento, nomeadamente:

- Fase Inicial
- Fase de *Backswing*
- Fase de aceleração
- Fase de contacto
- Fase de finalização

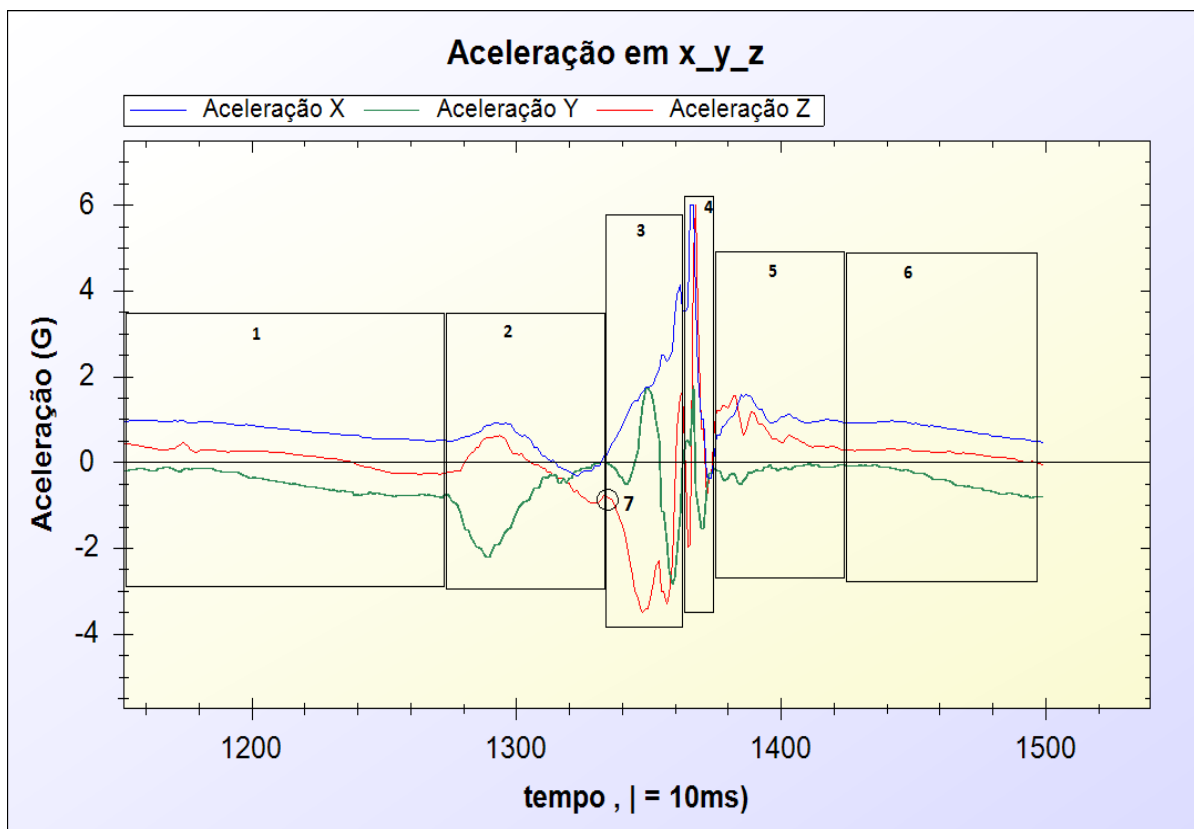


Figura 128 Diversas fases do Serviço executadas pelo elemento masculino

A selecção número um corresponde à fase inicial onde o executante prepara-se para iniciar o serviço. De seguida é iniciada a fase de *backswing* onde a raquete é conduzida para trás das costas (corresponde ao momento em que eixo dos zz está com aceleração invertida (aproximadamente -1G) (selecção sete)), sendo um bom indicador de *backswing*. Em seguida a raquete que está atrás das costas é conduzida para a frente, acelerando (selecção três) até ao contacto (selecção quatro). A fase de finalização, pós-contacto raquete-bola, acontece na selecção cinco. A selecção número 6 corresponde ao estado de repouso inicial.

A Figura 129 mostra as acelerações envolvidas nos três eixos. É possível verificar a magnitude da aceleração, saturando o acelerómetro no contacto, essencialmente no eixo dos xx e zz (positivamente).

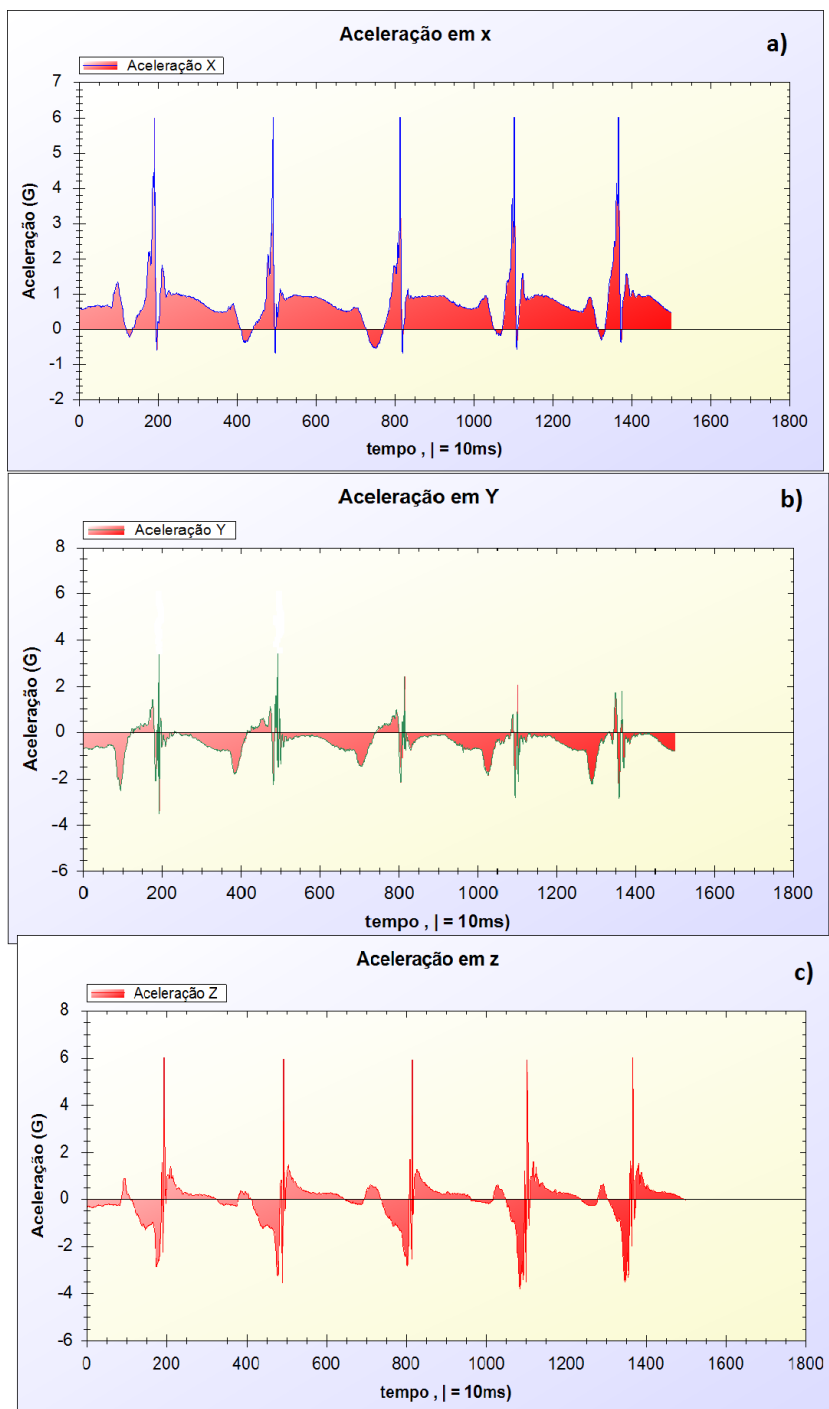


Figura 129 Análise acelerativa a cada eixo no Serviço ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

Do mesmo modo foi pedido ao elemento feminino que executasse o serviço com intensidade máxima mantendo a posição inicial da Figura 126,

Obteve-se o gráfico da Figura 130.

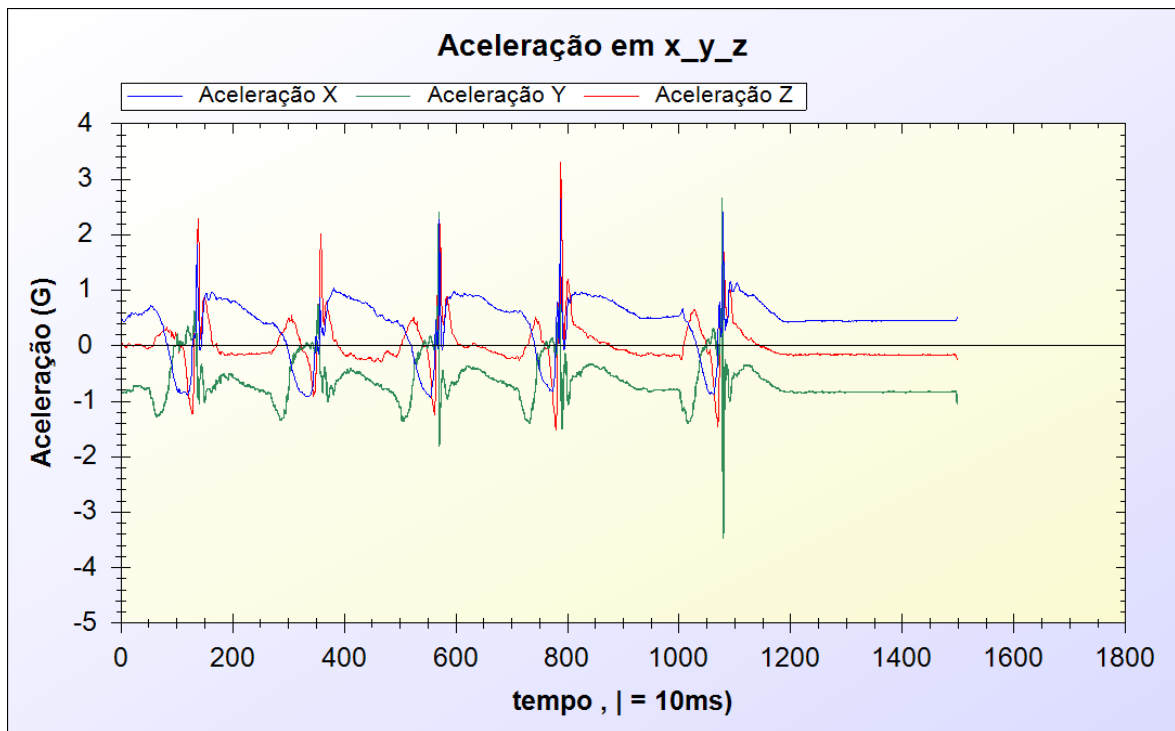


Figura 130 Cinco serviços realizados pelo elemento feminino

A primeira análise sugere que as intensidades no contacto são um bocado inconstantes devido provavelmente à falta de coordenação da tenista durante os serviços. De seguida seleccionou-se o quinto batimento para uma análise mais profunda obtendo-se a Figura 131.

A selecção número um corresponde à fase inicial onde o executante prepara-se para iniciar o serviço. De seguida é iniciada a fase de *backswing* onde a raquete é conduzida para trás das costas. De referir que a atleta teve um *backswing* pouco pronunciado e incompleto devido à aceleração no eixo dos zz na segunda selecção não estar tão invertida comparativamente ao atleta masculino. Em seguida a raquete que ficou perto das costas é conduzida para a frente, acelerando (selecção três) até ao contacto (selecção quatro). A fase de finalização, pós-contacto raquete-bola, acontece na selecção cinco. A selecção número 6 corresponde ao estado de repouso inicial.

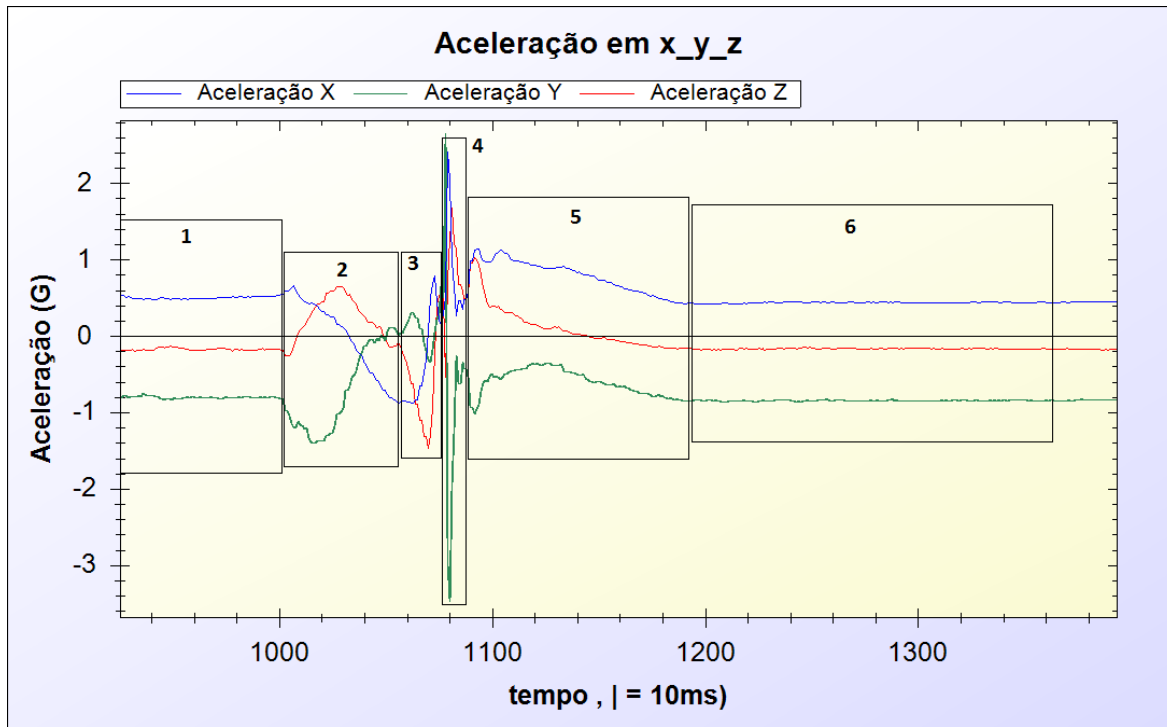


Figura 131 Diversas fases do Serviço executadas pelo elemento feminino

A Figura 132 mostra a magnitude das acelerações envolvidas nos três eixos. É possível verificar uma vez mais um certo padrão na “má” técnica da jogadora e que o contacto não é sempre constante, não ocorrendo uma transferência eficaz da força para a bola, com consequência directa da velocidade da mesma, verificando-se uma vez mais o nível atlético do jogador.

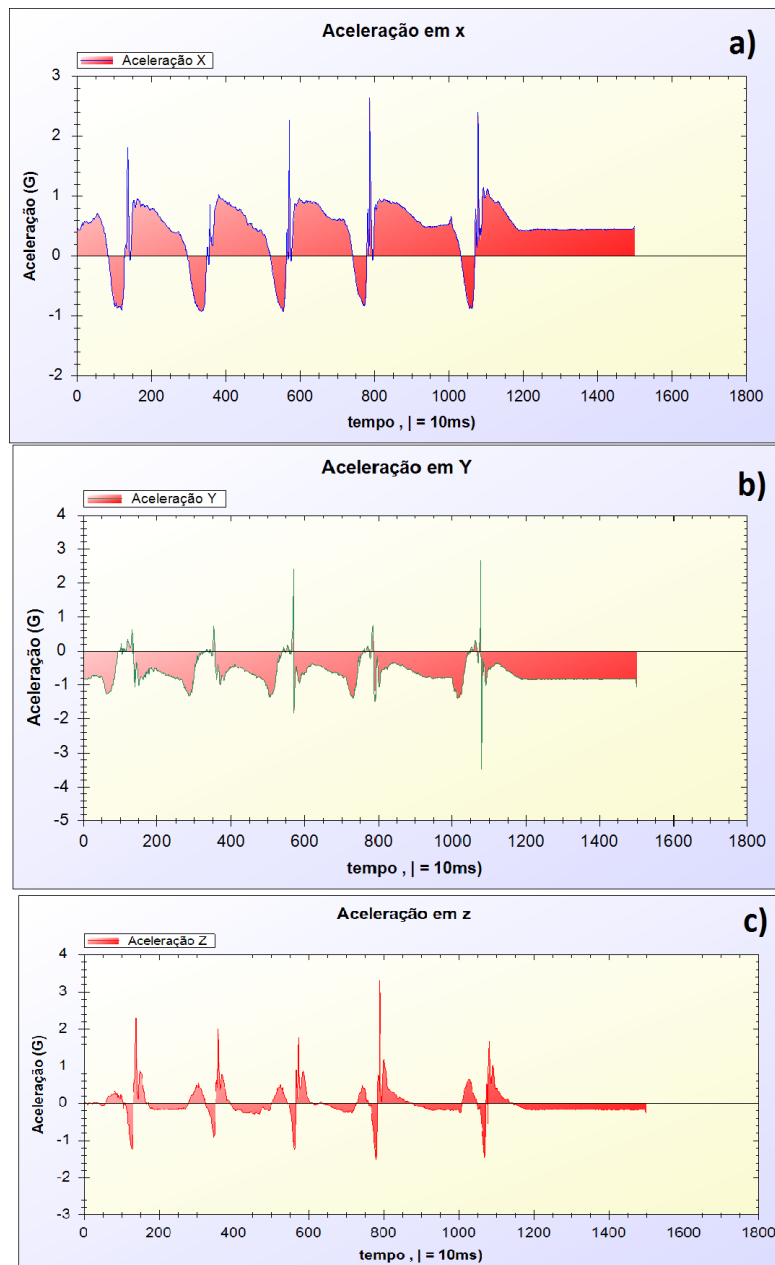


Figura 132 Análise acelerativa a cada eixo no Serviço ; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

Como conclusão parcial relativamente ao impacto das vibrações no pulso de um tenista é possível afirmar que estas são de maior magnitude na fase de impacto, saturando na maior parte das vezes o acelerómetro. De notar também que os atletas na fase de *backswing* e *forward swing* estão sujeito a uma elevação da aceleração. Relativamente à técnica de *backhand* a uma ou a duas mãos, pelos resultados obtido nos testes, é possível afirmar que a última é a mais segura para o atleta. Existem diferenças visíveis nos padrões de

movimento de um atleta sem experiência e com experiência tendo sido possível verificar o seu nível atlético. Existem também diferenças significativas na magnitude da aceleração durante o impacto entre a classe dos jogadores. Foram observadas diferenças entre os serviços dos jogadores com experiência, sendo as mais óbvias, no *backswing* e posterior fase de aceleração e impacto, com magnitudes mais elevadas que a atleta feminina e com uma maior velocidade transmitida á bola. A execução errada da cadeia de coordenação levará a um menor alcance de potência e controlo do batimento bem como um menor tempo para alcançar o estado de fadiga.

6.1.4. OMBRO

Foram realizadas várias tentativas para a colocação do acelerómetro no ombro de modo a obter informação útil quanto às vibrações sofridas nesse segmento corporal. Foi testado no deltóide posterior, lateral e no anterior tendo sido optada a colocação na porção anterior pois foi onde se observou maior impacto das vibrações.

O acelerómetro foi fixo com a extensão da fita de velcro como mostra a Figura 133.

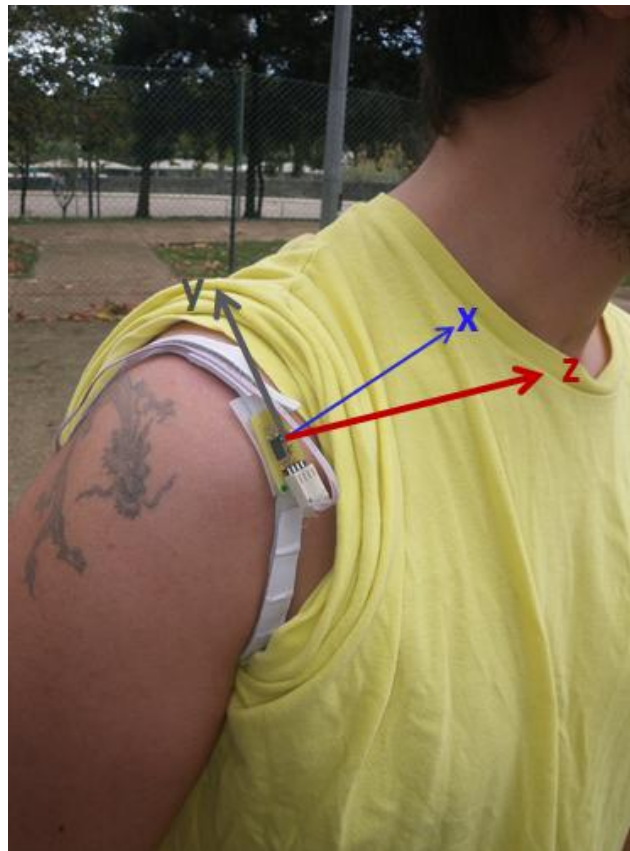


Figura 133 Acelerómetro no Deltóide anterior do atleta e respectivas orientações dos eixos

6.1.4.1. FOREHAND

Foi pedido ao tenista do sexo masculino para executar alguns movimentos nomeadamente o *Forehand* e o *Backhand* como aquecimento. De imediato se percebeu, através da análise dos gráficos obtidos nesse movimentos, que apenas com o acelerómetro no ombro não é possível a identificação das diferentes fases dos movimentos, apenas se tem uma ideia da magnitude das acelerações (vibrações) que incidem no ombro no momento do impacto da bola e da rotação do ombro. Deste modo, para a sincronização com as várias fases seria necessário recorrer a outros acelerómetros ou a imagem de vídeo, o que não é o objectivo principal desta dissertação.

A Figura 134 e a Figura 135 são exemplos das vibrações que ocorreram no ombro do tenista do sexo masculino durante o movimento *forehand*. Foi pedido ao jogador para executar a batida com o máximo de força que conseguisse mantendo a técnica. Os resultados são apresentados a seguir.

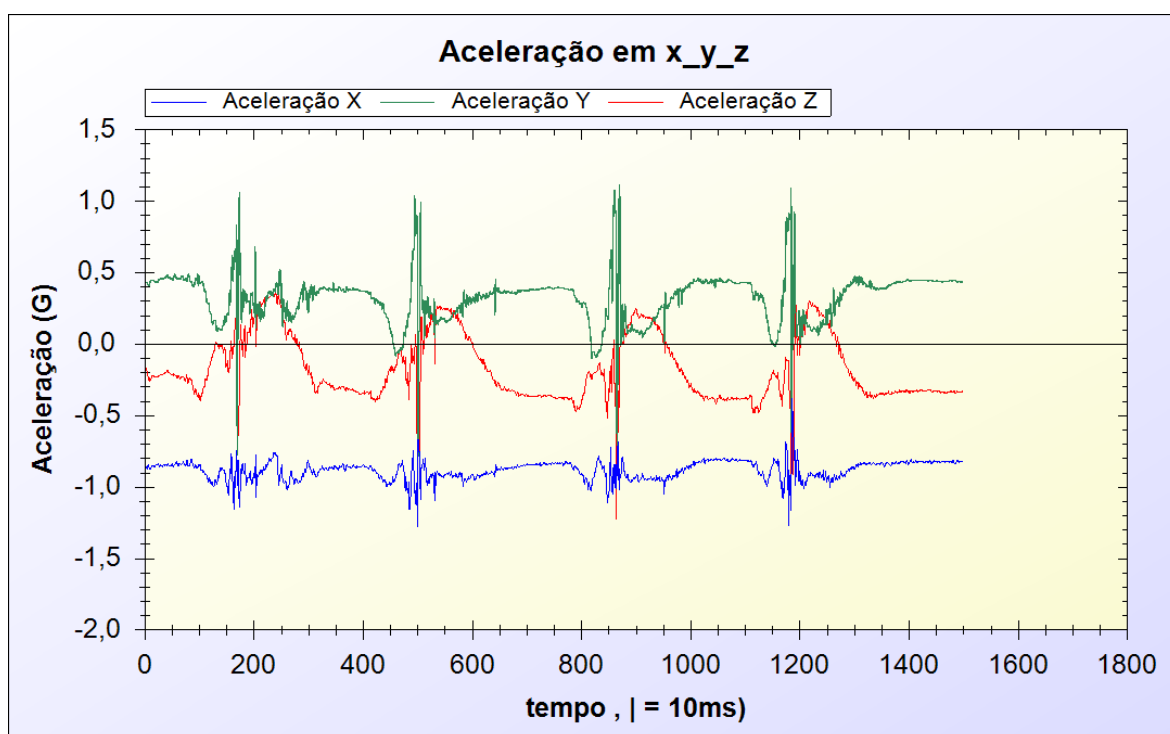


Figura 134 Magnitude das vibrações no ombro durante 4 batimentos no atleta masculino durante a execução do *forehand*

É possível verificar em ambas as figuras que a magnitude das vibrações no ombro no contacto durante a execução do *forehand* tem um valor muito baixo comparativamente com o impacto das vibrações no mesmo atleta no pulso.

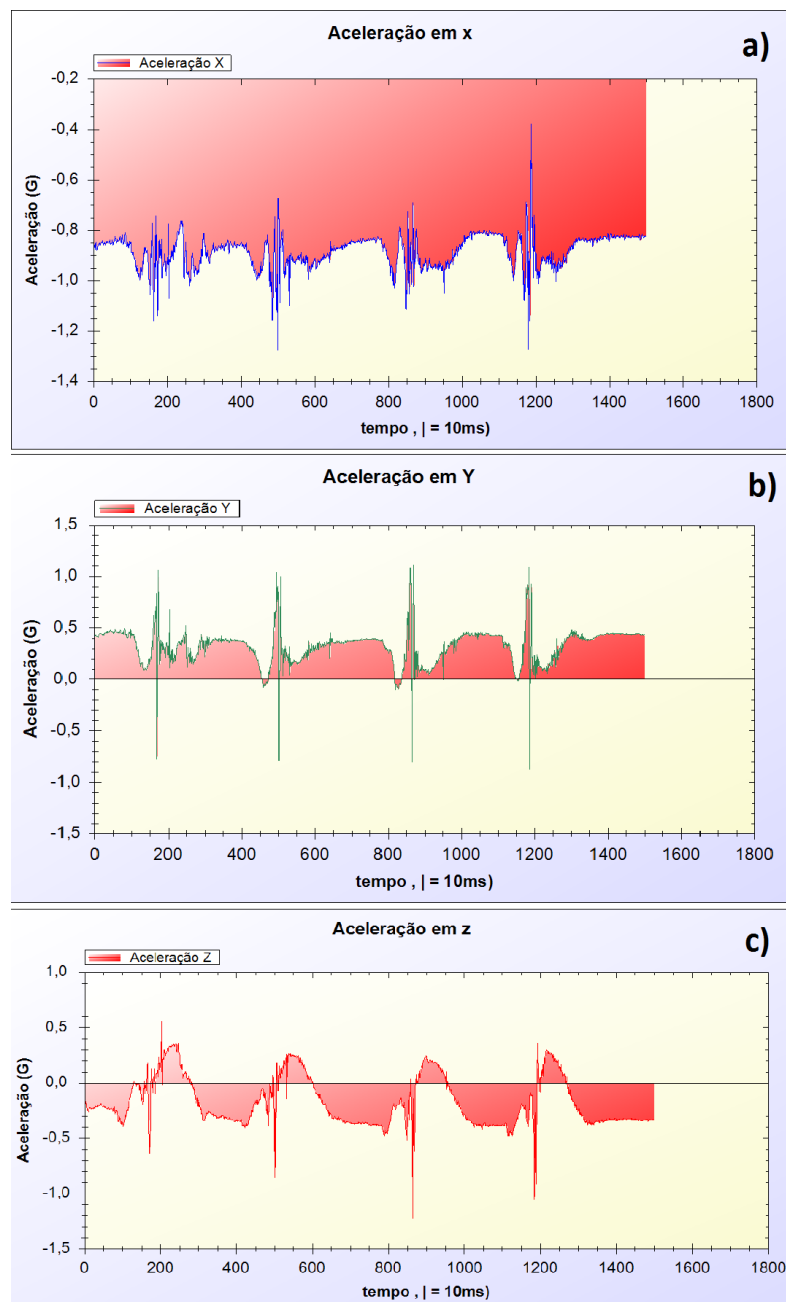


Figura 135 Análise acelerativa em cada eixo para o movimento Forehand; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

6.1.4.2. BACKHAND

A Figura 136 e a Figura 137 são exemplos das vibrações que ocorreram no ombro do tenista do sexo masculino durante o movimento *Backhand*. Foi pedido ao jogador para executar a batida com o máximo de força que conseguisse mantendo a técnica. Os resultados são apresentados a seguir.

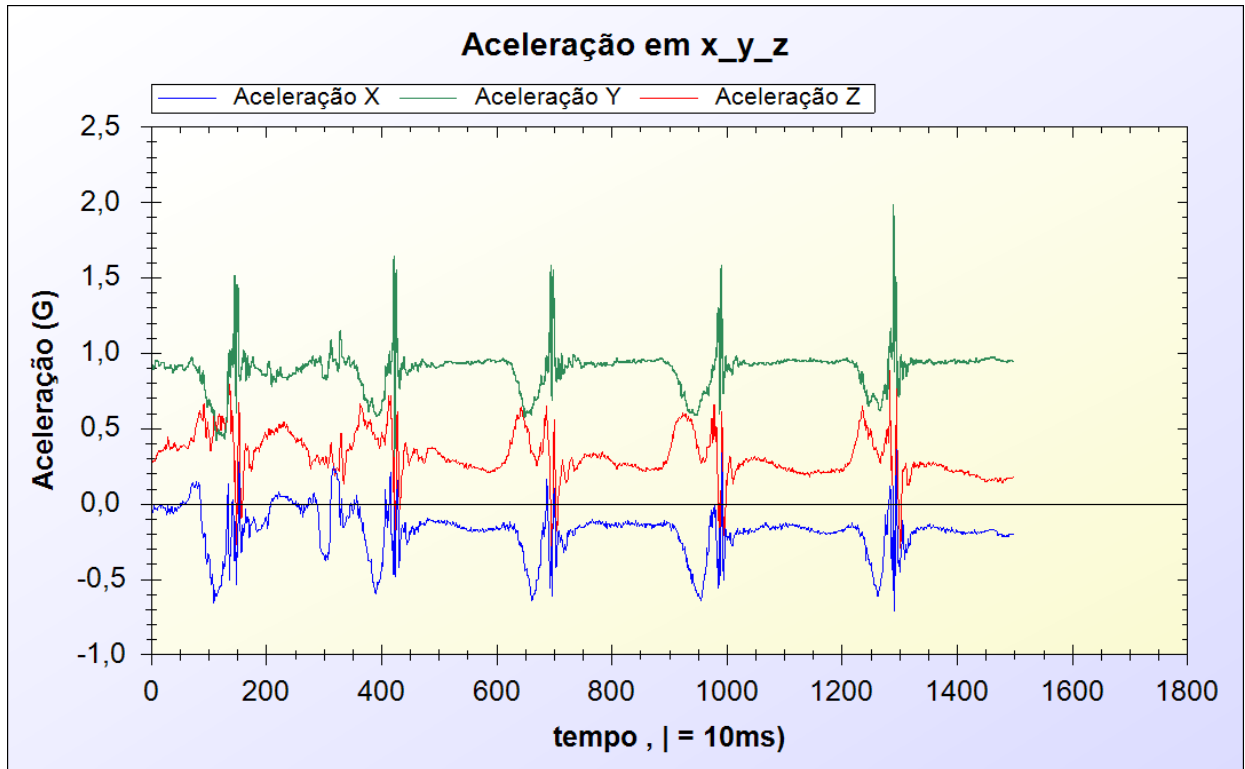


Figura 136 Magnitude das vibrações no ombro durante 5 batimentos no atleta masculino durante a execução do *Backhand*

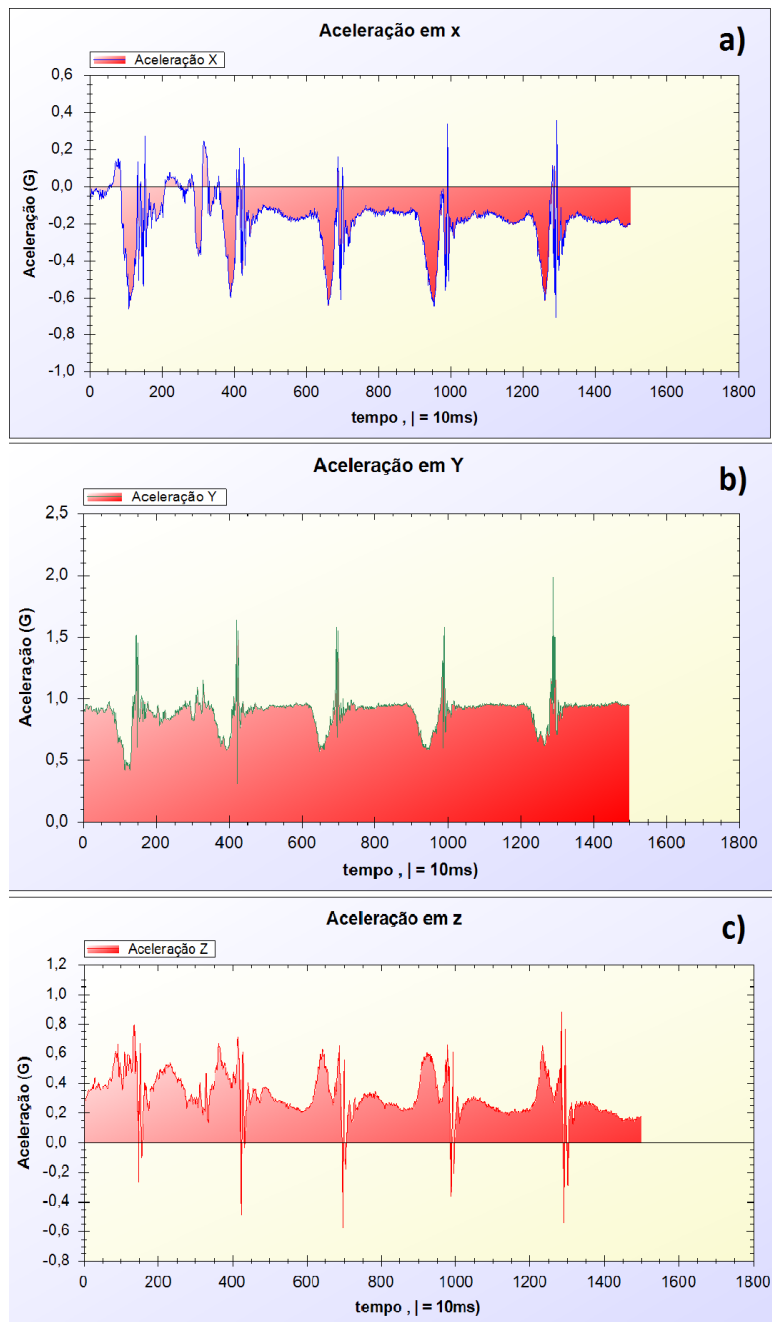


Figura 137 Análise acelerativa em cada eixo para o movimento *Backhand*; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

Pela análise de ambas as figuras é possível verificar que a magnitude das vibrações no ombro no contacto durante a execução do *Backhand* tem um valor muito baixo comparativamente com o impacto das vibrações no mesmo atleta no pulso. Atingiu no máximo no quinto batimento cerca de +2G no eixo dos yy.

6.1.4.3. SERVIÇO

A Figura 138 e a Figura 139 são exemplos das vibrações que ocorreram no ombro do tenista do sexo masculino durante a execução do Serviço. Foi pedido ao jogador para executar a batida com o máximo de força que conseguisse mantendo a técnica. Os resultados são apresentados a seguir.

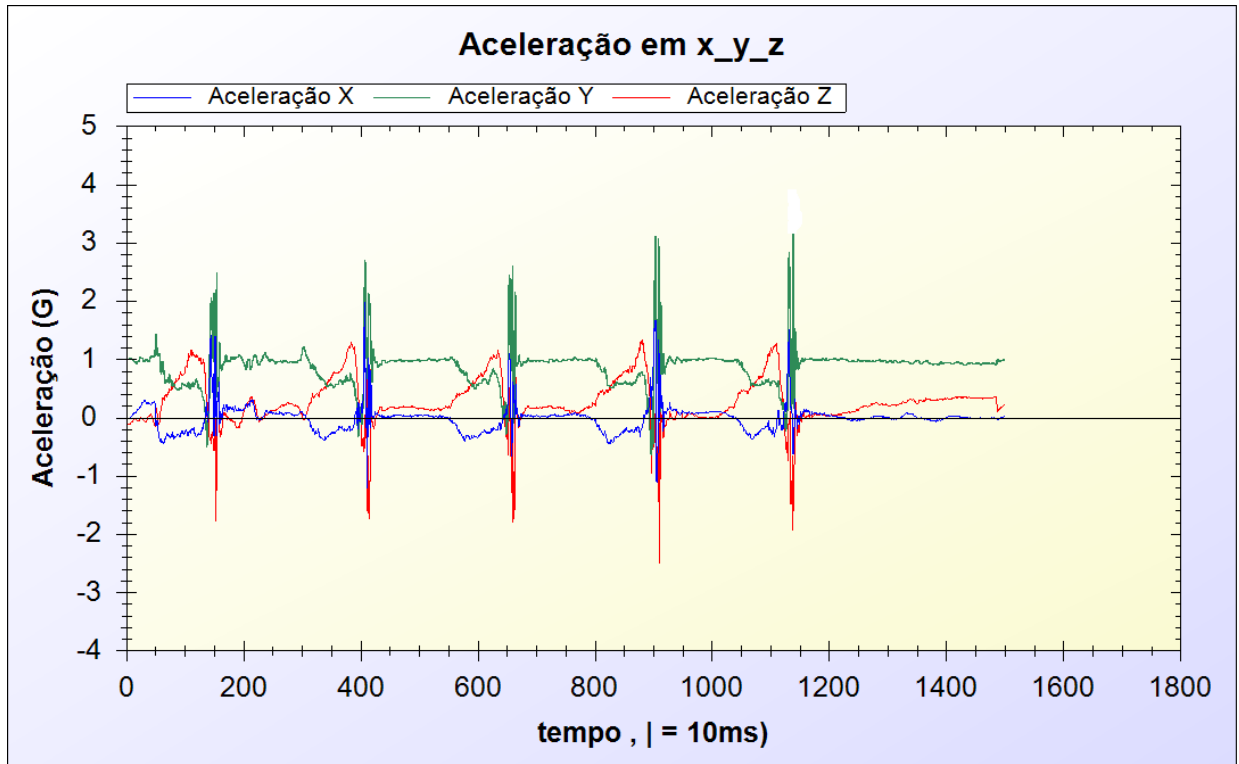


Figura 138 Magnitude das vibrações no ombro durante 5 batimentos no atleta masculino durante a execução do Serviço

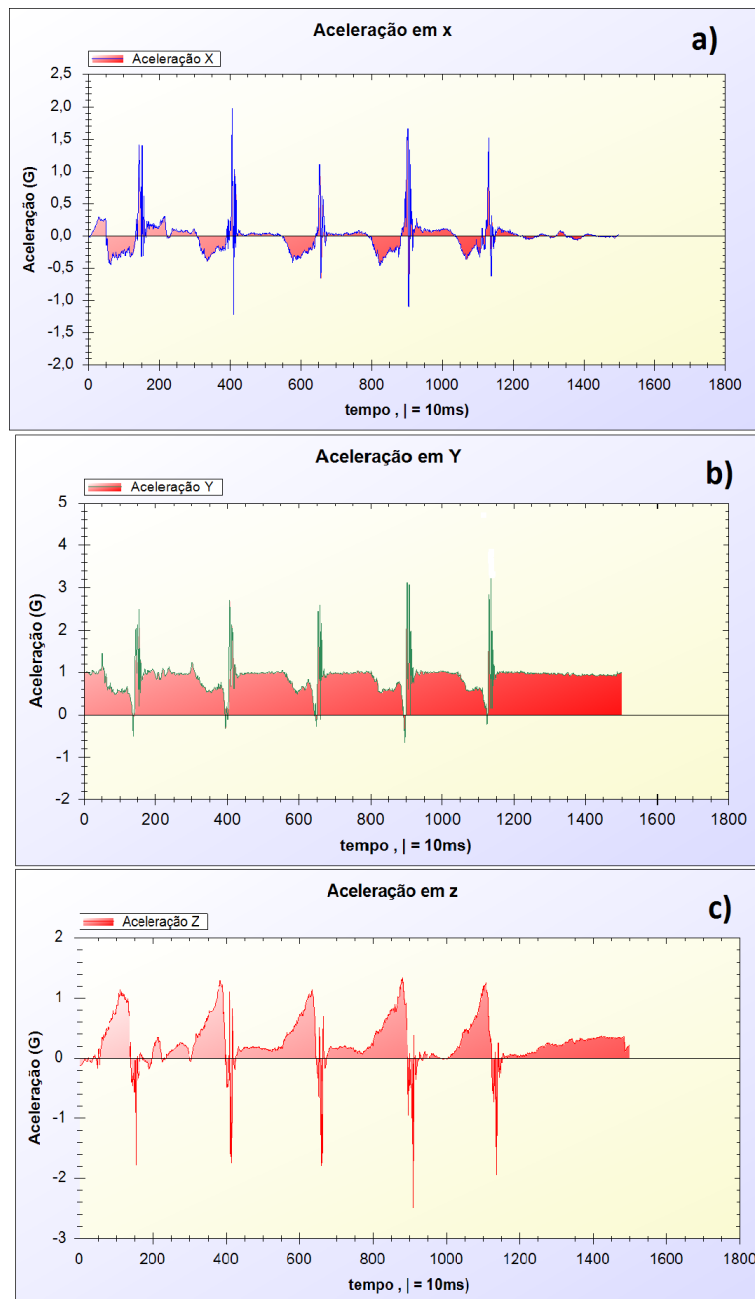


Figura 139 Análise acelerativa em cada eixo para o Serviço; a) Aceleração em x; b) Aceleração em y; c) Aceleração em z

Pela análise de ambas figuras é possível verificar que a magnitude das vibrações no ombro no contacto, durante a execução do Serviço, tem um menor valor comparativamente com o impacto das vibrações no mesmo atleta no pulso. Comparativamente ao *Backhand* e ao *Forehand* o serviço no ombro cria vibrações de maior intensidade, tendo atingido no quarto e quinto batimento cerca de +3G no eixo dos yy. Pode-se concluir que o serviço de todos os movimentos técnicos é o que cria maiores vibrações no pulso e no ombro de um tenista.

7. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o estudo, desenvolvimento, construção e programação de um sistema de baixo custo baseado em sensores de aceleração para uso em actividades desportivas, particularmente no ténis, sendo este o objectivo principal desta dissertação. As conclusões parciais foram apresentadas ao longo dos capítulos e as conclusões e contribuições finais são apresentadas a seguir.

O objectivo principal deste trabalho foi a utilização de acelerómetros para monitorizar o impacto das vibrações num atleta, no entanto, foi também determinado o nível atlético num jogador, tendo sido para isso observado o modelo cinemático através do acelerómetro.

O projecto dividiu-se em duas vertentes. Numa primeira fase foi estudada a biomecânica do braço humano e a biomecânica dos movimentos envolvidos no ténis. Numa segunda fase foi realizada uma pesquisa sobre os dispositivos MEMs mais adequados bem como o Hardware e Software a utilizar, tendo sido analisados os requisitos do sistema a implementar.

Foram construídas duas PCBs, uma para aquisição dos sinais e outra para hospedar o acelerómetro.

O protótipo final é pequeno (20x15mm) e leve (2g) o qual facilita a fixação no atleta não limitando o movimento do mesmo. O peso e tamanho são menores que a maioria dos sistemas similares apresentados na revisão da literatura. Permitiu a monitorização directa no local de actuação do desportista, sendo um sistema portátil, versátil, de baixo custo e permite monitorizar outras actividades desportivas.

Foi desenvolvida uma interface gráfica que permite monitorizar os dados em tempo real permitindo um *feedback* instantâneo durante os treinos. Esta aplicação é intuitiva possui monitorização sonora, permite a criação de gráficos para análise à posteriori mais cuidada das acelerações sofridas, permite a análise dos picos acelerativos sofridos e existe a possibilidade de fazer um Log das acelerações envolvidas.

Foram sentidas algumas dificuldades inicialmente no desenvolvimento da aplicação gráfica nomeadamente na construção dos gráficos em tempo real.

Desenvolvi conhecimentos na área electrotécnica nomeadamente de Soldadura, Montagem de componentes SMD e desenvolvimento de placas de circuito impresso (PCB).

Numa fase final foi feita a integração de todos os sistemas existentes.

No geral este trabalho demonstrou que os acelerómetros são um bom aliado para a monitorização do modelo cinemático, monitorização de vibrações, bem como para indicar o nível atlético de um jogador.

Nos teste realizados percebeu-se que o sistema projectado permite o auxílio ao treino e pode ser usado como uma ferramenta de pesquisa na área de educação física.

Uma limitação importante do projecto foi a utilização de apenas um acelerómetro de +-6G não permitindo um estudo mais amplo das acelerações envolvidas nos movimentos principais do ténis.

8. TRABALHO FUTURO

Como desenvolvimento futuro seria interessante a integração de vários sensores acelerativos, criando-se uma rede sensorial versátil, num maior número de segmentos corporais de modo a fazer uma fusão sensorial nomeadamente no pulso, cotovelo, ombro, quadril e joelho simultaneamente, permitindo um maior número de dados e consequente melhor análise da transferência das vibrações ao longo dos segmentos corporais bem como uma melhor monitorização da técnica executada.

Seria também interessante o uso de um sensor de pressão de modo a comparar a influência da reacção normal do solo juntamente com a flexão dos joelhos na transferência das forças para os segmentos superiores.

Outra integração interessante seria o uso da electromiografia e através da interpretação dos sinais obtidos relacionar a capacidade atlética, níveis de contracção muscular, períodos de actividade muscular e sinergias envolvidas num movimento específico.

De modo a diminuir o impacto dos condutores no braço do tenista a integração de uma rede sensorial *wireless* era vantajosa.

Referências Documentais

- [1] Amin Ahmadi, David D. Rowlands, Daniel A. James - Investigating the translational and rotational motion of the swing using accelerometers for athlete skill assessment Griffith University, School of Engineering Brisbane, Australia ,2006
- [2] Yull Heilordt Henao, Roa - Desenvolvimento de um sistema microcontrolado para monitoramento de atividades esportivas baseado em sensores microeletromecânicos de aceleração e giro, Universidade Estadual de Campinas, 2009
- [3] M.Gad ek HAK -The Mems Handbook applications 2nd Edition , 2005
- [4] Renato P. Ribas - Microsistemas Integrados , UFRGS, 2007
- [5] Rubio ,Wilfredo , Silva Emílio - Projeto de Mems Eletrotermomecânicos Usando o Método de Otimização Topológica, 2005
- [6] A.C. Amadio; P.H. Lobo da Costa; I.C.N. Sacco; J.C. Serrão; R.C. Araujo, L. Mochizuki e M. Duar - Introdução à Biomecânica para Análise do Movimento Humano: Descrição e Aplicação dos Métodos de Medição; Universidade de S.Paulo, 2005.
- [7] IST – Instituto Superior Técnico - Cinemática do Movimento Humano 2006
- [8] Chao, Eys; Schmid-Schunbein, Gw; Woo, LY; Zweifach, Bw, - Biomechanics of the Human Gait , NY, Springer-Verlag, 1986
- [9] Braga Neto, Ludgero - Características dinâmicas e eletromiográficas do forehand e backhand em tenistas: uma perspectiva biomecânica para avaliar o desempenho, USP - Escola de Educação Física e Esporte (EEFE), 2008
- [10] Perry, A.C.; Wang, X.; Feldman, B.B.; Ruth, T.; Signorelli, J. Can - Laboratory-based tennis profiles predict field tests of tennis performance , 2004
- [11] Bruce Elliott ; Miguel Crespo; Machar Reid - Biomechanics of Advanced Tennis
- [12] ITF COACHING - Biomechanics of movement in tennis an introduction http://www.itftennis.com/shared/medialibrary/pdf/original/IO_24917_original.PDF
- [13] 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, 2008
- [14] Morris, M.; Jobe, F.W.; Perry, J.; Pink, M.; Healy, B.S. -Electromyographic analysis of elbow function in tennis players, 1989
- [15] <http://www.ludgerobraga.com.br/abvforehand.pdf> ,acedido em 11-03-2009
- [16] Bahamonde, R. - Biomechanics of the forehand stroke , ITF CSSR , 2001
- [17] Reid , M.M. - Biomechanics of the one- and two-handed backhands, ITF CSSR, 2001
- [18] Braga Neto, Ludgero -Características dinâmicas e eletromiográficas do forehand e backhand em tenistas: uma perspectiva biomecânica para avaliar o desempenho

Escola de Educação Física e Esporte ,USP - Escola de Educação Física e Esporte (EEFE), 2008

- [19] Roetert, E. P. ; Groppel, J.L. - Biomechanics of the volley , ITF CSSR , 2001
- [20] Biomechanics principles for the serve in tennis Coach Education Series ITF CSSR, 2007
- [21] Elliott, B. - Biomechanics of the serve , ITF CSSR, 2001
- [22] Greg Emery - Biomechanical Analysis of the Tennis Serve 2001
- [23] Braga Neto, Ludgero - Estudo de Características dinâmicas e eletromiográficas do saque no ténis - Comparação entre duas técnicas, Universidade de São Paulo, 2003
- [24] THE I2C BUS SPECIFICATION VERSION 2.1, JANUARY 2000
- [25] Joao Paulo Baptista - Sebenta aulas práticas de Sistemas de tempo real, Isep 2010
- [26] ST , LIS3LV02DL - Mems Inertial Sensor Datasheet, 2008
- [27] MICROCHIP, PIC18F2550 Datasheet, 2007
- [28] Texas Instruments, TPS63030 Datasheet, 2009
- [29] PCD C Compiler Reference Manual, February 2010
- [30] Rawin Rojvanit - Migrating Applications to USB from RS-232 UART with Minimal Impact on PC Software , 2004
- [31] Martin Voshell – High Acceleration and the Human Body , 28 November 2004
- [32] Drugă C, Barbu D, Lache - Vibration And The Human Body, Universidade da Transilvania, 2007

Referencias Web

- [33] <http://me1065.wikidot.com/mems-based-rankine-cycle-steam-turbine-for-power-generation>, acessado em 03-03-2010
- [34] <http://datasheet.octopart.com/1-57040-6-Tyco-Electronics-datasheet-571781.pdf>
- [35] TRIPOD - http://members.tripod.com/~tenis_br/historia.htm, acessado em 11-01-2010
- [36] WIKIPEDIA - <http://en.wikipedia.org/wiki/Tennis> , acessado em 12-01-2010
- [37] WIKIPEDIA - <http://pt.wikipedia.org/wiki/T%C3%A9nis>, acessado em 12-01-2010
- [38] UFSM - http://www.ufsm.br/labimec/metodos_de_medicao_cinemetria.ppt
- [39] UFSM - http://www.ufsm.br/labimec/metodos_de_medicao_dinamometria.ppt
- [40] UFSM - http://www.ufsm.br/labimec/metodos_de_medicao_antropometria_cg.ppt
- [41] Universidade de Évora - http://www.ensino.uevora.pt/fasht/modulo4_ergonomia/sessao1/texto_apoio.pdf
- [42] UFSM - http://www.ufsm.br/labimec/metodos_de_medicao_eletromiografia.ppt
- [43] http://hp.br.inter.net/ezequiel.araujo/eb/arquivos/apostila_de_eletromiografia.doc
- [44] WIKIPEDIA - <http://pt.wikipedia.org/wiki/Eletromiografia>
- [45] <http://afinitennis.blogspot.com/2008/05/biomecnicaparte-i.html>, acessado em 11-12-2009
- [46] <http://afinitennis.blogspot.com/2008/05/oforehand-moderno-posicionamento.html>, acessado em 12-12-2009
- [47] <http://afinitennis.blogspot.com/2008/05/biomecnicaparte-ii.html>, acessado em 15-12-2009
- [48] <http://afinitennis.blogspot.com/2008/06/nessa-ltima-parte-de-nosso-estudo-sobre.html>, acessado em 15-12-2009
- [49] <http://wings.buffalo.edu/academic/department/eng/mae/courses/417-517/Orthopaedic%20Biomechanics/Biomechanics%20of%20the%20Shoulder%20and%20Pitching.pdf>
- [50] <http://z.about.com/d/tennis/1/0/e/E/stefan-edberg-forehand-volley.jpg>, acessado em 2-04-2010
- [51] <http://www.i2c-bus.org/>
- [52] <http://www.i2cbus.com/>
- [53] WIKIPEDIA - <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/3e/I2C.svg>
- [54] <http://www.flylogic.net/blog/?p=10>
- [55] WIKIPEDIA - http://en.wikipedia.org/wiki/Universal_Serial_Bus
- [56] WIKIPEDIA - http://pt.wikipedia.org/wiki/G_%28F%C3%ADsica%29
- [57] <http://cse1.eng.ohio-state.edu/voshell/gforce.pdf>
- [58] <http://www.scielo.oces.mctes.pt/pdf/rpcd/v7n2/v7n2a03.pdf>

Histórico

- 1 de Dezembro de 2009, Versão 0.1, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 23 de Março de 2010, Versão 0.2, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 2 de Abril de 2010, Versão 0.3, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 14 de Abril de 2010, Versão 0.4, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 7 de Junho de 2010, Versão 0.5, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 24 de Julho de 2010, Versão 0.6, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 12 de Setembro de 2010, Versão 0.7, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 5 de Outubro de 2010, Versão 0.8, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 22 de Outubro de 2010, Versão 0.9, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>
- 29 de Outubro de 2010, Versão 1.0, <mailto:1040783@isep.ipp.pt>