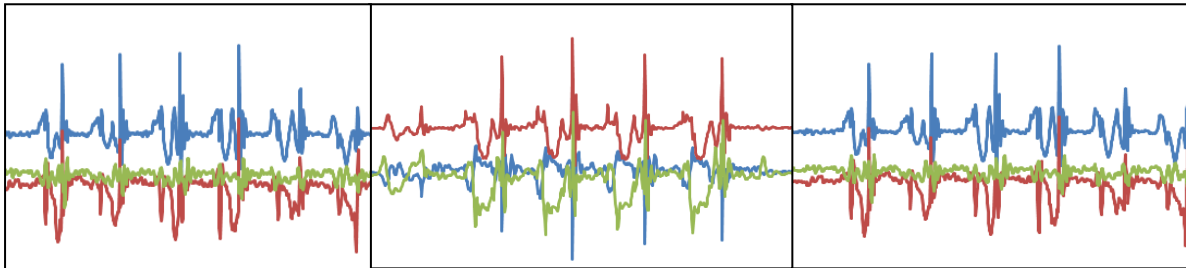




INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa



Análise do Movimento Humano de Marcha Condicionada com Recurso a Tecnologia Móvel

Maria Teresa Bento Carvalho

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador

João Milho (ISEL)

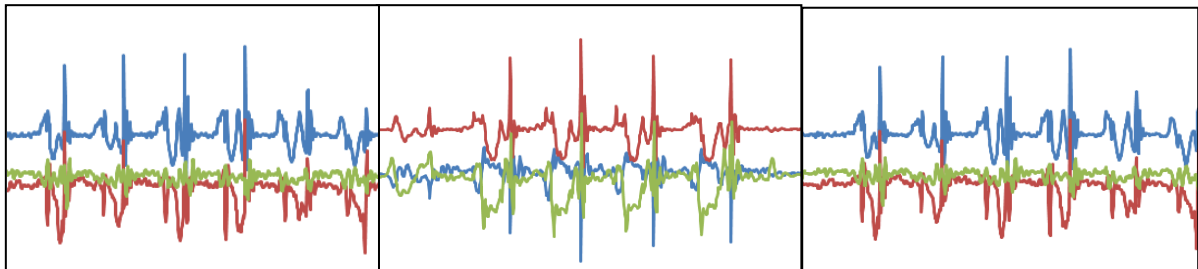
Maio de 2019



INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA

Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa



Análise do Movimento Humano de Marcha Condicionada Com Recurso a Tecnologia Móvel

Maria Teresa Bento Carvalho

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador:

João Milho (ISEL)

Júri:

Presidente: António Jorge Duarte de Castro Silvestre (ISEL)

Vogais: Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa (ISEL)

João Filipe de Almeida Milho (ISEL)

Maio de 2019

Resumo

Introdução: A análise do movimento humano tem sido feita ao longo dos anos através de métodos convencionais, dispendiosos e complexos para serem aplicados regularmente na prática clínica. O *Smartphone* actual proporciona a possibilidade de medir, constantemente, as características dinâmicas corporais do seu utilizador, através do acelerómetro que possui e tem sido amplamente utilizado para a análise do movimento humano. **Objectivo:** Realização da captura do movimento humano da marcha, recorrendo a tecnologia móvel, ao *smartphone*, através da obtenção de dados de aceleração corporal e com base nestas acelerações avaliar a existência de sinergia entre o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo para a estabilização da pélvis em três tipos de casos de estudo (caminhada, subida e descida de degraus), num tipo de marcha normal e num tipo de marcha condicionado por uma ortótese. Pretende-se, futuramente, alargar este conceito à área da Ortoprotesia para uma melhor monitorização dos pacientes utilizadores de próteses. **Metodologia:** Foram utilizados três *Smartphones* para a captura dos dados, através da aplicação “*Physics Toolbox Suite*” e verificada a existência de sinergia através do método Uncontrolled Manifold Hypothesis (UCM). **Resultados e Discussão:** Verificou-se a existência de sinergia entre ambos os membros inferiores para estabilizar a aceleração da pélvis. A análise da marcha condicionada pela ortótese (imobilizador de joelho) em relação à marcha sem a ortótese colocada revelou um maior nível de sinergia entre ambos os membros quando a marcha se apresenta condicionada. **Conclusão:** O *Smartphone* permite obter dados relevantes sobre o movimento dos segmentos corporais e que através desta metodologia poderão ser explorados casos clínicos reais na área da Ortoprotesia, para que os profissionais de saúde obtenham um maior *feedback* da marcha realizada pelos pacientes, podendo facilitar as práticas de reabilitação e melhorar a compreensão da funcionalidade da prótese.

Palavras-chave: Acelerómetro; Marcha; Prótese; Sinergia; UCM

Abstract

Introduction: The analysis of human movement has been done over the years through conventional, costly and complex methods to be applied regularly in clinical practice. The current Smartphone provides the ability to constantly measure the dynamic body characteristics of its user through the accelerometer it has and has been widely used for the analysis of human movement. **Objective:** Accomplishment of the capture of human gait movement, using mobile technology, in this case the smartphone, through the obtaining of data of body acceleration and based on these accelerations to evaluate the existence of synergy between the right lower limb and the left lower limb for stabilization of the pelvis in the three types of study cases (walk, up and down stairs) in a normal gait and a conditioned gait by an orthosis. In the future, it is intended to extend this concept to the area of Ortoprotesia, for a better monitoring of patients using prosthesis. **Methods:** Three Smartphones were used to capture the acceleration data through the "*Physics Toolbox Suite*" application and verified the existence of synergy through the Uncontrolled Manifold Hypothesis (UCM). **Results and Discussion:** There was synergy between both lower limbs to stabilize the acceleration of the pelvis. The analysis of conditioned gait by the orthosis (knee immobilizer) in relation to gait without placed orthosis revealed a greater level of synergy between both limbs when the gait is conditioned. **Conclusion:** The Smartphone allows obtaining relevant data on the movement of the body segments and through this methodology, real clinical cases can be explored in the area of Ortoprotesia, so that health professionals can obtain a more accurate feedback of the gait performed by the patients, being able to facilitate rehabilitation practices and to improve the understanding of the functionality of the prosthesis.

Keywords: Accelerometer; Gait; Prosthesis; Synergy; UCM

Índice

1. Introdução.....	1
2. Pesquisa Bibliográfica e Enquadramento Teórico.....	5
2.1. O Estudo do Movimento Humano	5
2.2. A Marcha em Amputados.....	7
2.3. Parâmetros de Análise de Marcha	10
2.4. O Acelerómetro.....	11
2.5. Sinergia na Análise de Marcha	13
3. Metodologia.....	17
3.1. Dispositivos utilizados na captura de dados	17
3.2. Procedimentos	18
4. Resultados e Discussão.....	33
4.1. Análise de Simetria da Marcha.....	33
4.2. Análise de sinergia com valor de referência da aceleração da gravidade.....	36
4.3. Análise de sinergia com valor de referência da média dos picos máximos/mínimos de aceleração.	37
4.4. Análise parâmetros de marcha associados à duração da passada	41
5. Conclusão.....	45
6. Referências Bibliográficas.....	47

Índice de Figuras

Figura 1 – Fases da marcha normal	6
Figura 2 – Níveis de Amputação do Membro Inferior	8
Figura 3 – Características da Marcha	10
Figura 4 – Ficheiro obtido no teste da Caminhada com imobilizador e Smartphone colocado no MIE	17
Figura 5 – Guia dos primeiros testes de marcha – Caminhada, Subida e Descida de degraus com um smartphone	18
Figura 6 – Exemplo de tabela de <i>Excel</i> e respetivo gráfico obtido de uma das componentes do teste	19
Figura 7 – Smartphones colocados em simultâneo	20
Figura 8 – Guia dos testes de marcha recorrendo a três <i>smartphones</i> colocados em simultâneo no MID, MIE e L5	20
Figura 9 – Procedimento para os testes de Marcha.....	21
Figura 10 – Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 smartphones em simultâneo, durante a Caminhada	22
Figura 11 – Ortótese Imobilizadora de joelho aplicada no MID	23
Figura 12 – Individuo com imobilizador de joelho colocado no MID, juntamente com os 3 smartphones.....	23
Figura 13 – Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 smartphones em simultâneo, com imobilizador colocado no MID, durante a Caminhada	24
Figura 14 – Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 <i>smartphones</i> em simultâneo, com imobilizador colocado no MID, durante a Descida de Escadas	25
Figura 15 – Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 <i>smartphones</i> em simultâneo, com imobilizador colocado no MID, durante a Subida de Escadas	26
Figura 16 – Coluna de incremento de tempo não constante de registo de dados, criada no Excel	27

Figura 17 – Esquema da colocação dos <i>smartphones</i> no corpo do individuo e a influência da sua orientação nos eixos x, y e z	28
Figura 18 – Esquema dos 6ficheiros de Excel obtidos, perfazendo um total de 6 e exemplificação da tabela referente à Caminhada sem imobilizador	28
Figura 19 – Rotina <i>Spline Filter</i> no <i>Matlab</i>	29
Figura 20 – Tabela de <i>Excel</i> com os dados da série total, incluindo os picos iniciais e finais de aceleração	30
Figura 21 – Gráficos obtidos dos casos de estudo da Caminhada.....	33
Figura 22 - Gráficos obtidos dos casos de estudo da Descida de Escadas.....	34
Figura 23 - Gráfico obtido do caso de estudo da Subida de Escadas com Imobilizador.....	35
Figura 24 - Tabela de <i>Excel</i> para cálculo dos extremos (<i>Up</i> e <i>Down</i>) para o teste da Caminhada com Imobilizador	38
Figura 25 - Tabelas obtidas do <i>Up</i> e <i>Down</i> da Caminhada com Imobilizador	38
Figura 26 - Resultados obtidos dos <i>frames</i> entre os picos mínimos de aceleração (<i>Down</i>), no caso de estudo da Caminhada.....	42
Figura 27 – Resultados obtidos dos <i>frames</i> entre os picos máximos de aceleração (<i>Up</i>), no caso de estudo da Caminhada	43
Figura 28 – Resultados obtidos dos <i>frames</i> entre os picos mínimos de aceleração (<i>Down</i>), no caso de estudo da Descida	43
Figura 29 – Resultados obtidos dos <i>frames</i> entre os picos máximos de aceleração (<i>Up</i>) no caso de estudo da Descida	44

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Resultados obtidos da rotina UCM com a ANOVA, para todos os valores das acelerações	36
Tabela 2 – Resultados obtidos da rotina UCM com a ANOVA, dos valores de <i>Up</i> e <i>Down</i>	39
Tabela 3 – Valores obtidos do número de <i>frames</i> entre cada pico de aceleração para os diversos casos de estudo.....	41

Índice de Siglas e Abreviaturas

ANOVA – Analysis of Variance

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CM – Centro de Massa

L5 – 5ª Vértebra Lombar

MID – Membro Inferior Direito

MIE – Membro Inferior Esquerdo

SNC – Sistema Nervoso Central

UCM - Uncontrolled Manifold Hypothesis

VD – Variável de Desempenho

VE – Variável Elementar

VIF – Fator de Inflação da Variância



1. Introdução

O Trabalho Final de Mestrado consiste na última etapa de um plano curricular decorrido durante dois anos e insere-se no 2º ano do Mestrado de Engenharia Biomédica e surge com o intuito de apresentar o cariz do trabalho em questão, mencionando quais os seus principais objetivos, motivação, limitações e resultados. Enquadrar-se-á na categoria de Projeto e tem como título “Análise do Movimento Humano de Marcha Condicionada com Recurso a Tecnologia Móvel”.

O tema escolhido vem ao encontro do grande interesse em unir a área da saúde à área da engenharia, no que respeita à investigação e encontro de novas soluções para um melhor diagnóstico e para uma melhor perceção das patologias existentes.

A análise do movimento humano tem sido feita ao longo dos anos através de métodos convencionais dispendiosos e complexos para serem aplicados regularmente na prática clínica. As tecnologias padrão para análise de marcha são sistemas optoelectrónicos que oferecem elevada precisão na medição de características cinemáticas, mas infelizmente, tais sistemas só podem ser utilizados em grandes laboratórios, dado que é dispendioso e necessita de espaço. Devido à sua praticidade, os dispositivos portáteis, tal como o telemóvel, tornam-se mais populares por proporcionar a possibilidade de medir, constantemente, as características corporais (Caldas *et al*, 2017).

Os telemóveis desempenham um papel muito importante na nossa vida diária. Estatísticas efetuadas no ano de 2010 verificaram que mundialmente o número excede os dez biliões. Atualmente, os telemóveis integram muitas mais funções do que apenas a comunicação por voz. O facto de estarem cada vez mais evoluídos leva a que as suas novas funções sejam estudadas para trazer benefícios a outras áreas, como a da saúde, funcionando como uma plataforma de informação (Yang *et al*, 2012).

Recentemente, têm sido efetuados diversos estudos em torno da temática dos telemóveis capacitados com acelerómetro, uma nova característica que permite oferecer uma plataforma de análise do movimento humano (Yang *et al*, 2012). Desta forma, através de novas colaborações entre a ciência, o *design* e a *tecnologia*, têm sido desenvolvidas aplicações para a área da saúde com recurso a telemóveis capacitados com acelerómetros, que mais adiante são referenciados como *smartphone* (Yang *et al*, 2012).

O acelerómetro que está presente nos *smartphones* não fornece informações diretas sobre a posição no espaço, dá-nos informação, em todas as três direções, de como a velocidade varia durante um movimento tridimensional (3D). Se a posição for o objetivo de estudo, ela deve ser calculada instantaneamente, utilizando-se os valores de aceleração medidos desde o início do movimento. A determinação da posição do *smartphone* no espaço requer uma dupla integração de dados de aceleração, para obter as velocidades e, posteriormente, as posições (Chevrier, Madani & Bsiesy, 2015).

Recentemente, os acelerómetros sem fios tri-axiais têm sido amplamente utilizados para a análise tridimensional da marcha porque são acessíveis de utilizar, económicos e não requerem um ambiente de laboratório (Nishiguchi et al, 2012). Normalmente, o equipamento de análise de marcha em laboratório consiste numa combinação de plataformas de forças, sensores de pressões plantares e de um sistema de vídeo de captura de movimento e através deles é possível obter medições quantitativas e objetivas da marcha humana. No entanto, apresentam também algumas desvantagens, como é o caso dos elevados custos do equipamento e de não ser de fácil acesso a todos os profissionais de saúde, como defende também Nishiguchi et al. (Micó-Amigo et al, 2016).

Esta tecnologia pode ser alargada à área da Ortoprotesia, onde o conhecimento de como os pacientes com amputação dos membros inferiores utilizam as suas próteses e que mudanças se observam ao longo do tempo, pode facilitar as práticas de reabilitação e melhorar a compreensão da funcionalidade da prótese. A monitorização e classificação da marcha com prótese podem levar à melhoria do estado de saúde e aumentar a qualidade de vida dos seus utilizadores (Redfield et al, 2013).

A motivação para a realização deste projeto de Trabalho Final de Mestrado surge então do grande interesse pelo estudo do movimento humano, no contexto da marcha com prótese. O movimento humano da marcha é um ciclo de movimentos dos membros inferiores correspondente a diferentes fases da marcha, que pode ser afetado por razões diversas desde patologias músculo-esqueléticas a casos de amputações. Este interesse surge associado à minha área de formação em Ortoprotesia, onde a elaboração, aplicação e adaptação de dispositivos biomecânicos são o cerne da atuação do Ortoprotésico, em muitos casos com o intuito de devolver a capacidade de andar. Estes dispositivos biomecânicos podem ser classificados em Ortóteses ou Próteses. Uma Ortótese consiste num dispositivo cuja função é prevenir, alinhar ou corrigir deformidades de um segmento corporal ou melhorar a sua função (Edelstein & Bruckner, 2002), enquanto que uma prótese

visa a substituição de um membro perdido, em que é necessária uma reaprendizagem da marcha humana.

Este projeto de Trabalho Final de Mestrado terá então como objetivo principal a análise do movimento humano, nomeadamente a marcha humana, recorrendo a tecnologia móvel, neste caso o *smartphone*, para obtenção dos dados de aceleração. Foram implementados três tipos de casos de estudo de marcha, sendo eles a Caminhada, a Subida e a Descida de degraus, para avaliação desta captura de movimento. Os casos de estudo foram realizados em duas vertentes distintas, isto é, foi avaliada a marcha de um indivíduo saudável sem patologias associadas e a marcha do mesmo indivíduo com uma ortótese de joelho aplicada, que irá restringir o movimento dessa articulação, simulando uma marcha condicionada (patológica). O objetivo da realização destes casos de estudo é avaliar através desta tecnologia a existência de assimetria e de sinergia entre o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo para a estabilização da pélvis nos três tipos de casos de estudo (Caminhada, subida e descida de degraus).

O interesse em realizar testes com o imobilizador de joelho baseia-se na simulação de um tipo de marcha condicionada, onde será de valor caracterizar a existência de sinergia entre ambos os membros inferiores para a tentativa de realizar uma marcha o mais normal possível. Esta temática vai ao encontro das áreas da análise de marcha e da reabilitação e da potencialidade de poder servir de ferramenta para os profissionais de saúde desta área para um melhor diagnóstico e avaliação dos casos clínicos. Em Ortoprotesia, obter dados acerca da marcha de um paciente utilizador de prótese é de extrema importância para existir uma intervenção mais eficaz por parte do Ortoprotésico, podendo também ser avaliada a sua evolução ao longo do tempo.

O presente documento de Trabalho Final de Mestrado está estruturado inicialmente por um capítulo de pesquisa bibliográfica e enquadramento teórico, onde começaremos por fazer uma abordagem ao estudo do movimento humano, focando a marcha humana, as suas diferentes fases e os meios existentes para a sua medição. É abordada também a marcha em amputados, focada na temática da amputação no que se refere à sua incidência e níveis de amputação. Para uma melhor compreensão da temática da marcha humana, são abordados os parâmetros de avaliação da mesma tais como o comprimento do passo, a variabilidade e a assimetria. Por fim, é introduzido também o tema da captura de dados através do acelerómetro, incorporado nos *smartphones* e que nos permite a obtenção dos dados de aceleração, focando alguns estudos já efetuados por outros autores.

O último capítulo da pesquisa bibliográfica e do enquadramento teórico refere-se ao tema da sinergia na marcha, através da técnica Uncontrolled Manifold Hypothesis (UCM). O método UCM pode ser classificado como um método para quantificar a sinergia e será aplicado nos testes de marcha para avaliar a sua existência ou não e em que casos de estudo (Caminhada, subida e descida de degraus) apresentam valores mais elevados.

De seguida é apresentada a Metodologia do presente Trabalho Final de Mestrado onde serão apresentados os dispositivos utilizados na captura dos dados – smartphones – e quais os procedimentos e técnicas adotados para a sua realização, tanto na marcha *standard* como na marcha condicionada, para a obtenção dos dados de aceleração. Após o processamento e esquematização dos dados obtidos, serão apresentados os resultados e a discussão dos mesmos, com base nos parâmetros de análise de marcha e de análise da existência de sinergia, tendo como valores de referência a aceleração da gravidade bem como a média dos picos máximos e mínimos de aceleração. Será ainda feita uma análise e comparação associadas à duração da passada entre a marcha normal e a marcha condicionada.

2. Pesquisa Bibliográfica e Enquadramento Teórico

Neste capítulo é apresentada uma abordagem ao estudo do movimento humano, mais propriamente da marcha humana, referindo-se quais os meios de análise existentes e como têm evoluído ao longo do tempo, através dos avanços da tecnologia. Será também abordada a marcha em amputados e quais as otimizações adotadas pelos utilizadores de próteses de membro inferior para obter um tipo de marcha mais equilibrado e que ofereça uma maior segurança. Serão realçados alguns parâmetros de avaliação da marcha que permitem caracterizá-la, tal como a Assimetria, Variabilidade, entre outros. Após esta temática, falaremos então do *smartphone*, com maior incidência no acelerómetro que o constitui e veremos algumas das suas aplicabilidades, desde que surgiu até aos dias de hoje, principalmente na área da saúde e mais propriamente na reabilitação. Por fim, faremos um enquadramento teórico acerca da possível existência de sinergia na marcha e qual a metodologia utilizada para fundamentá-la.

2.1. O Estudo do Movimento Humano

A marcha é uma importante ferramenta de avaliação clínica, uma vez que alterações na mesma podem refletir mudanças no estado de saúde geral. Funciona como um preditor do declínio cognitivo, de quedas, da qualidade de vida e da longevidade (Godfrey *et al*, 2015).

A locomoção humana (marcha) pode ser descrita como a capacidade de realizar um movimento, de forma rítmica e consistente para atingir uma distância, numa postura segura e vertical (Din *et al*, 2016).

A marcha é definida como um ciclo de movimentos dos membros inferiores, destinado a avançar o corpo com segurança e com um esforço mínimo. O ato de caminhar envolve o movimento periódico de cada pé e de forças de reação ao solo (Teknomo & Estuar, 2014).

Um ciclo de marcha pode ser dividido em duas fases – fase de apoio (*stance*) e fase de balanço (*swing*), que podem ser subdivididas em cinco e três fases, respetivamente, correspondendo a fase de apoio a 60% do ciclo de marcha e a fase de balanço aos restantes 40%. O início da fase de apoio ocorre com o Contacto Inicial, isto é, descreve o momento em que uma parte do pé, o calcanhar (na marcha fisiológica) toca o solo. A Resposta à Carga começa com o contacto inicial e termina com o levantamento do pé contralateral do solo e corresponde à fase em que o centro de gravidade se encontra no

ponto mais baixo do ciclo de marcha (Kishner, 2015). De seguida, a Fase Média de apoio dura até o calcanhar do pé contralateral tocar no chão. Esta fase é seguida da fase final, que termina com o contacto inicial contralateral. A fase de apoio termina com a subfase denominada de Pré-balanço, caracterizada pelo desprendimento dos dedos do pé de referência e pelo contacto inicial do membro contralateral. A segunda fase da marcha, a fase de balanço, inicia-se com o Balanço Inicial que termina quando a articulação tibiotársica do membro de referência cruza o membro de apoio – Aceleração. Esta fase é seguida pelo Balanço Médio, ou Oscilação Média, que termina com a tíbia da perna de referência vertical ao solo. O ciclo de marcha é concluído pela subfase do Balanço Final – Desaceleração - que termina com o contacto inicial do membro de referência (Caldas *et al*, 2017), como podemos ver na figura 1.

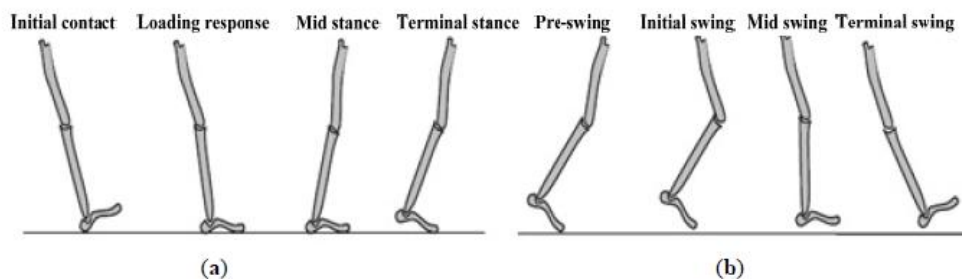


Figura 1 – Fases da marcha normal. a) Subfases da Fase de Apoio da marcha; b) Subfases da Fase de Balanço da marcha (Tao *et al*, 2012).

Cada fase da marcha tem um objetivo funcional e um padrão crítico de movimento sinérgico seletivo para atingir o seu objetivo (Tao *et al*, 2012).

A análise do padrão de marcha humana por fases identifica mais concretamente o significado funcional dos diferentes movimentos causados pelas articulações e segmentos corporais (Tao *et al*, 2012).

O estudo do movimento humano, uma área pesquisada ativamente por muitos anos, procura identificar e caracterizar padrões de marcha. Durante anos, a análise quantitativa dos padrões de marcha foi realizada em laboratórios de marcha que estão equipados com vários dispositivos sofisticados de medição e análise, tais como placas de força de reação ao solo e sistemas de análise de movimento cinemático tridimensional. No entanto, o uso deste tipo de instalações requer indivíduos especializados e ambiente de laboratório. Para além de que a maioria dos equipamentos é dispendiosa (Thang *et al*, 2012).

O mecanismo da marcha humana envolve uma sincronização entre o sistema músculo-esquelético e neurológico do corpo humano. As características da marcha variam de indivíduo para indivíduo e o seu estudo pode ser feito através de três técnicas distintas, sendo elas a observação, as plataformas de sensores e a tecnologia dos sensores portáteis (Thang et al, 2012).

A medição pode ser feita com o auxílio de escalas de avaliação da marcha, através de vídeo ou ainda através de um simples dispositivo que utiliza a vantagem de ter sensores sem fios, que medem parâmetros de marcha espaço-temporais e representa uma ferramenta de análise de baixo custo (Teknomo & Estuar, 2014). Através deste último sistema, é possível fazer um estudo de três dimensões. A primeira dimensão corresponde à deteção da marcha. Nesta primeira fase, os instrumentos são acoplados ao corpo do indivíduo, normalmente no membro inferior, para assim detetar atividades específicas que sejam realizadas, como o caminhar ou subir escadas. A segunda dimensão consiste na identificação da marcha, isto é, envolve a análise do movimento e a determinação do tipo de movimento realizado. Por fim, a última dimensão respeita à análise de marcha, ou seja, à visualização, que permite aos profissionais de saúde o seu monitoramento (Teknomo & Estuar, 2014).

A análise da marcha humana é utilizada na área da saúde para monitorar a reabilitação de pacientes afetados por diferentes patologias ou em pacientes em processos de ortetização e/ou protetização (Teknomo & Estuar, 2014).

Através da análise de marcha, as fases da marcha podem ser identificadas, os parâmetros cinemáticos e cinéticos podem ser determinados e as funções músculo-esqueléticas podem ser quantitativamente avaliadas. Como resultado, a análise de marcha tem sido realizada na área do desporto, da reabilitação e em diagnósticos de saúde. Na área da reabilitação e ortopedia tem funcionado como meio de monitorização da evolução do processo de recuperação dos pacientes (Tao et al, 2012).

2.2. A Marcha em Amputados

A amputação representa um ato emocionalmente perturbador e traumático que um paciente pode sofrer. No entanto, com uma abordagem multidisciplinar na área da saúde, os efeitos negativos podem ser minimizados. A utilização de uma prótese por parte do paciente não só melhora muito a sua funcionalidade, como também o seu nível psicológico (Kishner, 2015).

A amputação leva a uma incapacidade e traz uma mudança na vida e função do indivíduo. Esta condição é experienciada por um maior número de amputados de membro inferior do que de membro superior (Sinha *et al*, 2011).

A amputação a nível transtibial (abaixo do joelho) ocorre, pelo menos, duas vezes mais do que a amputação a qualquer outro nível, dado que 90% da totalidade das mesmas ocorrem nos membros inferiores (Lusardi & Nielsen, 2000). As amputações de membro inferior podem ser classificadas segundo vários níveis, de acordo com a zona anatómica em causa, correspondendo o nível máximo a uma Hemipelvectomy e o nível mais baixo a uma Desarticulação dos dedos, como se pode verificar na figura 2.

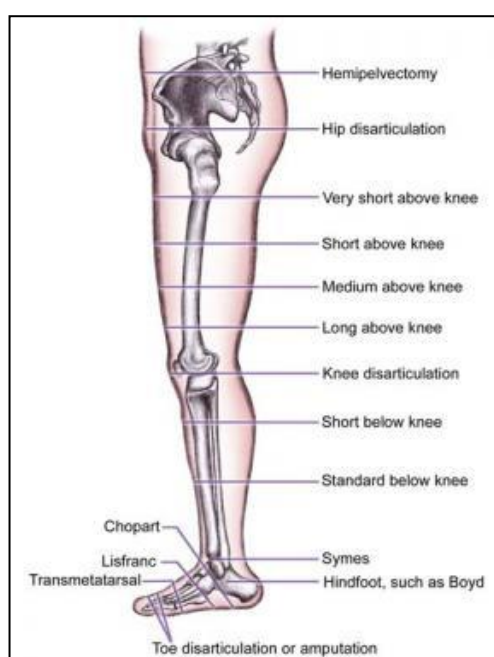


Figura 2 – Níveis de Amputação do Membro Inferior (Kishner, 2015).

Nos países desenvolvidos, as complicações vasculares representam a maior causa de amputações de membro inferior, enquanto nos países em desenvolvimento os acidentes traumáticos prevalecem (Sinha *et al*, 2011).

As complicações vasculares e a Diabetes Mellitus (DM) são problemas de saúde crescentes nos países em desenvolvimento e as úlceras diabéticas são grandes precursoras das amputações dos membros inferiores (Sinha *et al*, 2011). As úlceras que surgem no pé têm vindo a ser reconhecidas como um importante antecedente de amputação do membro inferior, em múltiplos estudos (Boyko *et al*, 2006).

Em Portugal, segundo as estatísticas efetuadas pela Sociedade de Diabetologia, a prevalência da Diabetes no ano de 2015 foi de 13,3% com idades compreendidas entre os 20 e os 79 anos, o que corresponde a mais de um milhão de indivíduos.

No que respeita ao número de amputações por motivo de DM, tem-se registado uma trajetória de redução desde 2006, com 1731 amputações, sendo 930 *major*¹ e 801 *minor*². No ano de 2015, o número de amputações fez um total de 1250, verificando-se um número inferior de amputações *major* em relação às amputações *minor*, de 545 e 705, respetivamente (Sociedade Portuguesa de Diabetologia).

Recuperar a capacidade de andar é um dos objetivos primordiais do processo de reabilitação após uma amputação de membro inferior. A capacidade de controlar adequadamente a aptidão de caminhar é essencial para avaliar e orientar o processo de reabilitação (Houdijk *et al*, 2008).

Perante uma amputação, surgem estratégias adaptativas para garantir um padrão de marcha suave e coordenado, onde a marcha é otimizada para utilizar uma menor quantidade de energia (gasto energético) para percorrer uma maior distância (Kishner, 2015).

Uma marcha patológica consiste num meio de locomoção ineficiente que, normalmente, exige muito mais energia do que uma marcha normal. Os indivíduos tendem a adotar diversos tipos de movimento anormais para minimizar a quantidade de energia gasta. As principais otimizações são a rotação pélvica, a obliquidade pélvica, a flexão do joelho na fase de apoio e a inclinação lateral do corpo (Kishner, 2015).

Os indivíduos amputados, devido ao seu membro protésico, apresentam uma marcha assimétrica. Os tecidos redundantes do membro residual (coto) não são adequados para fazer carga e a marcha assimétrica pode resultar do mecanismo de defesa ao proteger o membro residual (Nolan *et al*, 2002). Estudos efetuados constataram que os indivíduos amputados de membros inferiores apoiam-se durante um maior período de tempo no membro saudável do que na prótese, durante uma caminhada com uma cadência normal e como consequência, as forças aplicadas repetidamente podem provocar dor e degeneração das articulações do membro são (Nolan *et al*, 2002). Os desvios de marcha são diferentes

¹ Amputações *major* são todas aquelas onde se verifica a perda total do pé, que inclui as amputações transfemorais, transtibiais e a amputação Syme.

² As amputações *minor*, por sua vez, são as conhecidas como parciais do pé

consoante o nível de amputação. A marcha em indivíduos com amputação transfemoral (acima da articulação do joelho) apresenta divergências mais relevantes da marcha de um indivíduo são, devido ao facto deste nível de amputação se caracterizar pela ausência da articulação do joelho (Goujon-Pillet et al, 2008).

2.3. Parâmetros de Análise de Marcha

Estudos efetuados demonstraram que a utilização de um único dispositivo portátil colocado na vértebra lombar L5, ou seja, na região inferior das costas, pode capturar características da marcha clinicamente relevantes. A localização específica do dispositivo na vértebra L5 remete-se ao facto de ser a localização mais próxima do centro de massa (CM) (Din et al, 2016). Posto isto, podemos verificar na Figura 3 quais as características obtidas.

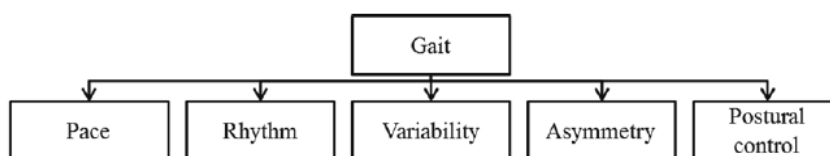


Figura 3 – Características da Marcha: Ritmo, Cadência, Variabilidade, Assimetria e Controlo Postural (Din et al, 2016).

Segundo Din et al (2016), através do gráfico é possível calcular características temporais e espaciais da marcha. As características temporais estão relacionadas com: *step*, *stance*, *stride* e *swing*. Para replicar estas características, as mesmas têm que ser derivadas, através da sequência de eventos Contacto inicial do calcanhar e o Contacto final, em relação à fase de duplo apoio do ciclo de marcha. A partir desta sequência, é possível identificar o lado esquerdo e o lado direito e subsequentemente são estimados os tempos. Após a determinação das fases de contacto dos pés, grande parte dos contactos do membro inferior esquerdo e direito pode ser feita com base nas acelerações médio-laterais (Zijlstra & Hof, 2003).

Tanto o comprimento médio do passo como a velocidade média do mesmo podem ser estimados através do movimento do tronco para cima e para baixo, ao longo da caminhada. Esta análise está enquadrada no modelo do pêndulo invertido, baseado no centro de massa (CM) do corpo do indivíduo. Assumindo um padrão de marcha normal, os movimentos do centro de massa no plano sagital seguem uma trajetória circular durante cada fase. Neste modelo do pêndulo invertido, alterações de altura do centro de massa dependem do

comprimento do passo. Assim, quando mudanças de altura são detetadas, o comprimento do passo pode ser descoberto através de características geométricas (Zijlstra & Hof, 2003).

Já a Variabilidade e Assimetria são baseadas nas diferenças entre o passo esquerdo e o passo direito, cujos resultados nos auxiliam no diagnóstico e avaliação de patologias assimétricas (Din *et al*, 2016).

A marcha humana apresenta assimetrias distintas em condições normais/saudáveis e em condições patológicas. A simetria é considerada um aspeto relevante na análise de marcha e consiste na semelhança de passos contralaterais (Tura *et al*, 2010). Segundo Sobral, com base nos valores da força vertical exercida na marcha, é possível quantificar a simetria da força exercida entre o pé esquerdo e o pé direito. Assim, é determinado o índice de simetria (IS) com base no declive da recta, em graus, obtida com o ajuste dos pontos da curva das forças verticais do pé dominante e do pé não dominante (Sobral, 2015). Assim sendo, o IS corresponde à diferença relativa percentual entre o declive obtido e o declive esperado, onde 45° indica uma simetria perfeita entre ambos os lados.

2.4. O Acelerómetro

Os *smartphones* têm vindo a tornar-se cada vez mais populares e a desempenhar papéis importantes nas nossas vidas diárias. Em particular, a pluralidade de sensores nele incorporados levam à deteção de dados para a compreensão dos estados de saúde física e mental dos indivíduos (Ren *et al*, 2013).

O acelerómetro 3D não fornece informações diretas sobre a posição no espaço. Ele mede, nas três direções, como a velocidade varia durante uma deslocação 3D. Se a posição for o objetivo, ela deve ser calculada em cada ponto utilizando os valores de aceleração medidos desde o início da deslocação. A aceleração é a variação do movimento (Chevrier, Madani & Bsiesy, 2015).

A aplicação do acelerómetro marcou o início da análise de marcha através da utilização de sensores portáteis e forneceu um método efetivo de análise da marcha humana em circunstâncias ambulatorias (Ozdalga *et al*, 2012).

Huang et al, em 2010, validaram a praticidade e fiabilidade de utilizar um telemóvel inteligente incorporado com um acelerómetro, como contador de passos. Foi obtida uma precisão de 100% quando o telemóvel foi colocado na coxa (Yang et al, 2012).

Toshiki et al propuseram uma análise de atividade, também baseado num acelerómetro incorporado num telemóvel para quatro tipos de atividade distintas: andar, correr, subir/descer escadas e caminhar rápido, que puderam ser identificados com uma precisão de 80% (Yang et al, 2012).

Diversos estudos têm sido efetuados ao longo dos anos, associando a capacidade do smartphone à área da saúde, especialmente no diagnóstico e avaliação de patologias neurodegenerativas e em procedimentos ortopédicos. O mesmo acontece em estudos de marcha em indivíduos com risco elevado de quedas. Para a obtenção destes parâmetros de marcha, os *smartphones* têm sido colocados em diferentes zonas do corpo. Um estudo levado a cabo por Zijlstra avaliou um sistema de análise de marcha baseado na aceleração obtida da parte inferior das costas (zona lombar) numa passadeira, cujos resultados obtidos dos parâmetros de marcha foram considerados válidos e confiáveis (Yang et al, 2012).

No campo da reabilitação, diversos autores têm vindo a analisar a eficácia deste sistema de análise em pacientes amputados, tanto a nível transtibial como transfemoral. Redfield et al (2013) realizaram um estudo de caso com um paciente amputado e utilizador de prótese, com o intuito de avaliar a sua marcha através de um *smartphone* colocado no encaixe da prótese, bem como através do sistema GAITRite - passadeira eletrónica provida de sensores - para se compararem os resultados. A reabilitação após a amputação de um membro inferior tem como principais objetivos reconstituir um padrão de marcha estável, eficiente energeticamente e que evite cargas e impactos no membro residual. Como tal, foram realizados testes de marcha com os dois sistemas distintos e concluiu-se que o sensor é capaz de fazer medições que se correlacionam bem com as que foram retiradas da GAITRite (Redfield et al, 2013).

Outros estudos demonstraram o potencial do smartphone no monitoramento de pacientes. Sapatos equipados com sensores, que comunicam com o smartphone, foram utilizados para acompanhar o nível de atividade dos pacientes que sofreram um AVC recentemente. O acelerómetro do smartphone pode ser utilizado para interpretar a marcha e o equilíbrio dos pacientes (Ozdalga et al, 2012). Um outro estudo, levado a cabo por Zijlstra avaliou um sistema de análise de marcha baseado na aceleração, a partir da zona inferior das costas, numa passadeira, a qual consegue registar as forças de reação ao solo sob o pé direito e o

pé esquerdo. Os resultados mostraram que os parâmetros de marcha obtidos a partir do acelerómetro tri-axial foram válidos e confiáveis (Yang et al, 2012).

2.5. Sinergia na Análise de Marcha

Ações compensatórias e desvios de marcha são frequentemente adotados para se conseguir um tipo de marcha mais seguro. O controlo motor é uma questão fundamental para as pessoas que sofreram, por exemplo, um AVC e para as quais a coordenação limitada prejudica a sua mobilidade. Uma compreensão de como o sistema nervoso central (SNC) se compensa para controlar o movimento pode dar-nos informação da terapia necessária (Papi et al, 2015).

A teoria *Uncontrolled Manifold Hypothesis* (UCM) ou Hipótese Múltipla Não Controlada, foi introduzida recentemente para investigar como o SNC atua em relação a tarefas motoras selecionadas, selecionando combinações de diferentes elementos músculo - esqueléticos que estão envolvidos no desempenho da tarefa. Isso quer dizer que o SNC pode empenhar uma variedade de abordagens diferentes para realizar uma tarefa (Papi et al, 2015).

Ao explorar esta abordagem, pode ser possível prever quais as variáveis motoras que o SNC controla e quais os elementos ou graus de liberdade que ele tem que organizar para aquela tarefa motora específica ser executada. Essa teoria pode, assim, ser vista como uma análise da variabilidade de uma tarefa funcional selecionada num sistema de vários graus de liberdade. A variabilidade pode ser "boa", se o objetivo da tarefa permanecer inalterado ou "má", se ocorrerem desvios (Papi et al, 2015).

O próprio UCM é um subespaço de todas as combinações possíveis de elementos motores (variáveis elementares) que levam a um valor consistente de uma variável de desempenho. Por exemplo, todas as diferentes combinações de ângulos de articulações dos membros inferiores que juntos colocam o centro de massa (CM) numa determinada posição no espaço tridimensional definem um subespaço UCM. É definido como "não controlado" porque o controlo da variabilidade dentro do mesmo é desnecessário, uma vez que todas as combinações (isto é, o conjunto dos ângulos das articulações dos membros inferiores) dentro desse subespaço preservam o valor da variável de desempenho (isto é, a posição 3D do CM). Assim, a abordagem UCM pode ser vista como um método para quantificar sinergias (Papi et al, 2015).

A sinergia tem vindo a ser estudada ao longo dos anos e representa uma organização de variáveis elementares (VE) que estabilizam uma importante variável de desempenho (VD). As variáveis elementares são as variáveis mais pequenas e sensíveis que podem ser utilizadas para descrever um sistema de interesse num nível selecionado de análise. As variáveis de desempenho referem-se a variáveis potencialmente importantes, produzidas pelo sistema, como um todo (Latash & Anson, 2006).

Um exemplo prático poderia ser usar a abordagem UCM para entender como o SNC organiza ângulos articulares (variáveis elementares) para permitir um movimento suave do Centro de Massa (variável de desempenho) e, assim, produzir uma locomoção segura. É importante mencionar que a variabilidade entre as tentativas é dividida em duas componentes: uma que fica dentro do UCM e outra que é perpendicular ao UCM. Essas duas variabilidades, expressas como índices de variância nas repetições da mesma tarefa, são utilizadas para verificar a hipótese sobre os aspetos do movimento que são controlados. Se a variância dentro do UCM for maior que a perpendicular a ela, a hipótese da estabilização da tarefa motora selecionada é aceite. Esta análise pode fornecer aos clínicos uma melhor compreensão da coordenação motora e a sua relação com as abordagens de reabilitação, fornecendo uma explicação de como diferentes recursos dinâmicos podem levar a um desempenho motor bem-sucedido. Ter informações sobre o comportamento do sistema irá permitir um tratamento mais específico e individualizado para acelerar a recuperação, com o alvo de intervenção (elementos músculo-esqueléticas) identificado. Saber que variações de movimento devem ser encorajadas e quais devem ser desencorajadas irá promover a boa prática clínica e melhorar os resultados para os pacientes (Papi *et al*, 2015).

O UCM (*Uncontrolled Manifold Hypothesis*) apresenta o termo “*Manifold*”, que se refere a um conjunto de pontos, dentro de um espaço, que estão bem organizados de acordo com determinados critérios matemáticos. A “*Hypothesis*” propõe que o controlador atue no espaço dos elementos variáveis (por exemplo, 7 rotações principais repartidas pelo ombro, cotovelo e articulação do punho) e selecione nesse espaço um Manifold (um UCM, por exemplo, conjuntos de valores angulares que correspondem a uma posição fixa do dedo indicador) correspondente a um valor exigido de uma variável de desempenho (por exemplo, coordenadas cartesianas representando a posição do dedo a apontar para um objeto) (Krishnan *et al*, 2013). Ou seja, ao movermos a ponta do dedo para um alvo localizado na posição x, y (isto é, coordenadas de tarefa) essa posição final pode ser definida pelo número de ângulos da articulação envolvida, h_1, h_2, \dots, h_n (coordenadas dos componentes). Visto

que há mais coordenadas de componentes do que coordenadas de tarefas, há um número infinito de posturas que podem levar a ponta do dedo ao alvo (redundância). Este conjunto de posturas que correspondem a uma localização particular no espaço define o subespaço do UCM (Black *et al*, 2007).

O método de análise UCM tem sido recentemente utilizado e foram encontrados cinco artigos onde o mesmo foi utilizado na análise de marcha, onde apenas dois consideraram a trajetória do CM como uma variável de desempenho, mas apenas no momento do contacto do calcanhar no solo. Três dos estudos analisaram a evolução temporal da abordagem UCM através do ciclo de marcha, mas nenhum com o movimento do CM como a variável de desempenho (Papi *et al*, 2015).

No presente Trabalho Final de Mestrado foi utilizada, para aplicação da análise de UCM, a metodologia apresentada por Passos, Milho & Button (2017) no artigo “Quantifying synergies in two-versus-one situations in team sports: An exemple from Rugby Union”, onde a hipótese de que elementos relevantes para a tarefa estabilizam uma variável de desempenho, pode ser empiricamente demonstrada pelo cálculo de duas grandezas: a variância compensada e a variância não compensada. Através do cálculo de uma razão UCM entre a variância compensada e a variância não compensada, podemos comparar qual dessas variâncias é mais alta e, conseqüentemente, quantificarmos as sinergias funcionais. Isso significa que para valores de $UCM > 1$, há sinergia e para valores de $UCM < 1$, não há sinergia. Neste trabalho, as componentes relevantes da tarefa serão as acelerações do membro inferior esquerdo e do membro inferior direito para estabilizar a variável de desempenho, que corresponde à aceleração da pélvis.



3. Metodologia

Este capítulo é dedicado ao desenvolvimento da metodologia de trabalho adotada neste Trabalho Final de Mestrado. A metodologia desenvolvida teve como objetivo a captura do movimento recorrendo a tecnologia móvel para avaliação da marcha humana fisiológica e condicionada com vista à sua utilização por profissionais de saúde como ferramenta de análise e diagnóstico de casos clínicos na área da reabilitação, nomeadamente em Ortoprotesia, em utilizadores de dispositivos biomecânicos como próteses.

3.1. Dispositivos utilizados na captura de dados

Para o desenvolvimento desta metodologia, foram utilizados três *Smartphones* com o sistema operativo *Android* para capturar os dados através de um acelerómetro 3D, juntamente com a aplicação “*Physics Toolbox Suite*”. Esta aplicação permite-nos utilizar os sensores de medição presentes no telemóvel para registar as acelerações nos 3 eixos de direção. Os dados recolhidos por esta aplicação foram armazenados numa matriz com os seguintes valores: gFx, gFy e gFz e foram guardados num ficheiro em formato Excel com colunas distintas relativas às 3 direções x, y e z, representado na Figura 4, onde é demonstrado um exemplo de um dos ficheiros de dados obtido através desta aplicação. O ficheiro é, portanto, constituído por cinco colunas de valores, correspondendo a primeira ao tempo e a última à intensidade total da aceleração obtida através da raiz quadrada da soma dos quadrados das componentes x, y e z.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
1	time	gFx	gFy	gFz	TgF					
2	0,002	0,0137	-0,9655	0,0723	0,968					
3	0,008	0,0117	-0,9655	0,0704	0,968					
4	0,018	0,0137	-0,9655	0,0684	0,968					
5	0,028	0,0098	-0,9635	0,0665	0,966					
6	0,057	0,0059	-0,9635	0,0704	0,966					
7	0,058	0,0059	-0,9635	0,0704	0,966					
8	0,059	0,0059	-0,9655	0,0704	0,968					
9	0,069	0,0059	-0,9635	0,0704	0,966					
10	0,088	0,0078	-0,9616	0,0743	0,964					
11	0,089	0,0098	-0,9635	0,0743	0,966					
12	0,11	0,0059	-0,9655	0,0665	0,968					
13	0,111	0,0039	-0,9596	0,0723	0,962					
14	0,125	0,0039	-0,9616	0,0743	0,964					
15	0,138	0,0078	-0,9635	0,0704	0,966					
16	0,14	0,0117	-0,9616	0,0645	0,964					
17	0,156	0,0195	-0,9616	0,0704	0,964					
18	0,159	0,0195	-0,9616	0,0684	0,964					
19	0,176	0,0195	-0,9616	0,0704	0,964					
20	0,184	0,0117	-0,9616	0,0762	0,965					
21	0,19	0,002	-0,9655	0,0723	0,968					
22	0,198	0,002	-0,9655	0,0704	0,968					

Figura 4 – Ficheiro obtido no teste da Caminhada com imobilizador e Smartphone colocado no Membro Inferior Esquerdo (MIE).

3.2. Procedimentos

A metodologia foi desenvolvida considerando como aplicação um estudo de caso que teve como participante um indivíduo do sexo feminino, na faixa etária dos 20-30 anos, 50 quilogramas e sem patologias associadas. Os *Smartphones* foram colocados em bolsas de transporte para serem acopladas aos membros inferiores e à pélvis do indivíduo para dar início à captura de dados.

O presente estudo consistiu na realização de três casos de estudo distintos: Caminhada, Subida de escadas e Descida das mesmas. A recolha de dados para a Caminhada foi efetuada dentro de um edifício, tendo sido utilizado um corredor para percorrer o equivalente a cinco ciclos de marcha. Um ciclo de marcha é definido como o conjunto de eventos que ocorrem desde o contacto do calcanhar de um dos membros inferiores no solo até ao próximo contacto do mesmo pé (Thang et al, 2012). O segundo e terceiro testes ocorreram também dentro do edifício, percorrendo-se um lancil de 7 degraus para realizar a subida e a descida dos mesmos, separadamente. Os testes foram realizados à velocidade normal de marcha da participante. A recolha de dados teve uma primeira fase de testes utilizando-se apenas um *smartphone*, sendo colocado no tornozelo de um dos membros inferiores e/ou na região da vértebra lombar L5 para verificar as variações dos valores obtidos, tanto na caminhada como na subida e descida de degraus, separadamente, obtendo-se 9 recolhas de dados, como se pode verificar no esquema presente na figura 5.

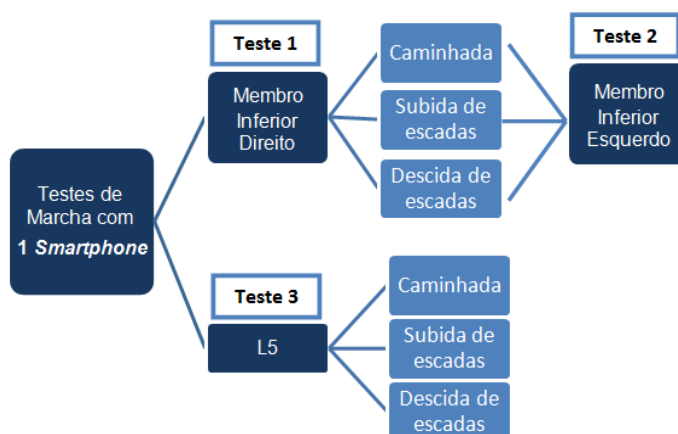


Figura 5 - Guia dos primeiros testes de marcha – Caminhada, Subida e Descida de degraus - recorrendo a apenas um *smartphone*.

Teste 1 – *Smartphone* colocado no Membro Inferior Direito (MID); **Teste 2** – *Smartphone* colocado no Membro Inferior Esquerdo (MIE) e **Teste 3** – *Smartphone* colocado na L5.

Os dados obtidos por cada *smartphone* foram, posteriormente, transferidos para o computador em formato de tabela de *Excel* para serem elaborados os respectivos gráficos, como demonstra a figura 6. A cada teste, ou seja, a cada segmento corporal, correspondem três tabelas de *Excel* (caminhada, subida e descida de escadas), perfazendo um total de nove tabelas. Cada localização irá gerar dados diferentes.

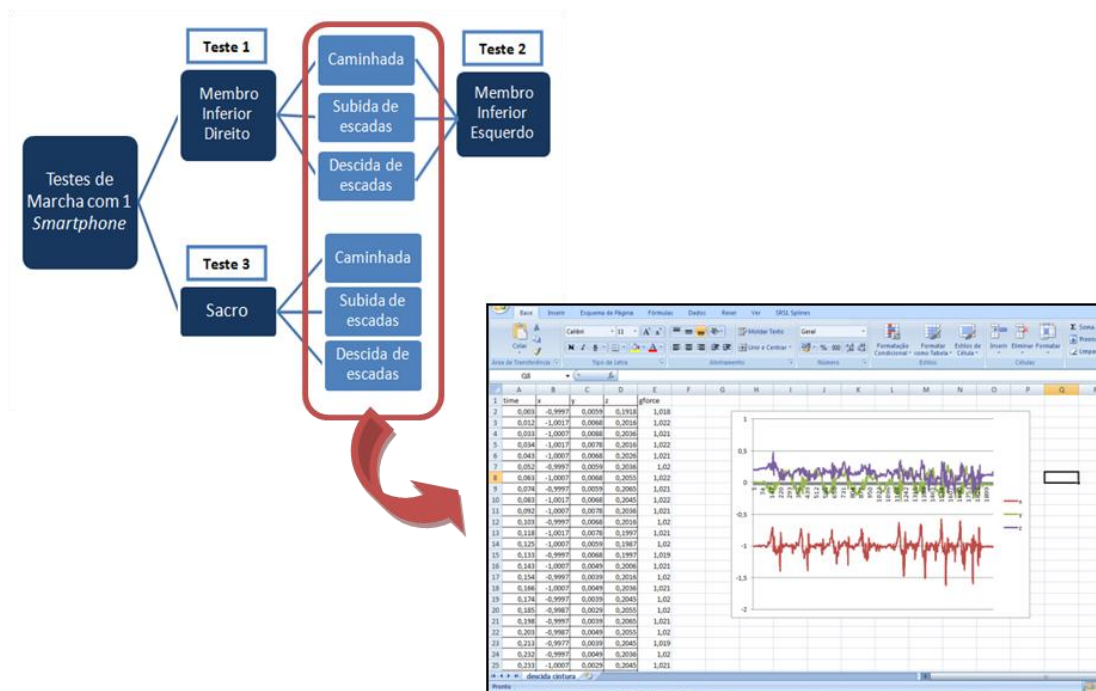


Figura 6 – Exemplo de tabela de *Excel* e respetivo gráfico obtido de uma das componentes do teste

Estes mesmos testes foram repetidos, numa fase inicial, mas com a aplicação de uma ortótese imobilizadora de joelho, cujos dados também foram transferidos para o computador em formato *Excel*.

Após esta recolha de dados, procedeu-se a mais seis testes, em que se recorreu à aplicação dos 3 *smartphones* em simultâneo, estando um no tornozelo do membro inferior direito, o segundo no tornozelo do membro inferior esquerdo e o terceiro colocado na região lombar da coluna, ao nível da quinta vértebra lombar (L5), sendo feita a mesma análise dos testes anteriores (Caminhada, Subida e Descida de degraus). A colocação dos dispositivos nas diferentes áreas corporais pode ser verificada na figura 7.



Figura 7 – Smartphones colocados em simultâneo- um em cada membro inferior e o terceiro na zona lombar da coluna (L5).

Após os testes 4, 5 e 6 efetuados, procedeu-se aos últimos três testes, recorrendo-se novamente ao imobilizador de joelho, de forma a oferecer uma restrição ao movimento dessa articulação. A esquematização da recolha de dados pode ser verificada na figura 8.

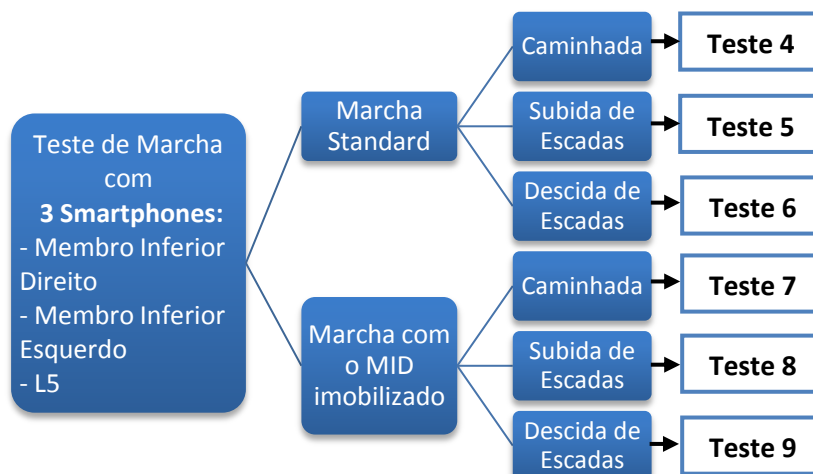


Figura 8 - Guia dos testes de marcha recorrendo a três *smartphones* colocados em simultâneo no MID, MIE e L5 na Caminhada, Subida e Descida de Escadas.

O procedimento para a realização de todos os testes foi o representado na figura 9.

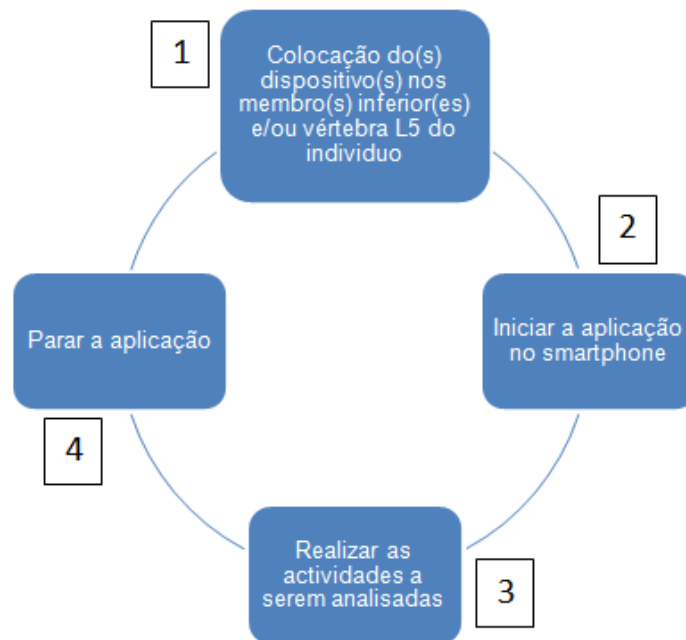
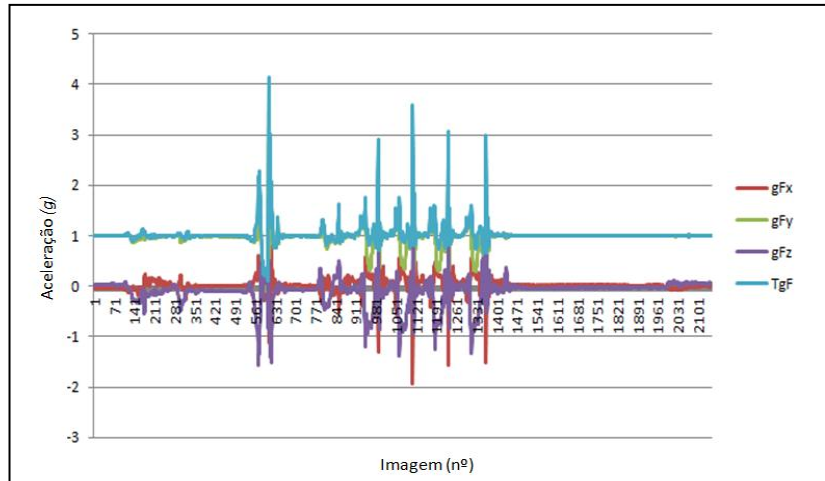


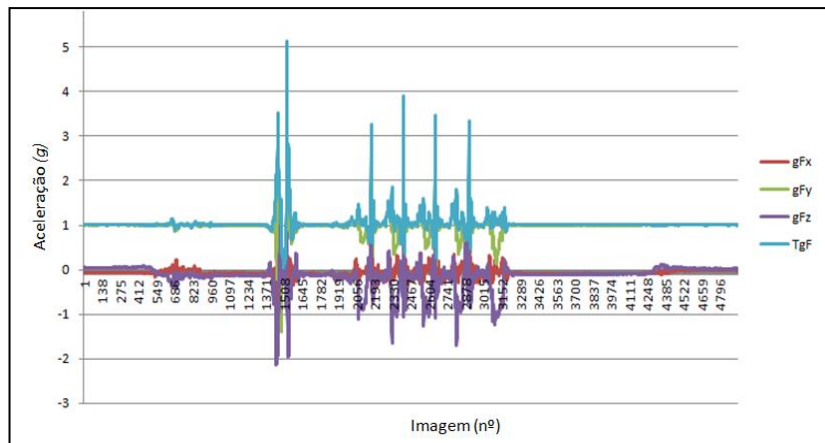
Figura 9 – Procedimento para os testes de Marcha

No que diz respeito aos dados resultantes do Teste 4, para a Caminhada obtiveram-se três gráficos diferentes em simultâneo, correspondendo cada um a um segmento corporal diferente. O mesmo se aplicou para a Subida e para a Descida, respetivamente. No total, foram obtidos nove gráficos diferentes.

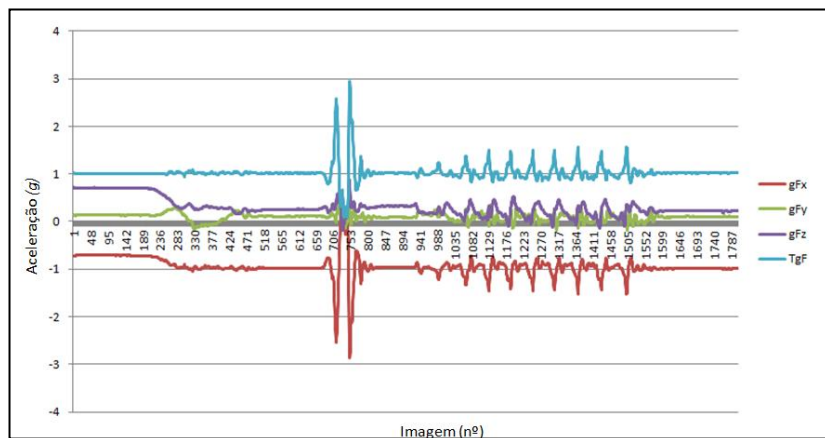
Nestes gráficos é possível verificar um pico inicial de aceleração, que corresponde a um salto dado no início de cada teste para, posteriormente, se poderem sincronizar os dados dos diferentes gráficos, partindo todos do mesmo ponto, isto é, do mesmo instante de tempo em todos os dados dos 3 *smartphones*.



a) MID



a) MIE



a) L5

Figura 10 – Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 smartphones em simultâneo, durante a Caminhada
 – a) MID; b) MIE e c) L5

Após a realização destes testes, surgiu então a questão de comparar os valores de uma marcha saudável *standard* com outro padrão de marcha em que exista uma restrição ao

movimento, simulando um tipo de marcha condicionado, nomeadamente na articulação do joelho. Foram então efectuados novos testes com recurso a uma ortótese imobilizadora do joelho em extensão, em que o movimento de flexão do mesmo não é permitido pelas barras rígidas que a constituem, tal como demonstra a figura 11.



Figura 11 – Ortótese Imobilizadora de joelho aplicada no MID.

Com a ortótese colocada, bem como os 3 *smartphones*, como se pode verificar na Figura 12, foram então realizados os testes de marcha, tanto na caminhada como na subida e descida de escadas.

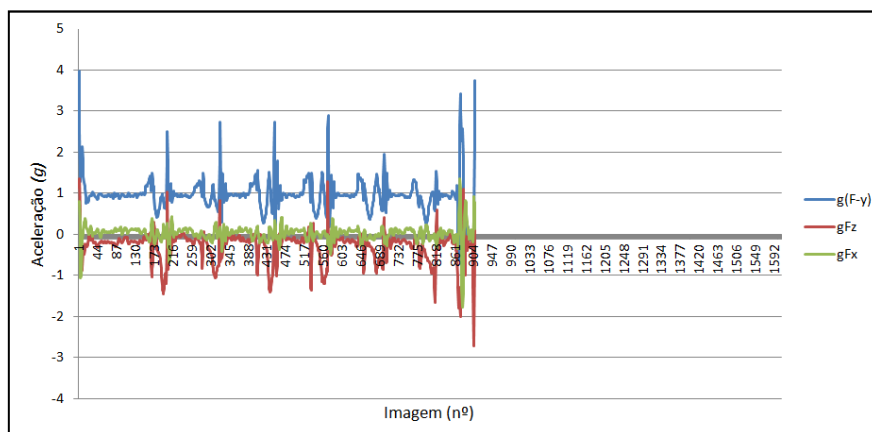


Figura 12 – Indivíduo com imobilizador de joelho colocado no MID, juntamente com os 3 smartphones (um em cada membro inferior e o terceiro na zona lombar – L5)

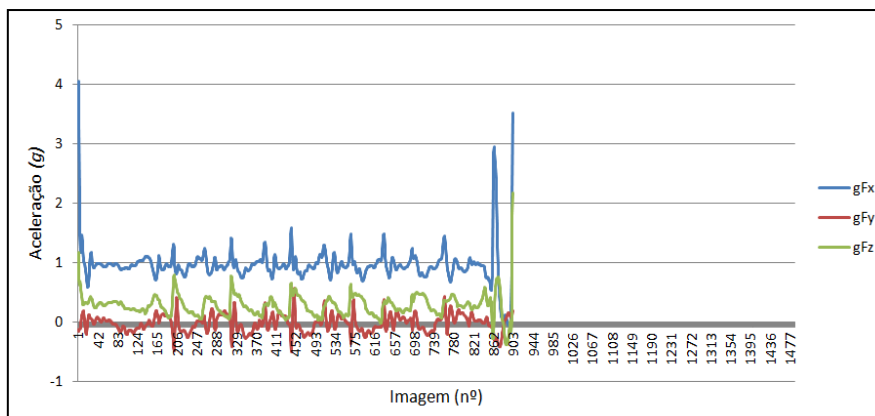
Também nestes testes foi dado o salto inicial para que, futuramente, se pudesse proceder à sincronização dos dados, bem como um salto final para sabermos onde termina a recolha de dados. Os gráficos obtidos no caso da Caminhada com a ortótese colocada podem ser observados na Figura 13.



a) MID



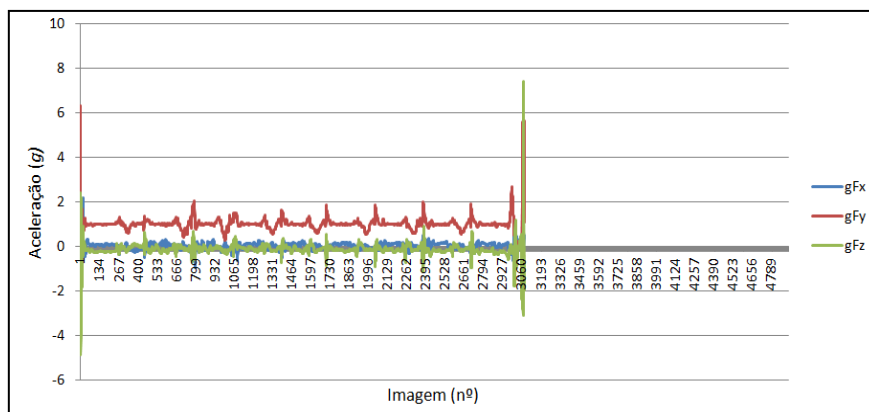
b) MIE



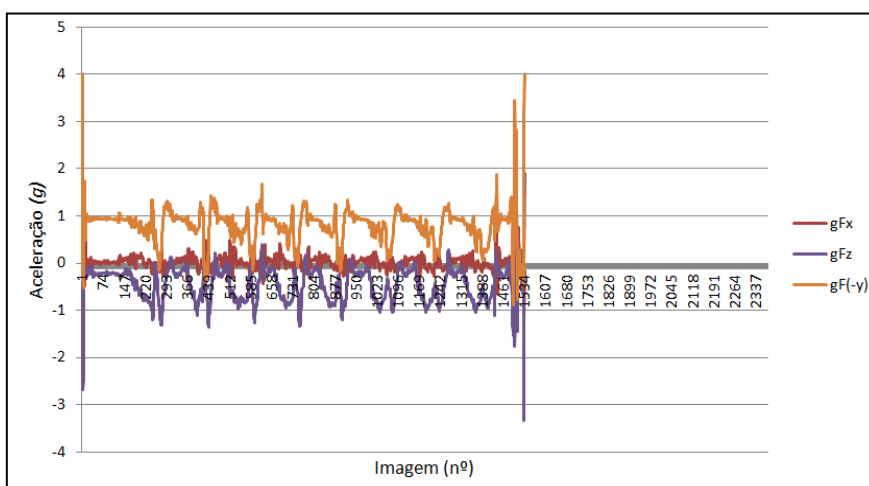
c) L5

Figura 13 - Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 smartphones em simultâneo, com imobilizador colocado no MID, durante a Caminhada – a) MID; b) MIE e c) L5

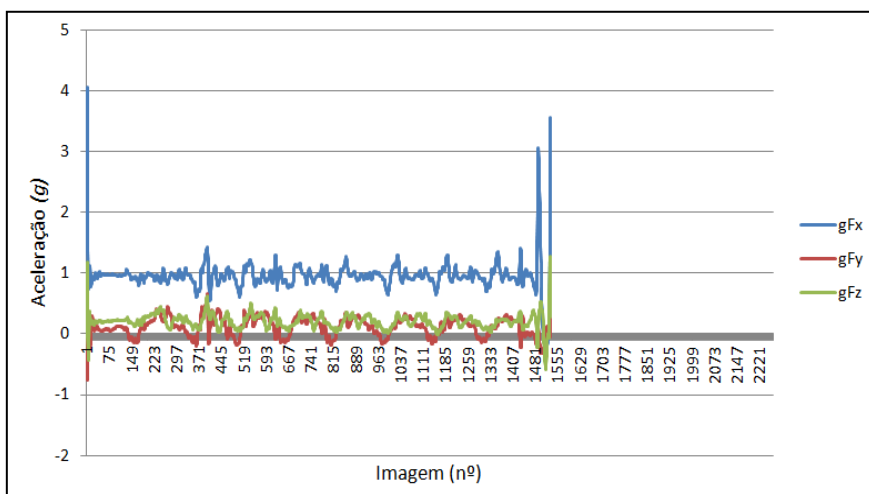
Na Descida de Escadas obtivemos novos gráficos, que podem ser visualizados na Figura 14.



a) MID



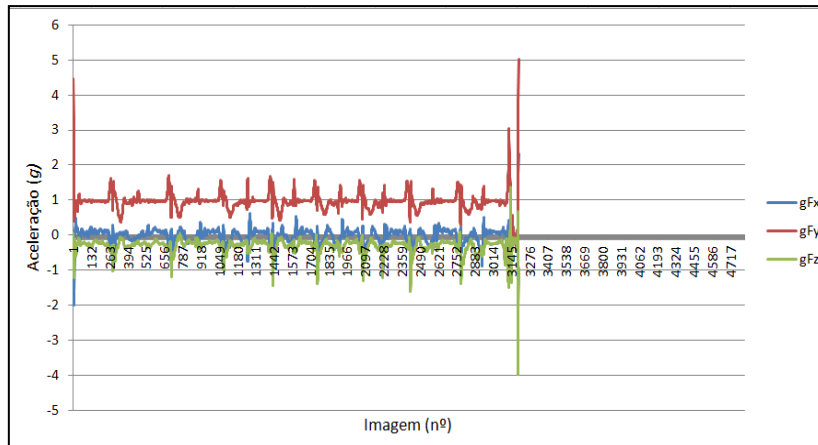
b) MIE



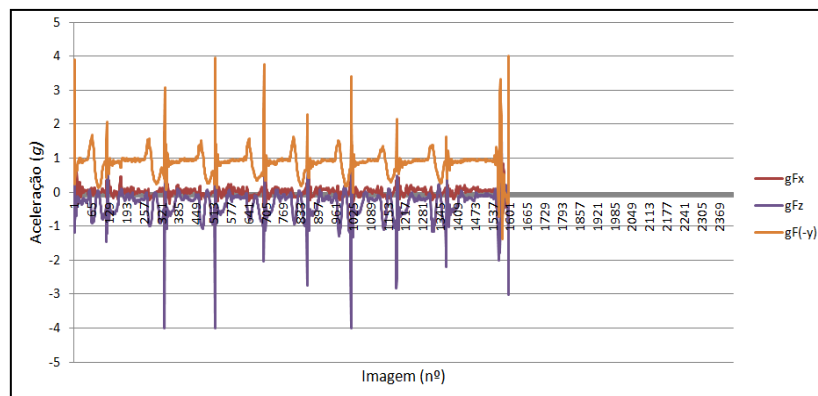
c) L5

Figura 14 - Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 smartphones em simultâneo, com imobilizador colocado no MID, durante a Descida de Escadas – a) MID; b) MIE e c) L5

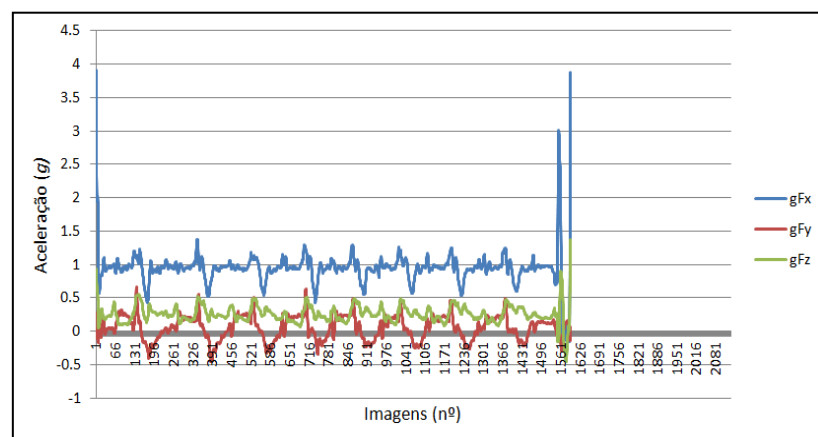
Por último, na Subida de escadas foram também obtidos novos dados e elaborados os respectivos gráficos, como demonstra a figura 15.



a) MID



b) MIE



c) L5

Figura 15 - Gráficos resultantes dos dados obtidos dos 3 smartphones em simultâneo, com imobilizador colocado no MID, durante a Subida de Escadas – a) MID; b) MIE e c) L5

Para se proceder à análise dos 3 *smartphones* em simultâneo, surgiu a necessidade de, primeiramente, sincronizar os dados de todos os gráficos tendo por base a mesma linha do tempo, pois através, por exemplo, dos gráficos da figura 15, consegue apreender-se que um dos *smartphones* capta mais dados por segundo do que os restantes. Foi também criada uma coluna extra do tempo para cada ficheiro, para avaliar o incremento de tempo entre imagens, através da fórmula do *Excel* $A2+(B3-B2)$, para a célula A3 que posteriormente é replicada para todas as linhas de dados, como se pode verificar na figura 16, que permite constatar que o incremento de tempo de registo de dados em cada *smartphone* não é constante.

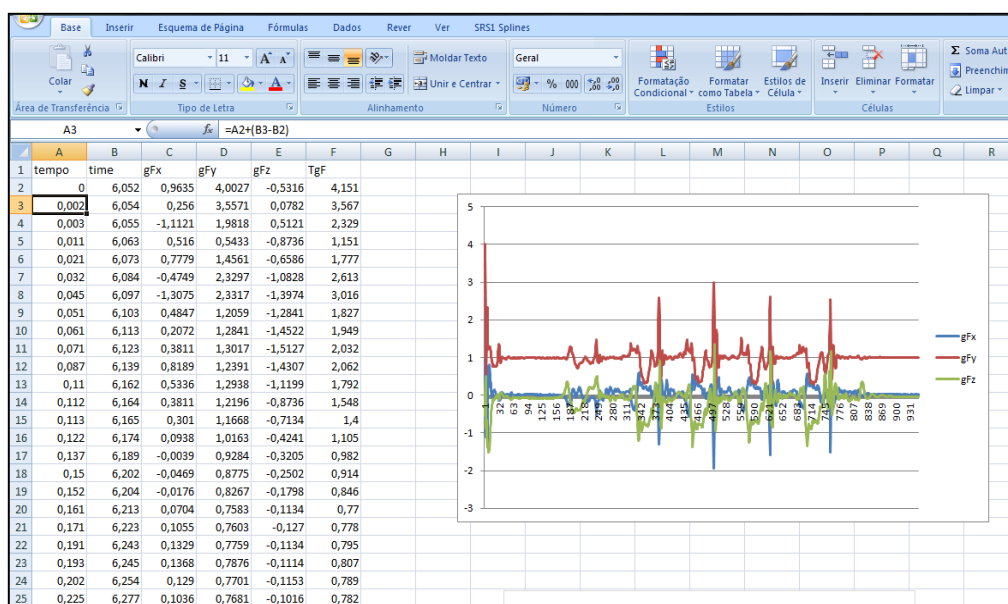


Figura 16 – Coluna de incremento de tempo não constante de registo de dados criada no Excel

Após a criação das colunas do tempo, foram agrupados no mesmo ficheiro o Fgx, que corresponde ao *smartphone* da L5, o Fgy ao MID e o Fgy ao MIE. A junção destes dados deve-se à posição em que os *smartphones* se encontram acoplados aos segmentos corporais, ou seja, em ambos os tornozelos o *smartphone* encontra-se na posição vertical (Fgy), enquanto que na pélvis a sua posição é horizontal (Fgx), alterando os eixos de análise. Vejamos na figura 17.

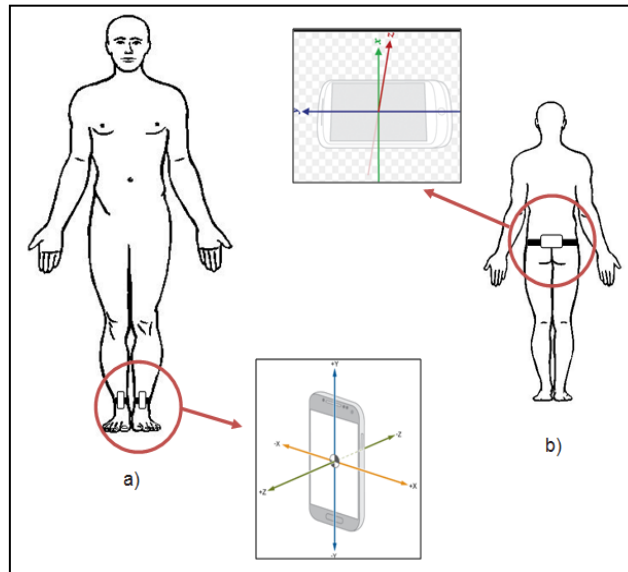


Figura 17 – Esquema da colocação dos *smartphones* no corpo do indivíduo e a influência da sua orientação nos eixos x, y e z.. **a)** Smartphone na vertical em ambos os tornozelos; **b)** Smartphone na horizontal na zona lombar (L5).

Foram então obtidos 6 ficheiros distintos de Excel, como se pode ver na Figura 18.

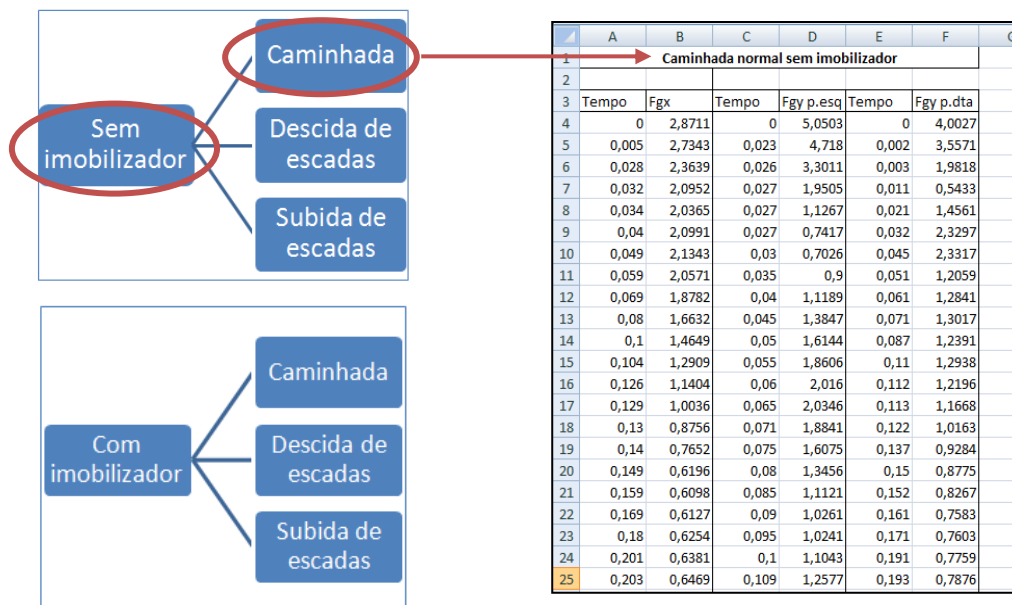


Figura 18 – Esquema dos ficheiros de Excel obtidos, perfazendo um total de 6 e exemplificação da tabela referente à Caminhada sem imobilizador.

Após esta etapa, foi criada uma rotina – *Spline Filter*- para inserir no *MatLab*, com o intuito de retirar o ruído dos dados obtidos, com uma frequência de corte de 2 Hertz (Zijlstra & Hof, 2003) e uma frequência de amostragem de 100 amostras por segundo que garanta um incremento de tempo constante de 0,01 segundos para os 3 *smartphones*,

como podemos ver na figura 19. O tempo máximo em segundos foi alterado em cada ficheiro antes de dar início à rotina.

```
t=0:0.01:10.8; % não ir além dos valores dos dados iniciais
b = [x11 y11];
[C, I, J] = unique(b(:,1), 'last');
NewMatrix = b(I,:);
yy=spline(NewMatrix(:,1), NewMatrix(:,2), t)
yy=transpose(yy);
figure(1);
plot(x11,y11, 'b');
hold on;
plot(t,yy, 'r');
hold off;

fc = 2;
fs = 100;
[bb,a] = butter(2,fc/(fs/2));
```

Figura 19 – Rotina *Spline Filter* no *Matlab* (extracto parcial da rotina)

Na rotina apresentada na figura 19, são utilizadas as rotinas internas do *Matlab*, “spline” e “butter”, para obtenção, respetivamente, de uma interpolação cúbica dos dados obtidos com diferentes frequências de amostragem de cada smartphone nos incrementos de tempo constantes de 0,001s e obtenção de um sinal filtrado às altas frequências através de um filtro *Butterworth* passa baixo de 2ª ordem.

Novos dados surgiram desta rotina, que foram organizados em novas tabelas de *Excel*. Procedeu-se à eliminação dos valores de aceleração iniciais e finais, que correspondem aos picos de aceleração (assinalados a amarelo na Figura 20), que equivalem ao salto efetuado pelo indivíduo antes de começar a caminhada, a descida e/ou a subida de degraus, bem como o salto dado no fim, após a recolha dos dados. Foi então elaborado o gráfico de toda a série e um segundo gráfico apenas com os valores do intervalo de interesse, sem os picos de aceleração, como se pode verificar na Figura 20.

Uma vez implementado este processamento de dados de aceleração, os mesmos foram utilizados no caso de estudo para avaliação da existência de sinergia entre as acelerações verticais do membro inferior esquerdo e do membro inferior direito para estabilizar a aceleração da pélvis.

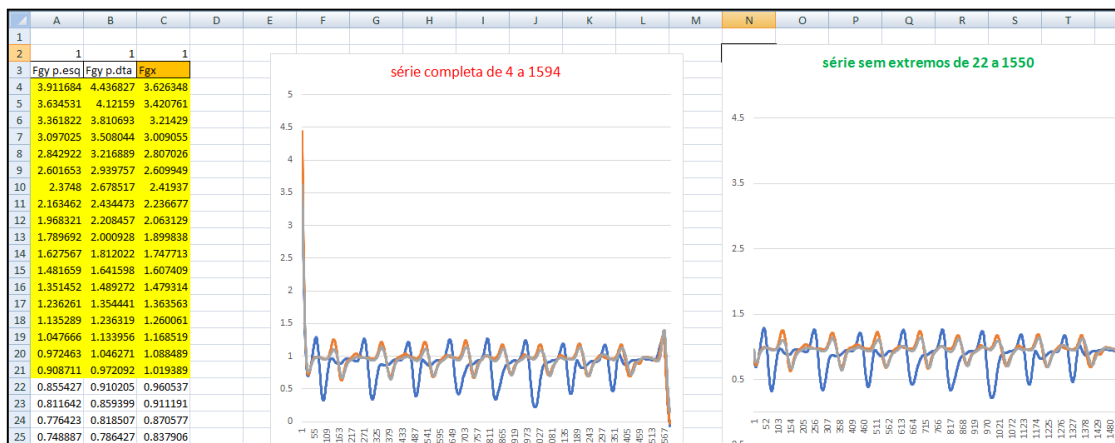


Figura 20 – Exemplo de tabela de *Excel* com os dados da série total, incluindo os picos iniciais e finais de aceleração assinalados a amarelo, representados no primeiro gráfico. O segundo gráfico é referente ao intervalo dos dados de interesse.

Desta forma, o estudo de sinergia foi elaborado de acordo com os dados de aceleração obtidos nos vários testes efetuados, tanto na marcha normal como na marcha com restrição da articulação do joelho (com imobilizador). Foram recolhidos os valores das acelerações e foram calculados os respetivos valores de UCM. O UCM – *Uncontrolled Manifold Hypothesis* – referido por Passos, Milho & Button (2017), corresponde a uma metodologia proposta para identificar e quantificar a existência de sinergias, neste caso, a existência de sinergia entre os membros inferiores, para estabilizar a pélvis.

As sinergias são um mecanismo que apoia a coordenação intersegmentar e/ou interpessoal e foram propostas como uma solução para o controlo global de um sistema de movimento, ao invés de controlar cada componente como uma entidade única. Posto isto, componentes individuais são temporariamente acopladas para formar uma sinergia e, assim, o controlo do sistema é alcançado através da compensação mútua da variabilidade de cada componente. A hipótese de que os componentes relevantes da tarefa estabilizam uma variável de desempenho pode ser demonstrada pelo cálculo de duas grandezas: a variância ao longo do UCM (variância compensada) e a variância perpendicular ao UCM (Variância não compensada) (Passos, Milho & Button, 2017).

Calculando uma razão UCM entre a variância compensada e a não compensada, comparamos qual a mais alta e, consequentemente, quantificamos as sinergias funcionais. Isto significa que para valores de UCM >1, existe sinergia e para valores de UCM <1 não existe sinergia.

Uma questão crítica no diagnóstico do modelo está relacionada com a multicolinearidade dos vetores de regressão preditivos, que podem produzir coeficientes de regressão não

confiáveis, baixa robustez do modelo e previsões fora da amostra não confiáveis, tornando o modelo não generalizável. Para avaliar a multicolinearidade, é utilizado o Fator de Inflação da Variância (VIF), que pode ser calculado para cada preditivo, fazendo uma regressão linear de um sobre o outro. O VIF estima o quanto a variância de um coeficiente é ampliada devido à dependência linear com outros preditivos, variando de um limite inferior de 1 e sem limite superior. Valores mais altos de VIF revelam maiores correlações entre variáveis preditivas, levando a estimativas não confiáveis e instáveis dos coeficientes de regressão. A multicolinearidade, numa situação desejável, não deverá ser superior a 10, para cada variável. Se $VIF < 10$, não se verifica existência de multicolinearidade (Passos, Milho & Button, 2017).

Os valores de UCM tornam-se confiáveis quanto maior for o índice da ANOVA. A ANOVA surge para explicar que foram avaliadas as diferenças significativas entre a variância compensada e a variância não compensada, ou seja, os valores de UCM só fazem sentido se se verificarem diferenças significativas entre as duas variâncias.



4. Resultados e Discussão

4.1. Análise de Simetria da Marcha

Através dos gráficos das acelerações dos smartphones colocados nos membros inferiores, é possível verificar os valores correspondentes aos picos máximos e aos picos mínimos de aceleração e, consecutivamente, analisar a existência de Simetria entre o MIE e o MID, tanto nos casos de estudo da caminhada, subida e descida de degraus, como nos casos da marcha com o imobilizador de joelho colocado no MID. Posto isto, na Figura 21 podemos verificar os gráficos correspondentes aos casos de estudo da Caminhada, com os respectivos valores de aceleração.

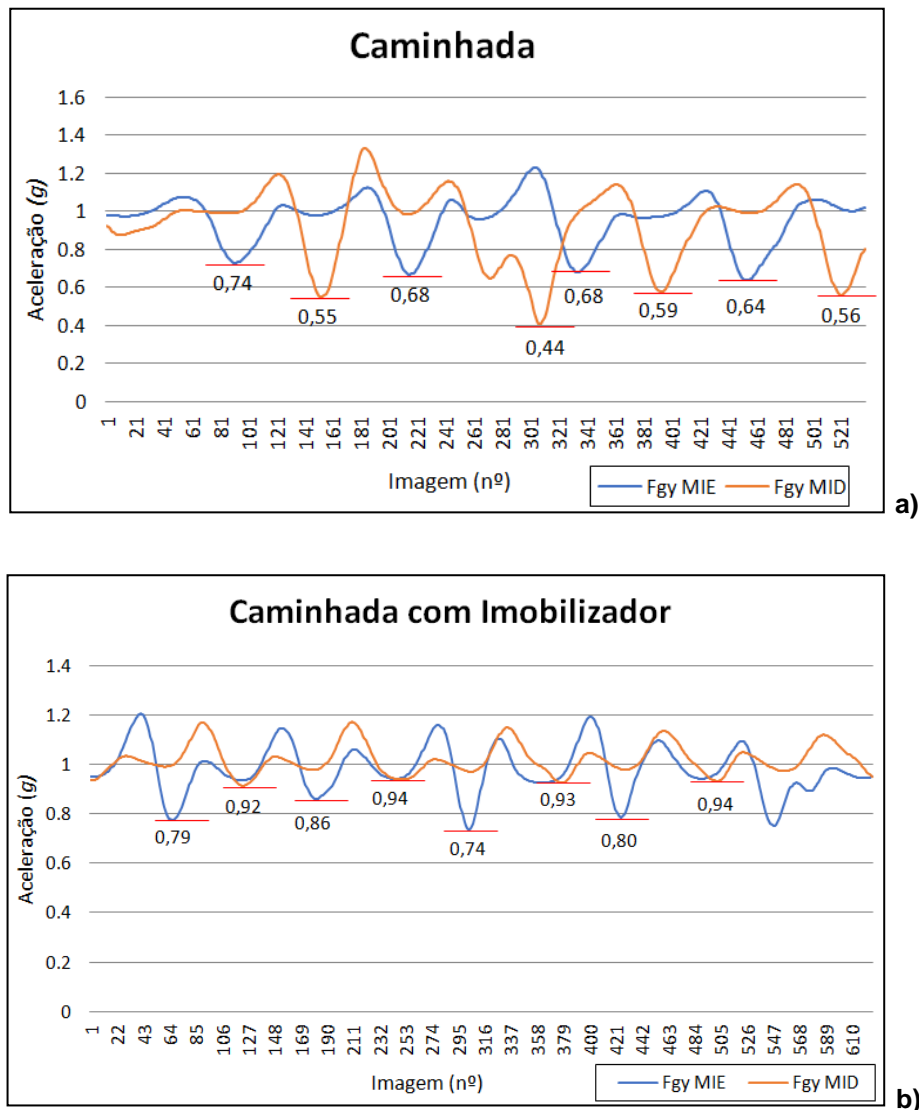


Figura 21 – Gráficos obtidos dos casos de estudo da Caminhada. a) Caminhada normal; b) Caminhada com imobilizador

Nos gráficos obtidos dos casos de estudo da Caminhada e da Caminhada com Imobilizador, podemos verificar, através dos picos de aceleração, a existência ou não de simetria entre o MID e o MIE. Para o caso da Caminhada normal, podemos proceder ao cálculo da média dos valores de aceleração para o MID e para o MIE, separadamente. Através dos valores verificados no gráfico, a média dos valores do MID é de 0,535, enquanto que para o MIE é de 0,685. Segundo Godfrey et al (2015), a assimetria é verificada através da diferença entre as médias do MID e do MIE, ou seja, quanto maior a diferença, maior a assimetria. Posto isto, a diferença entre os valores das duas médias foi calculada, totalizando 0,15. Já para o caso da Caminhada com imobilizador, verificou-se que para o MID se obteve uma média de 0,9325 e para o MIE 0,7975, totalizando 0,135. Dado que $0,135 < 0,15$, verifica-se uma maior assimetria na marcha da caminhada, que poderá estar associado ao valor marginal de 0,44 g. No caso de estudo da Descida de Escadas, o teste efetuado com imobilizador correspondeu a um teste de maior duração, dado se terem verificado dificuldades em descer os degraus tendo a articulação do joelho imóvel. Posto isto, ambos os membros se apoiaram no mesmo degrau, dando origem a um teste mais longo, como se pode verificar na Figura 22 b).

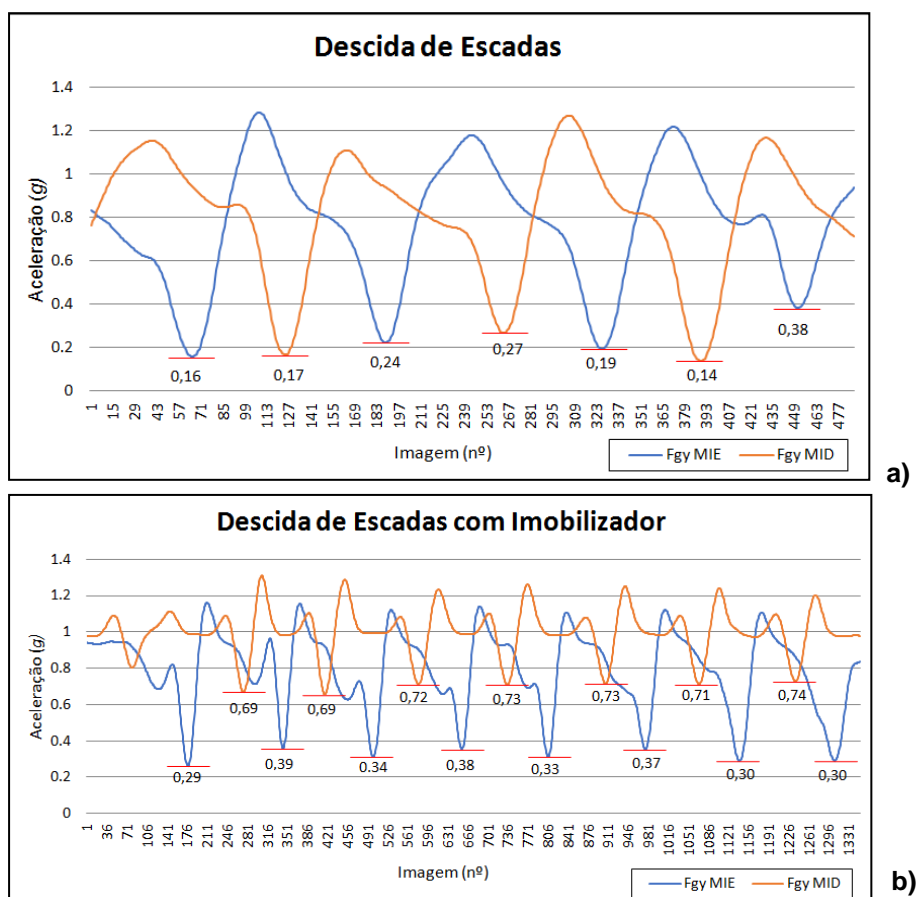


Figura 22 - Gráficos obtidos dos casos de estudo da Descida de Escadas. a) Descida normal; b) Descida com imobilizador

Pelo cálculo das médias, podemos constatar que o MID na Caminhada normal apresenta um valor de 0,193 e o MIE a média 0,243. A Assimetria entre ambos é de 0,05, ou seja, muito reduzida. Isto implica uma simetria entre o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo na descida de escadas. No teste com o imobilizador, o MID apresentou uma média de 0,716, enquanto o MIE 0,338. O valor de assimetria entre ambos os membros é de 0,378, um valor bastante superior ao obtido na descida de escadas normal ($0,05 < 0,378$).

O terceiro caso de estudo diz respeito à Subida de Escadas com recurso ao imobilizador, dado o teste realizado sem o mesmo ter dado origem a valores que não são possíveis de comparar devido a uma dessincronização entre os smartphones na captura dos dados. No entanto, o teste da subida com o imobilizador deu origem ao gráfico presente na figura 23, também ele de maior duração, tal como sucedeu na Descida de escadas com imobilizador.

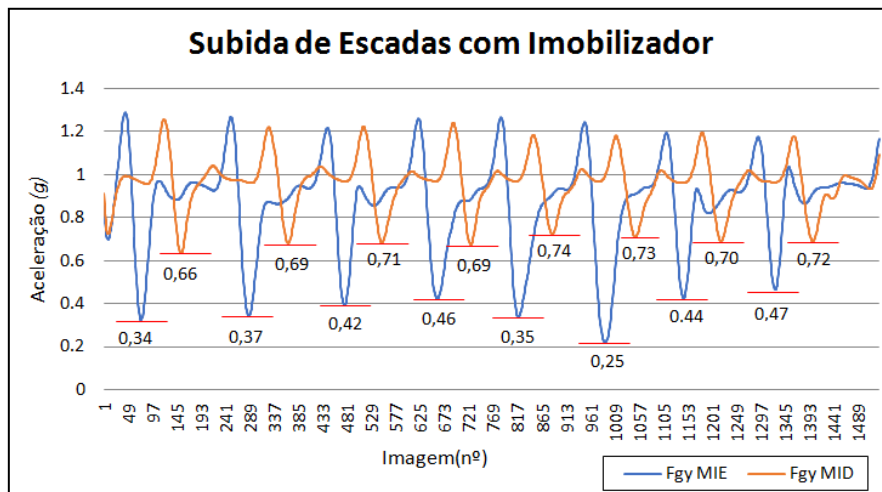


Figura 23 - Gráfico obtido do caso de estudo da Subida de Escadas com Imobilizador

Neste gráfico, podemos verificar a discrepância entre os picos de aceleração referentes ao MID e ao MIE. Os valores relativos ao MID apresentam uma média de 0,705, enquanto que a média dos valores do MIE é de, aproximadamente, 0,388. Verifica-se um valor de assimetria de 0,317 ligeiramente elevado.

4.2. Análise de sinergia com valor de referência da aceleração da gravidade

Esta análise de sinergia é realizada considerando como valor de referência as acelerações verticais, a aceleração da gravidade com valor de $9,81 \text{ m/s}^2 = 1 \text{ G}$. Foram também consideradas as acelerações obtidas em todos os instantes de tempo registrados.

Os resultados obtidos encontram-se resumidos na Tabela 1, onde são apresentados os valores do rácio UCM, o valor de VIF e os respetivos valores de razão de variância e significância associados à técnica estatística ANOVA.

Tabela 1 – Resultados obtidos da rotina UCM com a ANOVA, para todos os valores das acelerações ao longo do tempo

UCM ANOVA	UCM	VIF	Anova	p-value
Caminhada	1.672165	1.061932	31.403402	2.663116e-08
Descida	1.053961	1.477953	0.740341	3.897640e-01
Caminhada com imobilizador	2.765760	1.137507	146.823106	4.955E-32
Subida com imobilizador	3.678225	1.002370	228.344564	8.261549e-50
Descida com imobilizador	5.212599	1.027283	424.817056	8.838736E-82

De acordo com a Tabela 1, para a Caminhada, o valor de UCM aproximado de 1,7 sugere a existência de sinergia (entre o membro inferior esquerdo e o membro inferior direito para estabilizar o movimento da pélvis), suportado por um valor de ANOVA elevado de 31,4 ($>>1$) e nível de significância de $2,7 \times 10^{-8}$ ($\ll 0,05$), o que indica que as diferenças entre a variância compensada e a variância não compensada não são ocasionais.

Na descida, embora o valor de UCM seja ligeiramente superior a 1 ($\sim 1,1$), o valor da ANOVA sendo inferior a 1 e a sua significância maior do que 0,05, não permitem confirmar a hipótese de existência de sinergia.

Nos testes realizados com imobilizador, todos os valores de UCM apresentam-se superiores a 1 e mais elevados do que nos testes sem imobilizador. Podemos verificar que na Caminhada obtivemos um valor de UCM aproximado de 2,77 com um valor da ANOVA elevado de 146,8 e nível de significância de $4,96 \times 10^{-32}$, um valor muito inferior a 0,05. Na Subida com imobilizador, verifica-se também um valor de UCM elevado ($>>1$) de 3,68, reforçado por um valor da ANOVA superior ao da Caminhada com imobilizador, sendo de 228,34 e um nível de significância muito reduzido de $8,26 \times 10^{-50}$, o que leva a verificar a hipótese de existência de sinergia. Por último, na Descida com imobilizador obtivemos o valor de UCM mais elevado de todos os testes realizados, de aproximadamente 5,21,

reforçado por um valor da ANOVA também ele o mais elevado, de 424,82 e um nível de significância bastante reduzido de $8,8 \times 10^{-82}$. Pode-se constatar que no teste da Descida com Imobilizador foi onde se verificou um maior nível de sinergia.

Verificou-se, portanto, que nos testes com imobilizador, os valores de UCM obtidos são superiores a 1 e superiores aos valores de UCM obtidos nos restantes testes. Os valores da ANOVA são também bastante mais elevados nos testes com imobilizador, o que torna os valores de UCM obtidos mais confiáveis.

Podemos constatar também que todos os valores de VIF são aproximados de 1, correspondendo o valor mais baixo à Caminhada (1,06) e o mais elevado à Descida (1,48). Os valores obtidos em todos os resultados, por serem $\ll 10$, indicam que a regressão utilizada no cálculo do UCM não apresenta multicolineariedade entre as acelerações dos membros inferiores direito e esquerdo, ou seja, ambas podem ser consideradas pouco dependentes uma da outra.

4.3. Análise de sinergia com valor de referência da média dos picos máximos/mínimos de aceleração.

Após os dados obtidos anteriormente, foram calculados no *Excel* os extremos para todos os dados obtidos, ou seja, os picos máximos de aceleração (*Up*) e os picos mínimos de aceleração (*Down*) para cada teste efetuado, como podemos verificar na Figura 24 referente ao ficheiro de *Excel* do teste da Caminhada com Imobilizador.

Através da figura conseguimos verificar que foram adicionadas novas colunas, a verde, ao ficheiro. Na coluna “delta” é possível verificar se os dados da coluna C (Fgx) estão a evoluir com declive positivo ou negativo. Na coluna “*Sign*”, fica o sinal do declive. Se passa de -1 para +1, houve alteração de declive, o que significa que se atingiu um máximo ou um mínimo. As últimas colunas têm o objetivo de permitir decidir se se trata de um máximo (*Up*) ou de um mínimo (*Down*).

2	1	1	1			
3	Fgy p.esq	Fgy p.dta	Fgx	delta	sign	change_up/down
4	0.951579	0.936853	0.983125			
5	0.95157	0.937134	0.988664	-----	-----	-----
6	0.951594	0.938064	0.9943	0.005636	1	
7	0.951711	0.939612	0.999989	0.005689	1	1
8	0.95198	0.941741	1.005677	0.005688	1	1
9	0.952452	0.944406	1.011303	0.005627	1	1
10	0.953176	0.947562	1.016811	0.005508	1	1
11	0.954194	0.951163	1.022145	0.005334	1	1
12	0.955545	0.955163	1.027254	0.005109	1	1
13	0.957266	0.959511	1.032088	0.004834	1	1
14	0.959396	0.964148	1.036598	0.004511	1	1
15	0.96198	0.969009	1.040738	0.00414	1	1
16	0.965065	0.974025	1.044459	0.00372	1	1
17	0.968694	0.97913	1.047709	0.00325	1	1
18	0.972902	0.98427	1.050434	0.002725	1	1
19	0.977714	0.989403	1.052576	0.002143	1	1
20	0.983145	0.994496	1.054079	0.001502	1	1
21	0.989205	0.999516	1.054884	0.000805	1	1
22	0.995901	1.004428	1.054938	5.44E-05	1	1 UP
23	1.003236	1.009187	1.054196	-0.00074	-1	-1
24	1.01121	1.013741	1.052617	-0.00158	-1	1

Figura 24 – Tabela de Excel para cálculo dos extremos (Up e Down) para o teste da Caminhada com Imobilizador.

Após a obtenção dos valores máximos e mínimos de aceleração, criaram-se novas tabelas para organizar os dados referentes ao Up e ao Down, separadamente, representadas na Figura 25, relativas também à Caminhada com Imobilizador.

1	0.960764	1.030716	0.870787
2	1	1	1
3	Fgy p.esq	Fgy p.dta	Fgx
4	1.154708	1.007054	0.889564
5	0.987395	1.080482	0.869211
6	1.098106	1.007548	0.904822
7	1.006885	1.063588	0.831219
8	0.852385	0.985093	0.936665
9	0.936358	1.032419	0.85685
10	0.819602	0.990806	0.928807
11	0.997816	1.07793	0.773791
12	0.779869	0.996618	0.915459
13	0.974513	1.065621	0.801481

1	0.988828	1.013955	1.042822
2	1	1	1
3	Fgy p.esq	Fgy p.dta	Fgx
4	0.995901	1.004428	1.054938
5	0.854947	1.053159	1.027924
6	0.974044	0.960616	1.044701
7	0.941524	1.067669	1.022037
8	1.050111	0.985468	1.097286
9	1.081451	1.07063	1.112941
10	1.069791	0.988046	1.073807
11	1.026919	1.037114	0.966679
12	1.035417	0.986726	1.076305
13	0.894799	1.046928	0.997909
14	0.952209	0.952723	0.996511

a)

b)

Figura 25- Tabelas obtidas do Up e Down da Caminhada com Imobilizador. a) Up b) Down

Com base nas tabelas da figura 25, foi calculada a média dos valores dos picos de aceleração de cada coluna de dados, para se poder calcular novamente o valor de UCM tendo como referência a média. Estes valores podem ser vistos na linha 1 da Figura 25.

Posto isto e após a recolha de dados do *Matlab*, foram obtidos novos valores de UCM, VIF, ANOVA e nível de significância, organizados na tabela 2.

No cálculo do rácio UCM aqui realizado foram consideradas apenas as acelerações obtidas nos instantes de tempo registados relativos aos máximos/mínimos de aceleração.

Tabela 2 - Resultados obtidos da rotina UCM com a ANOVA, dos valores de *Up* e *Down*, distintivamente, referentes aos diversos testes efetuados.

Tabela c/ linha referência= média	UCM	VIF	ANOVA	p-value
Caminhada Down	2.228464	1.544073	4.136477	5.8897E-02
Caminhada Up	8.116534	2.506184	2.05978	1.7319E-01
Descida Down	10.438432	3.174315	19.481119	8.4480E-04
Descida Up	11.807669	13.136707	31.058869	1.2123E-04
Caminhada c/imob. Down	9.141234	1.136888	6.181429	2.2954E-02
Caminhada c/imob. Up	0.415124	1.052001	3.060899	9.5527E-02
Descida c/imob. Down	1.821796	1.225025	1.922106	1.7330E-01
Descida c/imob. Up	4.880974	1.002012	11.383562	1.7170E-03
Subida c/imob. Down	4.63953	1.370024	20.084763	6.6049E-05
Subida c/imob. Up	3.586195	1.369082	10.114691	2.9258E-03

Na tabela 2 podemos verificar que os valores de UCM obtidos são superiores a 1, exceto na Caminhada com imobilizador, no contacto com o solo (*Up*). Por sua vez, os valores de UCM mais elevados dizem respeito à Descida, tanto no *Up* como no *Down*.

Todos os valores da ANOVA obtidos são superiores a 1, sendo o valor mais elevado de 31,06 correspondente à Descida com imobilizador (*Up*) e o mais baixo de 1,92 referente à Descida com imobilizador (*Down*).

Os níveis de significância também foram calculados e obtiveram-se valores inferiores a 0,05 na Descida (*Up* e *Down*), na Caminhada com imobilizador (*Down*), na Descida com Imobilizador (*Up*) e na Subida com imobilizador (*Up* e *Down*). O mesmo não aconteceu para os restantes testes em que se obtiveram valores superiores – Caminhada (*Down*) com 0,059, Caminhada (*Up*) com 0,173, Caminhada com imobilizador (*Up*) com 0,096 e Descida com imobilizador (*Down*) com 0,173.

Os valores de VIF apresentaram-se aproximados a 1 e inferiores a 10, exceto na Descida (*Up*) em que se obteve um valor superior de 13,14.

Na Caminhada – *Down*, obteve-se um valor de UCM de 2,23 e uma ANOVA de 4,14. Já na *Caminhada* – *Up*, o valor de UCM foi mais elevado, de 8,12 e obteve um valor da ANOVA mais reduzido, de 2,06. Os níveis de significância apresentaram-se acima de 0,05, principalmente no *Up* com um valor de 0,173. Já no *Down*, o valor obtido foi de 0,06, aproximadamente. Considera-se a hipótese da existência de sinergia, reforçada por valores de UCM superiores a 1 e de ANOVAS também superiores a 1, apesar dos níveis de significância serem superiores a 0,05.

Na Descida – *Down* e *Up* – verificaram-se os valores mais elevados de UCM de todos os testes, com a *Descida* – *Down* – a apresentar um valor de 10,44 e o *Up* de 11,81. A *Descida* – *Up* – apresentou o valor de UCM mais elevado, confirmado por uma ANOVA também bastante elevada de 31,06, enquanto no *Down* obtivemos um valor de 19,48, também ele elevado, o que vem a confirmar a hipótese de existir sinergia. Os níveis de significância neste teste também se encontram bem abaixo de 0,05, o que nos leva a aceitar os valores da amostra.

O teste da Caminhada com Imobilizador – *Down* – resultou num valor de UCM elevado de 9,14, reforçado por um valor também elevado da ANOVA de 6,18 e um nível de significância de 0,02 ($<0,05$), confirmando a hipótese de existência de sinergia. Já no *Up*, o valor de UCM obtido é reduzido, inferior a 1, com um valor da ANOVA de 3,06 e um nível de significância de 0,096 ($>0,05$), o que sugere a hipótese de não existir sinergia.

No teste da Descida com imobilizador – *Down*, foi obtido um valor de UCM próximo de 1 (1,82) e um valor da ANOVA também aproximado de 1 (1,92). Já o nível de significância foi de 0,173, superior a 0,05. Na *Descida* com imobilizador – *Up* – o valor de UCM já é mais elevado do que no *Down* (4,88), tornando-se confiável através do elevado valor da ANOVA, de 11,38. O nível de significância neste teste também é muito reduzido (0,001), levando-nos a aceitar o valor da amostra.

Por último, no teste da Subida com imobilizador, no *Down*, o UCM apresenta um valor de 4,64 e um valor da ANOVA de 20,08, juntamente com um nível de significância bastante reduzido ($6,6 \times 10^{-5}$), o que nos leva a aceitar o valor do UCM, bem como o da ANOVA. Já no *Up*, o valor de UCM é de 3,59 e a ANOVA apresenta um valor de 10,11 com um nível de significância de $2,92 \times 10^{-3}$, o que nos leva a verificar a existência de sinergia tanto no *Up* como no *Down*, no teste da subida com imobilizador

4.4. Análise parâmetros de marcha associados à duração da passada

Através dos dados obtidos, correspondentes aos picos máximos e mínimos de aceleração, *Up* e *Down*, respetivamente, foi possível calcular o tempo entre cada passada, ou seja, de *Up* a *Up* e de *Down* a *Down*, nos diferentes casos de estudo e comparar os resultados obtidos. A tabela 3 representa então o número de imagens (*frames*) para cada caso de estudo e o respectivo tempo, em segundos. Os momentos *Up* correspondem ao contacto do calcanhar no solo e os *Down* à fase oscilante da marcha.

Tabela 3 – Valores obtidos do número de *frames* entre cada pico de aceleração para os diversos casos de estudo

	Frames									x tempo (0,01) s								
	Δt_1	Δt_2	Δt_3	Δt_4	Δt_5	Δt_6	Δt_7	Δt_8	Δt_9	Δt_1	Δt_2	Δt_3	Δt_4	Δt_5	Δt_6	Δt_7	Δt_8	Δt_9
Caminhada Down	58	75	63	63	58	63	61	72	-	0.58	0.75	0.63	0.63	0.58	0.63	0.61	0.72	-
Caminhada Up	75	61	60	60	61	63	65	-	-	0.75	0.61	0.60	0.60	0.61	0.63	0.65	-	-
Descida Down	59	65	72	65	62	64	-	-	-	0.59	0.65	0.72	0.65	0.62	0.64	-	-	-
Descida Up	63	62	75	62	64	61	-	-	-	0.63	0.62	0.75	0.62	0.64	0.61	-	-	-
Caminhada c/imob. Down	55	60	62	72	55	70	51	71	59	0.55	0.6	0.62	0.72	0.55	0.70	0.51	0.71	0.59
Caminhada c/imob. Up	57	58	63	69	57	66	55	68	62	0.57	0.58	0.63	0.69	0.57	0.66	0.55	0.68	0.62
	52									0.52								
Descida c/imob. Down	65	70	29	46	49	50	26	67	62	0.65	0.70	0.29	0.46	0.49	0.50	0.26	0.67	0.62
	27	74	82	72	80	91	83	80	87	0.27	0.74	0.82	0.72	0.80	0.91	0.83	0.80	0.87
	83	90								0.83	0.90							
Descida c/imob. Up	78	45	60	12	67	33	46	68	47	0.78	0.45	0.60	0.12	0.67	0.33	0.46	0.68	0.47
	43	73	80	77	99	68	93	74	98	0.43	0.73	0.80	0.77	0.99	0.68	0.93	0.74	0.98
	71									0.71								

É possível verificar um maior número de *frames* nos testes realizados com imobilizador. Na Caminhada normal obtivemos 8 *momentos Down*, correspondente à fase oscilante da marcha, e no *Up* 7 *momentos equivalentes ao contacto do calcanhar no solo*. Já na Caminhada com imobilizador obtivemos 9 intervalos de tempo *Down* e 10 de *Up*. Constatase que na Caminhada com imobilizador, o teste demorou mais tempo e o número de *frames* foi superior ao teste da Caminhada normal.

Na Descida normal, verificaram-se 6 intervalos de tempo, tanto no *Down* como no *Up*, um valor muito inferior ao obtido no teste equivalente com imobilizador, que fez um total de 20 intervalos de tempo no *Down* e 19 no *Up*, ou seja, superior ao dobro do número de intervalos de tempo da Descida sem imobilizador, o que implica um teste de maior duração.

Através destes dados e do cálculo da média e do desvio-padrão dos valores obtidos, podemos comparar as diferenças através de gráficos, começando por analisar o referente à Caminhada, representado na figura 26.

Para a Caminhada – *Down* - podemos resumir os dados obtidos num gráfico de colunas, correspondendo a cor cinzenta escura ao teste sem imobilizador e a cor cinzenta clara ao teste com imobilizador.

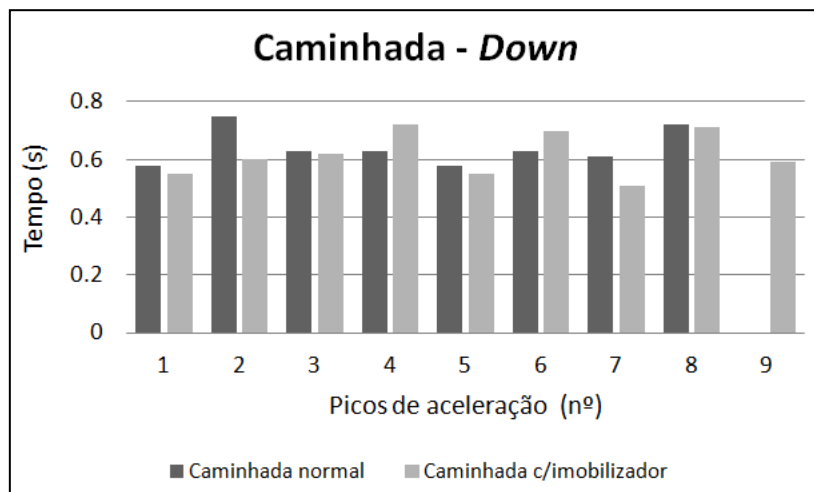


Figura 26 – Resultados obtidos dos *frames* entre os picos mínimos de aceleração (*Down*), no caso de estudo da Caminhada.

Na Caminhada, os valores dos *frames* entre os picos mínimos de aceleração (*Down*), tanto na marcha normal como na marcha com recurso a imobilizador, apresentam-se constantes, sendo a média na caminhada normal de, aproximadamente, 0,64 segundos e na caminhada com imobilizador de 0,62 segundos. Em ambos os testes foi calculado o desvio-padrão para podermos avaliar o grau de dispersão da amostra e verificámos que em ambos, o valor foi de 0,1, um valor muito próximo de zero, o que implica um conjunto de dados uniforme/homogéneo. Verifica-se, no entanto, que o teste com imobilizador demorou mais tempo, comparativamente à Caminhada normal, constatado pela nona de intervalo de tempo.

Para a Caminhada – *Up* -, obtivemos novos valores, representados na Figura 27. Entre os picos de aceleração máxima (*Up*) na Caminhada normal, os valores do tempo entre cada passada apresentam-se mais constantes e sempre próximos dos 0,6 segundos. Através do cálculo da média, verificou-se que 0,6 segundos é o valor da mesma. Na Caminhada com imobilizador (colunas a cinzento claro), os valores não são tão constantes/uniformes e o teste prolonga-se por mais tempo do que no anterior. Neste caso de estudo, a média é ligeiramente superior, com 0,64 segundos. Já o desvio-padrão calculado também foi de 0,1 para ambos.

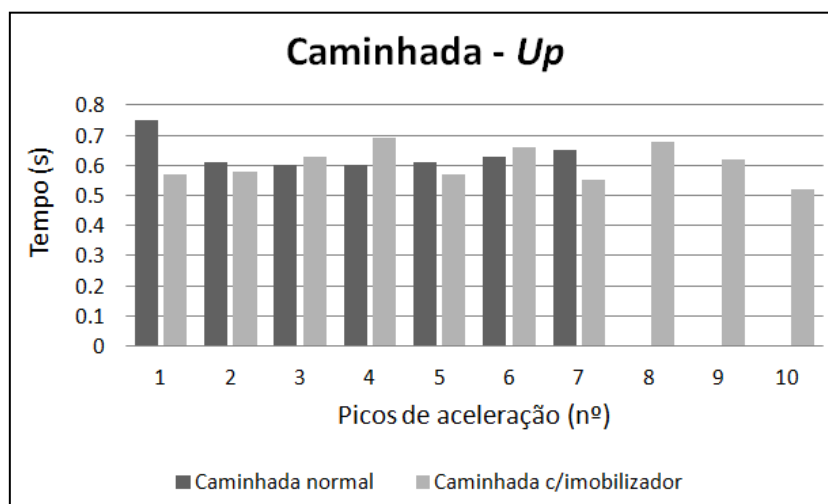


Figura 27 – Resultados obtidos dos *frames* entre os picos máximos de aceleração (Up), no caso de estudo da Caminhada

Para a Descida – *Down*, o gráfico obtido apresenta um maior número de colunas a cinzento claro, o que implica um teste com imobilizador de maior duração – Figura 28.

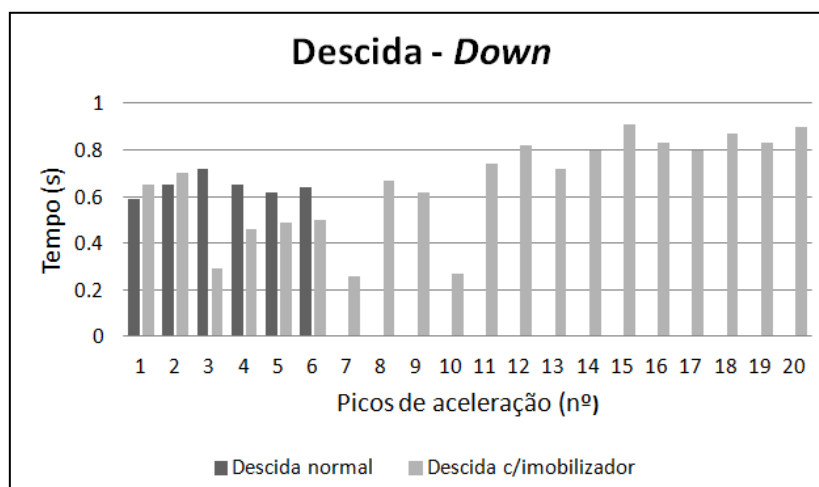


Figura 28 – Resultados obtidos dos *frames* entre os picos mínimos de aceleração (Down), no caso de estudo da Descida.

Verifica-se uma grande discrepância no número de valores referentes aos picos de aceleração entre os dois casos de estudo. Sem imobilizador, os valores obtidos rondam uma média de 0,65 segundos num total de 6 intervalos de tempo, enquanto que com o imobilizador, os valores rondam os 0,66 segundos mas representa um teste com um tempo de acção muito superior. O desvio padrão para estes testes foi de 0 para a Descida sem imobilizador e de 0,2 para a Descida com imobilizador. Dado que o desvio-padrão

representa uma medida de dispersão em relação à média, ao ser zero indica-nos que os valores obtidos são muito próximos ao valor da média, isto é, de 0,65 segundos, aproximadamente. No teste com imobilizador, o valor de 0,2 implica uma maior dispersão dos dados em relação ao valor da média (0,66 segundos), verificando-se principalmente entre os picos de aceleração finais.

Para a Descida – *Up*, obtivemos um gráfico em que podemos verificar também uma discrepância elevada entre as colunas dos dois tipos de testes – Figura 29.

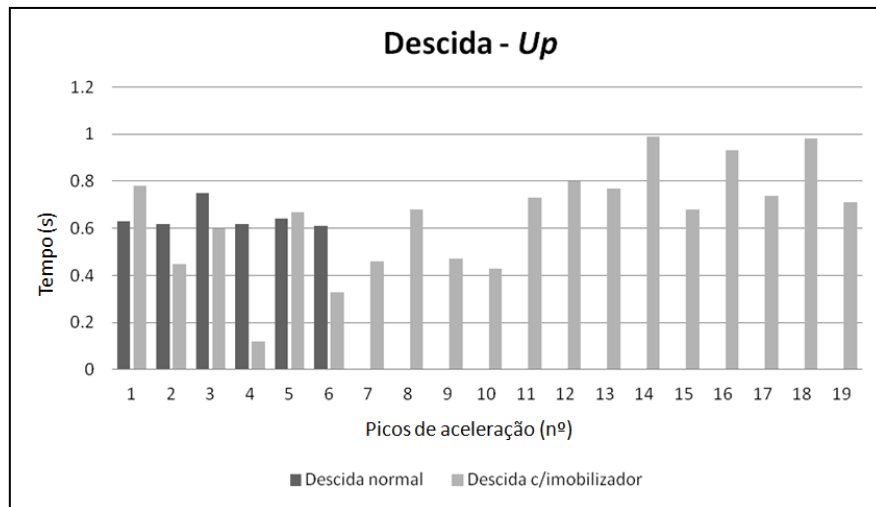


Figura 29 – Resultados obtidos dos *frames* entre os picos máximos de aceleração (*Up*) no caso de estudo da Descida.

Através da figura 29, podemos apurar que no teste da Descida sem imobilizador (colunas a cinzento escuro), os tempos encontram-se muito próximos dos 0,6 segundos, exceto no terceiro pico de aceleração em que se encontra perto dos 0,8 segundos. Isto significa que entre cada contacto do calcanhar com o solo, o tempo foi de, aproximadamente, 0,6 segundos. Através do cálculo, verificámos que a média é de 0,65 segundos. O mesmo não se verifica nos valores do teste com imobilizador, que não demonstra ser constante. No quarto pico de aceleração, o tempo não chegou aos 0,2 segundos, o que nos indica que foi dado um passo muito mais rápido comparativamente aos outros, e por sua vez, no 14º pico de aceleração o valor já é muito próximo de 1 segundo. O desvio padrão para estes testes foi de 0,1 para a Descida sem imobilizador e de 0,2 para a Descida com imobilizador.

5. Conclusão

O telemóvel, nomeadamente o smartphone, tem demonstrado ao longo dos anos ser um instrumento primordial para o dia-a-dia de qualquer pessoa devido à sua multifuncionalidade. Da simples função de efetuar uma chamada a ser considerado um dispositivo de análise de movimento humano através dos seus sensores, tem vindo a ser relacionado a diversos estudos e ao funcionamento de aplicações associadas ao smartphone em diversas áreas de interesse, tal como a engenharia e a saúde.

Os testes efectuados no presente Trabalho Final de Mestrado para os diversos casos de estudo – Caminhada, Subida e Descida de degraus – num tipo de marcha normal e num tipo de marcha condicionado por uma ortótese imobilizadora de joelho, permitiram-nos obter valores de aceleração da perna esquerda, da perna direita e da pélvis. A perna direita, por ter colocado o imobilizador de joelho, teve mais dificuldade em efetuar tanto a caminhada como a subida e descida de degraus, devido à articulação do joelho estar limitada no que se refere aos seus graus de amplitude. Posto isto, desvios de marcha foram adotados e foi possível verificar através dos gráficos e principalmente dos picos máximos e mínimos de aceleração (*Up e Down*) que a marcha não obteve valores constantes.

Uma vez implementado o processamento dos dados de aceleração, os mesmos foram utilizados para avaliação da existência de sinergia entre as acelerações verticais do membro inferior esquerdo e do membro inferior direito para estabilizar a aceleração da pélvis. Para identificar e quantificar a existência de sinergia entre ambos os membros inferiores, foi adotada a metodologia Uncontrolled Manifold Hypothesis e os seus valores UCM foram calculados. Estes valores foram reforçados posteriormente por valores da ANOVA, pelo Fator de Inflação da Variância (VIF) e pelo nível de significância. Os valores de UCM foram calculados considerando como valor de referência (das acelerações verticais), a aceleração da gravidade com valor de $9,81 \text{ m/s}^2 = 1 \text{ G}$ e numa fase seguinte, tendo como referência a média dos picos máximos e mínimos de aceleração. Sendo o valor da aceleração da gravidade o valor de referência, verificou-se que em todos os testes os valores de UCM obtidos foram superiores a 1, embora nos testes com imobilizador estes valores tenham sido mais elevados do que os valores de UCM obtidos nos restantes testes sem imobilizador, o que sugere a existência de sinergia. Os valores da ANOVA apresentaram-se também bastante mais elevados nos testes com imobilizador, com níveis de significância reduzidos, o que torna os valores de UCM obtidos mais confiáveis. Nos testes tendo como referência a média dos picos máximos e mínimos de aceleração, os valores do UCM obtidos foram

superiores a 1, exceto na Caminhada com imobilizador, no momento do contacto com o solo (*Up*). Por sua vez, os valores de UCM mais elevados dizem respeito à Descida, tanto no *Up* como no *Down*. Todos os valores da ANOVA obtidos também foram superiores a 1, sendo o valor mais elevado de 31,06 correspondente à Descida com imobilizador (*Up*) e o mais baixo de 1,92 também referente à Descida com imobilizador (*Down*).

Concluiu-se, portanto, que através dos dados de aceleração obtidos através do *smartphone* e do cálculo dos valores de UCM, é possível verificar a existência de sinergia entre dois componentes individuais para estabilizar uma terceira variável, neste caso, a pélvis.

Com base nos mesmos dados, foram também avaliadas as durações do tempo de passada ou seja, dos momentos de *Up* a *Up* e de *Down* a *Down*, nos diferentes casos de estudo e comparados os resultados obtidos. Verificou-se um maior número de *frames* nos testes realizados com imobilizador, associado a testes com uma maior duração e com intervalos de tempo mais irregulares. Nos testes sem imobilizador, os valores das médias encontraram-se entre 0 e 1 e apresentaram valores de desvio-padrão entre 0 e 0,2, sendo mais elevado nos testes com imobilizador, o que significa uma maior dispersão dos dados.

A metodologia apresentada neste trabalho poderá ser explorada em casos clínicos reais com amostras maiores e mais significativas que permitam inferir de forma mais conclusiva a utilidade da mesma em casos clínicos de utilizadores de próteses. A colocação dos *smartphones* no membro inferior saudável, bem como no membro da prótese, juntamente com o acelerómetro da pélvis, irá fornecer um conjunto de dados de aceleração possíveis de analisar e de servir como complemento para uma avaliação mais crítica e fundamentada do profissional de saúde sobre o padrão de marcha do paciente em causa.

6. Referências Bibliográficas

- Beverly, Moylan (2015). Impact of increased prosthetic mass on gait symmetry in dysvascular transfemoral amputees: a randomized prospective double-blind crossover trial. *Journal of Prosthetics and Orthotics* , 63-67.
- Black, D., Smith, B., Wu, J. & Ulrich, B. (2007). Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking: preadolescents with and without Down syndrome. *Exp Brain Res* .
- Boyko, E., Ahroni, J., Cohen, V., Nelson, C. & Heagerty, P. (2006). Prediction of diabetic foot ulcer occurrence using commonly available clinical information: the Seattle Diabetic Foot Study. *Diabetes Care* .
- Caldas, R., Mundt, M., Potthast, W., Neto, F. & Markert, B. (2017). A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. *Elsevier* .
- Chevrier, J., Madani, L. & Bsiesy, A. (2015). Can a Smartphone be a Homelab? *LearnXDesign* .
- Din, S., Hickey, A., Ladha, C., Stuart, S., Bourke, A., Esser, P. & Rochester, L. (2016). Instrumented gait assessment with a single wearable: an introductory tutorial. *RADAR* .
- Edelstein, J. & Bruckner, J. (2002). *Orthotics: A Comprehensive Clinical Approach*. Thorofare, USA: Slack incorporated.
- Godfrey, A.; Din, D.; Barry, G.; Mathers, J. & Rochester, L. (2015). Instrumenting gait with an accelerometer: a system and algorithm examination. *Med. Eng. Phys* .
- Goujon-Pillet, H., Sapin, E.; Fodé, P. & Lavaste, F. (2008). Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil* .
- Houdijk, H., Appelman, F., Velzen, J., Woude, L. & Bennekom, C. (2008). Validity of DynaPort GaitMonitor for assessment of spatiotemporal parameters in amputee gait. *Journal of Rehabilitation Research & Development* , 1335-1342.
- Kishner, S. (2015). Gait Analysis After Amputation. *Drugs&Diseases* .
- Krishnan, V.; Noah, R.; Latash, M. & Grabiner, M. (2013). The Effects of Age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. *Gait Posture* .

-
- Latash, M. & Anson, J. (2006). Synergies in Health and Disease: relations to adaptive changes in motor coordination.
 - Lusardi, M. & Nielsen, C. (2000). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. Elsevier Health Sciences, 1ª edição.
 - Micó-Amigo, M., Kingma, I.; Ainsworth, E.; Walgaard, S.; Niessen, M. & Lummel, R. (2016). A novel accelerometry-based algorithm for the detection of step durations over short episodes of gait in healthy elderly. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* .
 - Yang, M.; Zheng, H.; Wang, H.; McClean, S. & Harris, N. (2012). Assessing the utility of smart mobile phones in gait pattern analysis. *Springer* , 81-88.
 - Nolan, L.; Wit, A.; Dudzinski, K.; Lees, A.; Lake, M. & Wychowanski, M. (2002). Adjustments in gait symmetry with walking speed in transfemoral and transtibial amputees. *Gait and Posture* .
 - Ozdalga, E.; Ozdalga, A. & Ahuja, N. (2012). The Smartphone in Medicine: A Review of Current and Potential Use Among Physicians and Students. *Journal of Medical Internet Research* .
 - Papi, E.; Rowe, P. & Pomeroy, V. (2014). Analysis of gait within the uncontrolled manifold hypothesis: Stabilisation of the centre of mass during gait. *Elsevier* .
 - Passos, P., Milho, J. & Button, C. (2017). Quantifying synergies in two-versus-one situations in team sports: An example from Rugby Union.
 - Redfield, M.; Cagle, J.; Hafner, B. & Sanders, J. (2013). Classifying Prosthetic Use via accelerometry in persons with trans-tibial amputations. *J Rehabil Res Dev*.
 - Redfield, M.; Fiedler, G.; Hafner, B. & Sanders, J. (2013). Validating the Use of a Kinetic Sensor for Gait Monitoring. *University of Washington* .
 - Ren, Y.; Chen, Y.; Chuah, M. & Yang, J. (2013). Smartphone Based User Verification Leveraging Gait Recognition for Mobile Healthcare Systems.
 - Rodríguez, R.; Arce, M.; Álvarez, C. & Soidán J. (2016). Definition of the proper placement point for balance assessment with accelerometers in older women. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*.
 - Sinha, R. & Heuvel, W. (2011). Original Research Report Factors affecting quality of life in lowerlimb amputees. *The International Society for Prosthetics and Orthotics* .

-
- Sobral, H. (2015). Análise Cinética da Marcha de Pacientes Sujeitos à Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior. *Coimbra* .
 - Sociedade Portuguesa de Diabetologia. Relatório Anual do Observatório Nacional da Diabetes. (2016).
 - Tao, W.; Liu, T. & Zheng, R. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors* .
 - Teknomo, K. & Estuar, M. (2014). Visualizing Gait Patterns of Able Bodied Individuals and Transtibial Amputees with the Use of Accelerometry in Smart Phones. *Revista Colombiana de Estatística* .
 - Thang, H.; Viet. V.; Thuc, N. & Choi D. (2012). Gait Identification Using Accelerometer on Mobile Phone.
 - Tura, A.; Raggi, M.; Rocchi, L.; Cutti, A. & Chiari, L. (2010). Gait symmetry and regularity in transfemoral amputees assessed by trunk accelerations. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* .
 - Yang, M.; Zheng, H.; Wang, H.; McClean, S. & Harris, N. (2012). Assessing the utility of smart mobile phones in gait pattern analysis. *Health Technology* .
 - Zijlstra, W. & Hof, A. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait Posture* .