

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

Instituto Politécnico do Porto

Nuno Adriano Sousa Carvalho

**O uso do *Smartphone* na avaliação da
dorsiflexão da tibiotársica, do passo
rápido anterior/lateral/posterior e da
marcha em idosos**

Orientador: Cristina Argel de Melo

Mestrado em Fisioterapia

Opção Comunidade

Setembro de 2013



Escola Superior de Tecnologia da Saúde Do Porto

Instituto Politécnico do Porto

Nuno Adriano de Sousa Carvalho

O uso do *Smartphone* na avaliação da dorsiflexão da tibiotársica, do passo rápido anterior/lateral/posterior e da marcha em idosos

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, realizada sob a orientação científica de Cristina Argel de Melo (Área Técnico-Científica da Fisioterapia).

Mestrado em Fisioterapia- Opção Comunidade

Setembro de 2013

O uso do *Smartphone* na avaliação da dorsiflexão da tibiotársica, do passo rápido anterior/lateral/posterior e da análise cinemática da marcha, em idosos

NUNO CARVALHO¹
CRISTINA ARGEL DE MELO²
ANTÓNIO MESQUITA MONTES³
RUBIM SANTOS⁴
CARLOS CRASTO⁵

¹ Aluno de Mestrado de Fisioterapia na Comunidade; nunoasc@hotmail.com

² ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia; mcdamelo@gmail.com

³ ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia; antoniomesquitamontes@gmail.com

⁴ ATCF – Área Técnico-Científica da Física; rss@estsp.ipp.pt

⁵ ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia; cbc@estsp.ipp.pt

Resumo

Introdução: A correta avaliação das capacidades do idoso será fundamental na diminuição do risco de queda inerente ao envelhecimento. Os Smartphones são uma boa ferramenta para a avaliação das capacidades em idosos. **Objetivo:** Verificar se o smartphone é uma ferramenta de avaliação do ângulo de dorsiflexão ativa da tibiotársica (Dors. TT) e em diferentes parâmetros relacionados com a marcha. ; **Métodos:** Estudo transversal correlacional, com amostra composta por 27 indivíduos com mais de 60 anos. Procedeu-se à recolha de dados através de um sistema de análise cinemática em 3D com conexão a uma plataforma de forças e de uma aplicação para Smartphone (*Fraunhofer®*, Porto, Portugal), de forma a verificar a funcionalidade desta última. As variáveis medidas foram a Dors. TT; e todas as variáveis relacionadas com a marcha. **Resultados:** A dors. TT apresentou uma correlação forte positiva ($r_s=0,8$; $p<0,001$) entre os dados dos dois instrumentos, assim como no balanço pélvico ($r_p=0,8$; $p<0,001$), na velocidade na marcha ($r_p=0,7$; $p<0,001$) e no nº de passos posteriores ($r_s=0,8$; $p<0,001$). Observou-se uma correlação moderada positiva na duração do passo direito, na duração do passo, na duração da passada, na cadência, no comprimento do passo esq., no comprimento do passo e no deslocamento lateral da pélvis ($r_p=0,6$; $p\leq 0,008$). Na percentagem da fase de apoio (%FA) ($r_s = -0,6$; $p= 0,007$) e na medição da cadência lateral ($r_s = -0,4$; $p= 0,042$) observou-se uma correlação moderada negativa e na cad. post. ($r_s=-0,7$; $p<0,001$) uma correlação forte negativa. **Conclusão:** A aplicação para Smartphone parece ser uma ferramenta útil para avaliar corretamente o ângulo de dorsiflexão da tibiotársica, a contagem do número de passos no sentido posterior, o balanço pélvico e a velocidade. Contudo, necessita ser reajustada para as outras variáveis. **Palavras-chave:** Smartphone; Quedas; Envelhecimento; Marcha; Dorsiflexão; Passo rápido voluntário

Introduction: the correct evaluation of the aptitudes of the elderly is fundamental in reducing the risk of falling, inherent to the aging process. Smartphones are a good tool for the assessment of abilities of the elderly. **Objective:** Verify that the smartphone is an assessment tool to the active dorsiflexion angle (Dors. TT) and several gait parameters; in the elderly. **Methods:** Cross-correlational study, with a sample consisting of 27 individuals with, at least, 60 years old. The collection

of data was made through a 3D kinematic analysis system with a force platform, and a Smartphone, in order to verify the functionality of the latter. The variables in analyses were the Dors. TT and all the parameters related to the gait. **Results:** It was verified the existence of a strong positive correlation between the 2 instruments measures of the dors. TT ($r_s=0,8$; $p<0,001$), velocity ($r_p=0,7$; $p<0,001$) and number of posterior steps ($r_s=0,8$; $p<0,001$). It was verified a moderate positive correlation in the right step duration, step duration, stride duration, cadence, left step length, step length and lateral displacement ($r_p=0,6$ $0.003\leq p\leq 0.008$). For the percentage of stance phase (%FA) ($r_s = -0.6$; $p= 0.007$) and lateral cadence ($r_s = -0.4$; $p= 0.042$) it was verified a moderate negative correlation, for the posterior cadence ($r_s=-0,7$; $p<0,001$) a strong negative correlation. **Conclusion:** The Smartphone under consideration appears to be a useful tool to assess correctly the dors. TT, the counting of the number of steps in the anterior and posterior direction and the pelvic. It needs, however, to be adjusted for the other variables. **Keywords:** Smartphone; Falls; Elderly; Gait; Dorsiflexion; Rapid Voluntary Stepping

1. Introdução

O envelhecimento é um processo natural e irreversível, não patológico, marcado por profundas alterações fisiológicas e estruturais. Tais alterações, como a diminuição da força muscular e da velocidade de contração muscular (principalmente por declínio de fibras do tipo II), a diminuição da flexibilidade articular, a regressão do limiar de fadiga e o aumento do tempo de resposta do sistema nervoso, traduzem-se num aumento do risco de quedas em idosos (Balzini et al., 2003; Bell & Hoshizaki, 1981; Menezes, 2006; Meireles & Pereira, 2010).

Vários estudos, como os de Piao, Kwon, Kim, & Kim (2010); Sinaki & Lynn (2002); Vincent, Braith, & Vincent (2006), demonstram que, intervindo em alguns fatores ambientais e alterando o estilo de vida dos idosos, promovendo a realização de exercício físico específico adequado às necessidades psicomotoras de cada idoso, é possível prevenir a queda ou diminuir o efeito nocivo das mesmas. Para que tal seja possível é necessário proceder-se a uma correta avaliação do idoso, sendo de realçar a importância da avaliação da função dos membros inferiores, uma vez que a diminuição da amplitude de dorsiflexão ativa da tibiotársica, o aumento do tempo de reação da estratégia do passo e as alterações do movimento típico de marcha apresentam elevada correlação com a ocorrência de queda (Reichenheim, 2005).

Diversas ferramentas de avaliação encontram-se disponíveis, sendo que a grande maioria destas ferramentas assenta na observação visual e/ou na cronometragem de espaços temporais de longa duração (Perell et al., 2001), no entanto, para se avaliar as alterações mais subtis ao movimento típico ou diminuir a variabilidade inter-observador das avaliações é necessário recorrer-se a outros métodos de análise, como ao uso de plataformas de força, ou a análise cinemática em 3 dimensões, entre outros. Contudo, todos

estes instrumentos de análise biomecânica são de difícil acesso e de elevado custo (Culhane, O'Connor, Lyons, & Lyons, 2005).

O uso do *Smartphone* e de plataformas digitais de informação como ferramentas para a avaliação é ainda recente, no entanto revelou-se de fácil acesso e simples utilização. Esta ferramenta assenta no uso do acelerómetro, giroscópio e magnetómetro para analisarem os movimentos realizados pelo indivíduo e os transporem para valores quantitativos (Tacconi, Mellone, & Chiari, 2011). Para que o *Smartphone* consiga obter valores numéricos reais é necessário proceder-se á construção de um algoritmo que atribua significado aos dados de aceleração recolhidos, sendo que, posteriormente, este tem de passar por um processo de validação recorrendo a uma medida de ouro (Heppenstall, Wilkinson, Hanger, Keeling, & Pearson, 2011).

Tacconi et al. (2011) recorrendo ao acelerómetro de um *Smartphone*, criaram uma aplicação capaz de mensurar a duração do *sit to stand*, e a cadência e os deslocamentos laterais da pélvis do teste *time-up-and-go*, recolhendo valores que, clinicamente, seriam de difícil acesso. Desta forma, demonstra-se que, utilizando um *Smartphone*, um objeto de fácil acesso à população, se torna possível obter dados espaço-temporais e cinemáticos que anteriormente apenas seriam obtidos em laboratórios de investigação (Tacconi et al., 2011).

A aplicação disponível no *Smartphone* em teste recorre aos dados dos sensores, para analisar os movimentos. Após ser posicionado no local identificado para a aquisição dos dados, a aplicação aguarda até que o mesmo se encontre estático. Nessa altura, é emitido um sinal sonoro dando a indicação do início do teste, salvaguardando-se assim a disponibilidade de dados para a calibração dos sensores de acordo com o seu posicionamento relativamente ao corpo. Durante a realização dos movimentos, e como resultado dos mesmos, são produzidas acelerações e velocidades angulares características, o que permite a extração de determinadas medidas relevantes no contexto da análise dos movimentos e, em último caso, relevantes para a análise do risco de queda do paciente. Após a finalização dos testes, os resultados são apresentados na interface gráfica, e o terapeuta valida a correta ou incorreta execução do teste pelo paciente. Caso os testes tenham sido efetuados sem falhas, os dados são enviados para uma plataforma digital, o que permite ao profissional de saúde ter acesso a todos os dados relativos ao utente.

Posto isto, o objetivo deste estudo foi verificar se o *Smartphone* é uma ferramenta de avaliação do ângulo de dorsiflexão ativa da tibiotársica (Dors. TT); duração do passo

direito (t passo dt.) e esquerdo (t passo esq.) em segundos, duração do passo (t do passo) em segundos, duração da passada (t passada) em segundos; percentagem da fase de apoio (%FA), da fase oscilante (%FO) e de duplo apoio (%FDA); cadência (Cad.) em passos/minuto, comprimento do passo direito (d passo dt.) e esquerdo (d passo esq.), comprimento do passo (d passo) em metros, velocidade (v) em m/s; assimetria da duração do passo (Ass. t passo) e do comprimento do passo (Ass. d passo), balanço pélvico (b. pélvico) em m/s^2 e do deslocamento lateral da pélvis (d lat. Pélvis) em cm, na marcha; cadência anterior (cad. Ant.), posterior (cad. Post.) e lateral (cad. Post.) em passos/segundo e o número de passos anteriores (Nº Ant.), posteriores (Nº Post.) e laterais (Nº lat.) no passo rápido voluntário, em idosos.

2. Metodologia

2.1.Amostra

O estudo em causa é do tipo transversal, analítico correlacional e foi constituído por uma amostra de 32 voluntários participantes do projeto “Viver o Mo(vi)mento I e II” (figura 1). Estes voluntariaram-se para participar no estudo após a apresentação do mesmo.

Como critérios de participação definiu-se que os participantes teriam de ter idade igual ou superior a 60 anos e viver de forma independente na comunidade. Como critérios de exclusão definiram-se patologias neuro-musculo-esqueléticas ou cardiorrespiratórias graves, o uso de auxiliares de marcha, cirurgia há menos de 6 meses da data de avaliação ou desordens cognitivas que interferissem com a compreensão do estudo e a execução dos procedimentos.

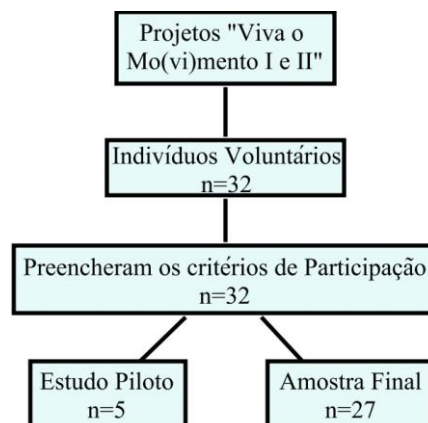


Figura 1- Diagrama de amostra do presente estudo

2.2. Instrumentos

Foi utilizado um questionário de caracterização sociodemográfica e seleção da amostra, através do qual se verificou o cumprimento dos critérios de participação. As medidas antropométricas foram, também, avaliadas, sendo que para avaliar a massa recorreu-se a uma plataforma de forças *Bertec®* (*Bertec Corporation – FP4060-10, Columbus, EUA*) e para a altura a um estadiómetro (*Seca 214, sede em Vila Verde, Sintra, Portugal*) com um erro de ± 1 cm.

A recolha das forças de reação ao solo foi realizada através da plataforma de forças referida anteriormente, conectada a um amplificador *Bertec® AM6300* (*Bertec Corporation®, Columbus OH, EUA*), com uma frequência de amostragem de 100Hz.

A plataforma de forças encontrava-se conectada ao sistema de recolha *Qualisys – Motion Capture System*, constituído por 4 câmaras de recolha de vídeo *Serie 1*, com frequência de gravação de 100Hz, que recolheu imagens em 3 dimensões, sendo que, para análise e recolha de dados, recorreu-se ao *software Qualisys Track Manager* (*Qualisys AB, Gothenburg, Sweeden*), que analisou a cinemática inerente aos deslocamentos. Este sistema foi usado para recolher os dados cinemáticos em 3 dimensões. Para identificar os pontos anatómicos necessários à análise cinemática recorreu-se à utilização de esferas refletoras, estabilizadas no local desejado por meio de tape adesivo.

O *Smartphone Google Nexus S* equipado com acelerómetro *KR3DM 3-axis Accelerometer* (*STMicroelectronics®*), com alcance máximo de 19,6133m/s², potência de 0,23 mA, resolução de 0,019153614 m/s²; giroscópio *K3G Gyroscope sensor* (*STMicroelectronics®*), com alcance máximo de 34,906586 rad/s, potência de 6,1 mA, resolução de 0,0012217305 rad/s; magnetómetro *AK8973 3-axis Magnetic field sensor* (*Asahi Kasei Microdevices®*), com alcance máximo de 2000 uT, potência de 6,8 mA e resolução de 0.0625 uT; foi utilizado para correr a aplicação *Fall Risk Aplicattion Measure* (*Fraunhofer®, Porto, Portugal*).

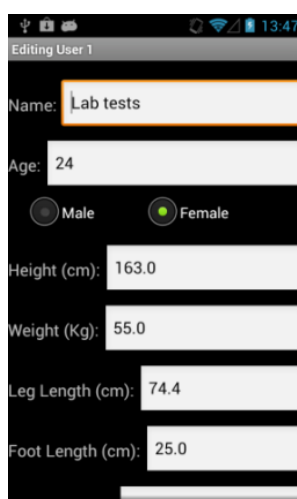
2.3. Procedimentos

Inicialmente o projeto foi apresentado a um grupo de idosos que frequentavam o projeto de exercício específico “Viver o Mo(vi)mento”, sendo que foi pedido a todos os interessados em participar que preenchessem um questionário de caracterização sociodemográfico e seleção da amostra de forma a averiguar a aptidão dos mesmos em participar no estudo. Este questionário foi anteriormente testado em 5 idosos não pertencentes ao grupo em

questão, mas com características semelhantes de forma a ser perceptível a existência de barreiras à compreensão, não se revelando necessário proceder a nenhuma alteração. Estes mesmos 5 idosos testaram, também, a exequibilidade dos procedimentos a efetuar durante o momento de avaliação, procedendo-se a duas alterações na aplicação do *Smartphone* em teste: colocou-se uma opção de “Stop” para permitir terminar o teste de marcha em vez dum período de tempo pré-definido e reduziu-se o tempo de teste do passo rápido voluntário para 15 segundos evitando a entrada em fadiga e a sobrecarga das articulações do membro de apoio.

Os indivíduos aptos a participar foram avaliados num único momento, antes do qual foi novamente explicado em que consistia o estudo e assegurado que a qualquer momento, poderiam abandonar o projeto, procedendo-se à assinatura de uma declaração de consentimento informado de acordo com a Declaração de Helsínquia.

Inicialmente, um investigador com prática identificou com esferas refletoras os pontos anatómicos necessários à análise cinemática dos movimentos em teste: espinhas ilíacas póstero superiores (EIPS), linha média da face lateral do joelho, maléolo lateral do pé direito, cabeça do 5º metatarso e calcâneos. De seguida, procedeu-se à recolha do tamanho do pé do participante (distância entre calcâneo e primeiro dedo), da altura de cada participante (através dum estadiómetro) e da sua massa (através duma plataforma de forças). Enquanto isso, um investigador preenchia a ficha de utilizador da aplicação no *Smartphone* (figura 2).



Field	Value
Name	Lab tests
Age	24
Gender	Female
Height (cm)	163.0
Weight (Kg)	55.0
Leg Length (cm)	74.4
Foot Length (cm)	25.0

Figura 2- Ficha de utilizador da aplicação

Após a calibração do sistema de recolha de vídeo e das plataformas de força, segundo as instruções do fabricante, composto por quatro camaras 3D e duas plataformas de forças

dispostas segundo a figura 3, procedeu-se à realização dos diversos testes, sendo o primeiro a recolha do valor da amplitude de dorsiflexão da tibiotársica.

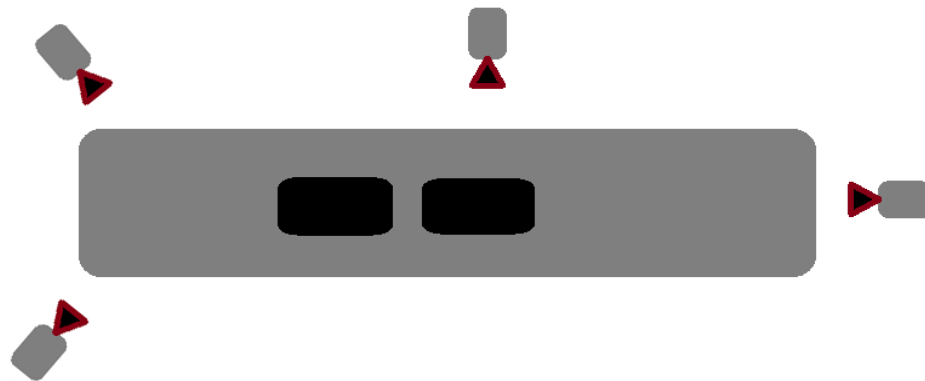


Figura 3-Esquema ilustrativo da estrutura usada para a recolha dos dados, elaboração própria

O indivíduo foi posicionado com o joelho direito apoiado num banco *standart* (40cm de altura) com uma camada de esponja protetora de forma a não provocar qualquer tipo de dor ou desconforto ao participante (figura 4). A posição adotada durante o teste, apesar de não ser funcional foi a única encontrada que permitisse a fixação do *Smartphone* na face plantar do pé com uma bolsa fixada por uma banda de velcro, reduzindo deslocamentos do *Smartphone*, uma vez que a superfície é mais lisa do que a face dorsal. Os participantes foram instruídos quanto ao movimento que deveriam realizar, devendo manter a posição por aproximadamente 3 segundos, efetuando-se 3 repetições deste teste. A variável a ser analisada durante este teste foi a amplitude de dorsiflexão ativa da articulação tibiotársica do pé direito recorrendo aos mesmos pontos anteriormente descritos. Antes de cada repetição, o *Smartphone* foi calibrado na posição neutra do participante de forma a interpretar tal posição como sendo a posição inicial de teste. Durante os testes o avaliador forneceu *feedback* aos participantes de forma a manterem a contração no limite da amplitude durante o tempo desejado (Venturni, André, Aguilar, & Giacomelli, 2006).). Foram recolhidos, simultaneamente, dados pela *Qualisys* e pelo *Smartphone*, sendo que o teste foi repetido 3 vezes (Menz, Morris, & Lord, 2006). Durante a análise cinemática do vídeo obtido, recorreu-se ao uso da linha média da face lateral do joelho como ponto fixo do movimento, do maléolo lateral do pé direito como eixo do movimento e da cabeça do 5º metatarso como ponto móvel permitindo, assim, medir o ângulo de dorsiflexão da articulação tibiotársica calculando a diferença do ângulo medido entre o momento inicial do teste (posição de repouso) e no momento de menor amplitude articular (momento de dorsiflexão ativa máxima). Para que a tentativa se considerasse válida, aquando do

momento de análise cinemática, os 3 pontos utilizados como referência tinham de ser observáveis durante todo o período do teste.



Figura 4- Teste para a avaliação da amplitude de dorsiflexão

O segundo teste a ser realizado foi a avaliação da marcha. Durante o teste o participante utilizou o *Smartphone* sobre o sacro, adaptado a uma bolsa fixada através de uma faixa de velcro de tamanho regulável (figura 5).



Figura 5- Teste para análise de marcha

Foi pedido ao participante que andasse ao longo de um percurso demarcado em linha reta com 6,20 metros de comprimento, sem obstáculos, devendo o participante andar ao seu ritmo habitual. Inicialmente o investigador explicou como se procederia o teste, esclarecendo qualquer dúvida que o indivíduo apresentasse. De seguida, foi pedido ao participante que se mantivesse o mais estável possível de forma a se poder proceder à calibração do *Smartphone*. O ciclo de marcha era iniciado quando o sujeito ouvisse um sinal sonoro vindo do *Smartphone*. Após percorrer o percurso demarcado, outro investigador, situado no fim do mesmo, assinalava o fim do teste, suspendendo o funcionamento da aplicação. A recolha de dados pelo *Smartphone* e pelo sistema de vídeo foi realizado simultaneamente, sendo o teste realizado 3 vezes, com um período de descanso entre as repetições (Nishiguchi et al., 2012; Zijlstra & Hof, 2003). As variáveis recolhidas foram as seguintes: t passo dt. e esq. (s), t passo (s), t passada (s), %FA, %FO, %FDA, cad. (passos/min), d passo (m), d passo dt. e esq. (m), v (metro/segundo), ass. d e t do passo dt. e esq. (%), o d. lat. pélvis (cm) e o b. pélvico (m/s^2). Os pontos utilizados na análise cinemática do movimento foram as EIPS (utilizado para averiguar a deslocação lateral máxima em cada passo através das suas coordenadas espaciais), cabeça do 5º metatarso e calcâneos (utilizados para averiguar o momento de ataque ao solo, considerado o momento em que o calcâneo entra em contacto com o solo; e o momento de saída, considerado o momento em que o quinto metatarso deixa de estar em contacto com o solo, recorrendo à utilização das coordenadas espaço-temporais para averiguar as distâncias percorridas e a duração em cada fase da passada, procedendo-se de seguida ao cálculo das assimetrias e das velocidades- $velocidade=distância/tempo$). Devido ao facto de as câmaras apenas conseguirem captar sinal de marcha num espaço físico restrito, somente duas passadas foram passíveis de ser analisadas em cada teste, enquanto que a aplicação para *Smartphone* analisou todas as passadas, rejeitando os dois primeiros passos. Esta limitação obrigou a que alguns dos dados fornecidos pela aplicação do *Smartphone* não fossem passíveis de ser comparados com os dados que seriam obtidos pela medida de ouro, sendo estes o número de passos total e a indicação do membro que inicia o movimento. Para que a tentativa se considerasse válida, aquando do momento de análise todos os pontos utilizados como referência tinham de ser observáveis durante, pelo menos, duas passadas.

O último teste teve como objetivo avaliar o passo rápido voluntário, sendo que se recorreu ao *Smartphone* adaptado à região supra-rotuliana do membro em teste. Neste teste

não foi necessário proceder-se à recolha de vídeo, sendo que se recorreu à utilização de uma plataforma de forças, sobre a qual o participante teria de tocar aquando do movimento pedido (passo anterior/ posterior/ lateral e regresso à posição de origem, seguido de novo passo até ordem por parte do investigador para terminar) (figura 6). O participante foi instruído que, após o investigador efetuar a calibração do aparelho, ouviria um sinal sonoro e que, de seguida, deveria iniciar o teste. O teste foi efetuado no sentido anterior, posterior e lateral direito, com o membro inferior direito, durante 15 segundos em cada sentido, com repouso superior a 1 minuto entre cada sentido (Cho, Scarpace, & Alexander, 2004a; Dite & Temple, 2002). As variáveis analisadas foram as seguintes: N° ant., N° post., N° lat.; cad. ant., cad. post., cad. lat. (passos/segundo); para isso foram utilizados os espaços temporais em que a plataforma de forças assinalou um aumento de pressão, que corresponde ao tocar do pé na mesma.



Figura 6 - Passo rápido voluntário anterior, medio-lateral direito e posterior, respetivamente

2.4.Ética

O presente estudo foi aprovado pela comissão de ética da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto.

Os participantes manifestaram o seu consentimento de participação segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia. A privacidade e a confidencialidade dos dados foram respeitadas durante todos os momentos do estudo.

2.5.Estatística

Para a análise estatística foi utilizado o *software* SPSS 18.0.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*), considerando-se um nível de significância de 0,05 ao longo do estudo (intervalo de confiança de 95%) (Marôco, 2010).

Para caracterização da amostra foi utilizada a estatística descritiva, tendo em conta as variáveis, a análise da média/mediana como medida de tendência central e o desvio padrão/variâncias como medida de dispersão (Marôco, 2010).

As variáveis analisadas foram referidas anteriormente, sendo que estas resultaram da média das tentativas validadas.

Para o estudo da normalidade das variáveis recorreu-se ao teste *Shapiro-Wilk*. Para identificar diferenças entre as medidas recolhidas pelo sistema de análise cinemática/plataforma de forças e o *Smartphone* foi utilizado o teste t para 2 amostras emparelhadas, ou, no caso de não se cumprirem os pressupostos à normalidade, o teste de *Wilcoxon*. Para analisar as correlações das variáveis entre os instrumentos recorreu-se ao teste de correlação de *Pearson* (assegurada a normalidade) ou de *Spearman* (não cumpridos os pressupostos à normalidade).

A classificação qualitativa do coeficiente de correlação foi realizada tendo em conta *Callegari-Jacques* (2003), considerando-se a existência de correlação fraca se o r se encontrasse entre 0 e 0,3, moderada se r entre 0,4 e 0,6, forte se r entre 0,7 e 0,8 e muito forte se o r adotasse valores entre 0,9 e 1.

3. Resultados

3.1.Caracterização da amostra

A amostra final foi composta por 27 indivíduos, 13 do sexo masculino e 14 do sexo feminino (tabela 1). Destes 27 indivíduos, 5 deles não apresentaram nenhuma tentativa validada para efetuar a análise cinemática da marcha, sendo esta subamostra composta por 20 indivíduos (6 do sexo masculino e 14 do sexo feminino) com média de idades igual a 70,4 anos, média de peso de 68,7 Kg e média de alturas igual a 1,57m (Anexo 1e 2).

Tabela 1- Características antropométricas

	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	70,3	6,03	60	81
Peso (Kg)	70,6	9,62	53	89
Altura (m)	1,58	10,6	141	179

3.2. Resultados do estudo

Relativamente à medição da amplitude de dorsiflexão ativa, verificou-se que a aplicação para o *Smartphone* em teste apresentou um valor de ângulo de dorsiflexão significativamente menor que o apresentado pela análise cinemática ($Z = -3,102$; $p = 0,002$). Observou-se uma correlação forte positiva ($r_p = 0,8$; $p < 0,001$) entre os dados encontrados pelo *Smartphone* e a análise cinemática (tabela 2). Foi encontrado um coeficiente de determinação de 0,6, o que significa que cerca de 60% da dorsiflexão da tibiotársica medida pelo Qualysis é explicada pela variável analisada pelo *Smartphone*.

Tabela 2- Comparação da variável dors. TT; x- média, Dp- desvio padrão; Md-mediana; dors. tt- dorsiflexão da tibiotársica

Variável	Instrumentos	x±Dp	Md±Dp	Valor estatístico	Valor prova (p)
Dors. TT	<i>Smartphone</i>	24,66±6,00	24,77±10,59	Z=-3,102	p=0,002
	Análise Cinemática	21,44±5,98	21,64±8,22		
	Coeficiente de correlação	Valor prova	Classificação da correlação	Coeficiente de determinação	
	$r_p = 0,8$	P<0,001	Forte positiva	$r^2 = 0,6$	

Relativamente à análise da marcha (tabela 3), verificou-se que, para as variáveis t passo dt. ($t = -10,054$; $p < 0,001$), t passo eq. ($Z = -3,921$; $p < 0,001$), t passo (z=-3.930; p<0,001), t passada ($Z = -3,920$; $p < 0,001$), %FO ($t = -5,006$; $p < 0,001$), %FDA ($t = -3,821$; $p < 0,001$), d passo dt. ($Z = -3,882$; $p < 0,001$), d passo eq. ($t = -16,281$; $p < 0,001$), d passo ($t = -14,697$; $p < 0,001$) e v ($t = -8,061$; $p < 0,001$) apresentam médias significativamente maiores quando da análise pelo *Smartphone* do que pela análise cinemática. As variáveis %FA ($t = 4,556$; $p < 0,001$) e cad. ($Z = -3,920$; $p < 0,001$) apresentaram médias significativamente menores pela

análise efetuada pelo *Smartphone* do que pela análise cinemática. Nas restantes variáveis não se verificou a existência de diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 3- Comparação das variáveis relativas à análise da marcha, \bar{x} - média, Dp- desvio padrão; Md-mediana; t- duração; dt.- direito; esq.-esquerdo; FA- fase de apoio; FO- fase oscilante; FDA- fase de duplo apoio; cad.- Cadência; d- comprimento; B. – balanço; d lat. Pélvis- desvio lateral da pélvis

Variável	Instrumento	$\bar{x} \pm S$	Md \pm Dq	Valor teste	Valor p
t passo dt. (s)	Análise Cinemática	0,53 \pm 0,06	-----	t= -10,054	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	0,64 \pm 0,08	-----		
t passo esq. (s)	Análise Cinemática	-----	0,53 \pm 0,08	z= -3,921	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	-----	0,62 \pm 0,06		
t passo (s)	Análise Cinemática	-----	0,52 \pm 0,05	z= -3,920	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	-----	0,63 \pm 0,06		
t passada (s)	Análise Cinemática	-----	1,03 \pm 0,11	z= -3,920	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	-----	1,26 \pm 0,13		
%FA	Análise Cinemática	60,25 \pm 1,83	-----	t= 4,556	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	55,13 \pm 4,02	-----		
%FO	Análise Cinemática	39,76 \pm 1,97	-----	t= -5,006	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	44,87 \pm 4,02	-----		
%FDA	Análise Cinemática	10,41 \pm 1,77	-----	t= -3,821	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	14,62 \pm 4,68	-----		
Cad. (passos/min)	Análise Cinemática	-----	115,89 \pm 11,33	z= -3,920	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	-----	95,69 \pm 9,3		
d passo dt. (m)	Análise Cinemática	-----	0,71 \pm 0,12	z= -3,883	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	-----	1,12 \pm 0,22		
d passo esq. (m)	Análise Cinemática	0,7 \pm 0,09	-----	t= -16,281	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	1,1 \pm 0,14	-----		
d passo (m)	Análise Cinemática	0,7 \pm 0,08	-----	t= -14,697	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	1,11 \pm 0,16	-----		
V (m/s)	Análise Cinemática	1,35 \pm 0,21	-----	t= -8,061	p<0,001
	<i>Smartphone</i>	1,76 \pm 0,32	-----		
Ass. t passo (%)	Análise Cinemática	2,34 \pm 11,62	-----	t= -0,367	p= 0,718
	<i>Smartphone</i>	2,96 \pm 6,5	-----		
Ass. d passo (%)	Análise Cinemática	1,21 \pm 5,63	-----	t= -0,437	p= 0,667
	<i>Smartphone</i>	1,56 \pm 4,15	-----		
B. Pélvico (m/s²)	Análise Cinemática	3,82 \pm 0,69	-----	t= -1,396	p= 0,179
	<i>Smartphone</i>	3,98 \pm 0,76	-----		
d lat. pélvis (cm)	Análise Cinemática	2,28 \pm 1,3	-----	t= -0,818	p= 0,424
	<i>Smartphone</i>	2,39 \pm 0,96	-----		

Observou-se a existência de uma correlação moderada positiva nos dados recolhidos por ambos os instrumentos nas variáveis t passo dt ($r_s=0,6$; $p=0,005$), t passo ($r_s=0,6$; $p=0,007$), t passada ($r_s=0,6$; $p=0,006$), cad. ($r_s=0,6$; $p=0,004$), d passo esq. ($r_p=0,6$; $p=0,008$), d passo ($r_p=0,6$; $p=0,003$), b. pélvico ($r_p=0,8$; $p<0,001$) e d lat. pélvis ($r_s=0,6$; $p=0,008$). A v ($r_p=0,7$; $p<0,001$) apresentou correlação forte positiva. Quanto à %FA ($r_s=-0,6$; $p=0,007$), esta apresentou correlação moderada negativa. As restantes variáveis não apresentaram correlação significativa (tabela 4).

Tabela 4- Valores de correlação relativos à análise da marcha; t- duração; dt.- direito; esq.-esquerdo; FA- fase de apoio; FO- fase oscilante; FDA- fase de duplo apoio; cad.- Cadência; d- comprimento; B. – balanço; d lat. Pélvis- desvio lateral da pélvis

Variável	Valor p	Coefficiente de correlação	Interpretação
t passo dt. (s)	p= 0.005	$r_s = 0.6$	Moderada positiva
t passo esq. (s)	p= 0.061	-----	Correlação não significativa
t passo (s)	p= 0.007	$r_s = 0.6$	Moderada positiva
t passada (s)	p= 0.006	$r_s = 0.6$	Moderada positiva
% FA	p= 0.007	$r_s = -0.6$	Moderada negativa
% FO	p= 0.645	-----	Correlação não significativa
%FDA	p= 0.847	-----	Correlação não significativa
Cad. (passos/min)	p= 0.004	$r_s = 0.6$	Moderada positiva
d passo dt. (m)	p= 0.070	-----	Correlação não significativa
d passo esq. (m)	p= 0.008	$r_p = 0.6$	Moderada positiva
d passo (m)	p= 0.003	$r_p = 0.6$	Moderada positiva
V (m/s)	p< 0.001	$r_p = 0.7$	Forte positiva
Assim. t passo (%)	p= 0.937	-----	Correlação não significativa
Assim. d passo (%)	p= 0.652	-----	Correlação não significativa
B. Pélvico (m/s ²)	p< 0.001	$r_p = 0.8$	Forte positiva
d lat. pélvis (cm)	p= 0.008	$r_s = 0.6$	Moderada positiva

A aplicação registou uma média significativamente maior que a plataforma de forças quanto à cad. ant. ($t=2.301$; $p=0,03$) e quanto ao N° ant. ($Z=-2,767$; $p=0,006$). Outra diferença estatisticamente significativa foi encontrada no N° post., sendo que a média

apresentada pela aplicação foi menor ($Z=-3,370$; $p<0,001$). Nas restantes medições não foram encontradas diferenças significativas entre as medições dos instrumentos (tabela 5).

Tabela 5- Comparação das variáveis relativas à análise do passo rápido; x- média, Dp- desvio padrão; Md-mediana; cad.- cadência; n°- número; Ant.- anterior; post. -posterior; lat.- lateral

Variáveis		Instrumentos	x±Dp	Md±Dp	Valor Estatístico	Valor prova
Cad. (passos/s)	Ant.	Smartphone	1,43 ± 0,58	-----	t=2,301	p=0,03
		Plataforma de Forças	1,11 ± 0,29	-----		
	Post.	Smartphone	-----	0,99 ± 0,22	Z=0,00	p=1
		Plataforma de Forças	-----	0,97 ± 0,27		
	Lat.	Smartphone	1,08 ± 0,21	-----	t=1,123	p=0,272
		Plataforma de Forças	1.02 ± 0,14	-----		
N°	Ant.	Smartphone	-----	16 ± 12	Z=-2,767	p=0,006
		Plataforma de Forças	-----	15 ± 3		
	Post.	Smartphone	-----	14 ± 3	Z=-3,370	p<0,001
		Plataforma de Forças	-----	15 ± 3		
	Lat.	Smartphone	-----	15±3	Z=-1,816	p=0,069
		Plataforma de Forças	-----	16±3		

Foi encontrada uma correlação forte positiva entre os dados N° post. ($r_s=0,8$; $p<0,001$). Na cad. post. foi encontrada uma correlação forte negativa ($r_s=-0,7$; $p<0,001$). Quanto à cad. lat. foi encontrada uma correlação moderada negativa ($r_s=-0,4$; $p=0,042$) e ao n° ant. ($r_s=0,5$; $p=0,007$) foi encontrada uma correlação moderada positiva. Relativamente à cad. ant. e N° lat. verificou-se que não existe uma correlação significativa.

Tabela 6- Valores de correlação relativos à análise do passo rápido; cad.- cadência; n°- número; Ant.- anterior; post. - posterior; lat.- lateral

Variáveis		Coefficiente de Correlação	Valor prova	Classificação da correlação
Cad. (passos/s)	Ant.	-	p=0,072	Correlação não significativa
	Post.	$r_p=-0,7$	p<0,001	Forte negativa
	Lat.	$r_s=-0,4$	p=0,042	Moderada negativa
N°	Ant.	$r_p=0,5$	p=0,007	Moderada positiva
	Post.	$r_p=0,8$	p<0,001	Forte positiva
	Lat.	-	p=0,134	Correlação não significativa

4. Discussão

O presente estudo teve como objetivo observar a relação das medições realizadas por um *Smartphone* e as realizadas por medidas de laboratório (*Qualisys* e plataforma de forças).

A medição do ângulo da amplitude de dorsiflexão ativa da tibiotársica foi um dos testes em análise, neste estudo, uma vez que este é apontado como sendo um bom preditor da ocorrência de queda. Menz et al. (2006) levaram a cabo um estudo para investigar qual a relação entre diferentes características da articulação tibiotársica e a ocorrência de quedas em idosos, sendo uma das características em estudo a amplitude de dorsiflexão ativa. Os investigadores concluíram que a amplitude de dorsiflexão ativa se encontrava reduzida no grupo composto por sujeitos que sofreram quedas durante o período de investigação, comparativamente a um grupo onde não houve ocorrência de quedas, sendo, por isso mesmo, fundamental a sua avaliação. Este teste permite, não só, avaliar a amplitude articular de movimento, mas, também, avaliar a atividade muscular do músculo tibial, sendo que a fraqueza deste, segundo Barak, Wagenaar, & Holt (2006), se encontra correlacionada com a ocorrência do tropeçar e, consequentemente, com a ocorrência de quedas.

A aplicação para o *Smartphone* testada apresentou resultados estatísticos significativamente diferentes dos apontados pela medida de ouro o que se pode dever ao facto de a avaliação com a *Qualisys* medir a amplitude de dorsiflexão da tibiotársica através do ângulo formado entre a linha média da face lateral do joelho como ponto fixo do movimento, do maléolo lateral do pé direito como eixo do movimento e da cabeça do 5º metatarso como ponto móvel, enquanto que o *Smartphone* recorre à inclinação efetuada pelo pé durante o seu arco de movimento, ou seja, a *Qualisys* recorre ao uso da goniometria (medição do ângulo de movimento) e o *Smartphone* recorre à inclinometria (Venturni et al., 2006). Apesar dessa diferença, o *Smartphone* mostrou ser sensível à variação do ângulo de dorsiflexão. As medidas realizadas pelo *Smartphone* e *Qualisys* apresentaram uma relação estatística forte o que leva a poder dizer-se que o *Smartphone* poderá ser uma boa forma de monitorização da amplitude ativa da flexão dorsal.

Outro dos testes consistiu na análise da marcha, especificamente em variáveis espaço-temporais. Tendo em conta que, aproximadamente, 70% das quedas em idosos ocorre durante a marcha (Cali & Kiel, 1995), torna-se essencial a sua avaliação/monitorização. Apesar de o padrão cinemático de esta atividade sofrer alterações com o envelhecimento, algumas alterações são mais marcadas em indivíduos com historial de queda ou com maior risco de queda: segundo Newstead, Walden, & Gitter (2007), a velocidade de marcha, a cadência e o comprimento do passo são menores em idosos com historial de queda, sendo que tais características se encontram relacionadas, não só com o medo de cair, mas também

com a diminuição da força muscular dos músculos flexores da anca, quadríceps e tibial anterior, diminuindo a duração e o alcance da fase oscilante. Outra das características da marcha realizada por idosos com historial de quedas é a fraqueza dos músculos estabilizadores laterais, como o caso do glúteo médio, provocando um aumento da duração da fase de duplo apoio, em conjunto com a diminuição das fases de apoio unipodálico, como forma de diminuir a instabilidade no sentido médio-lateral (Barak et al., 2006).

A análise do movimento de marcha, por parte do sistema de captura de imagem em 3 dimensões, devido ao limitado número de câmaras, apenas permitiu analisar 2 passadas do percurso efetuado, enquanto que a aplicação em causa analisa todo o percurso, excluindo os dois primeiros passos. A escolha de analisar duas passadas intermédias prende-se com o facto de, numa fase inicial, existirem valores de aceleração superiores ao do restante percurso. O facto de apenas haver uma pequena área a ser captada pelo sistema de recolha de imagem contribui para o elevado número de tentativas não validadas, uma vez que, em casos em que o passo apresenta maior comprimento, não foi possível captar duas passadas completas. Este problema foi mais persistente nos indivíduos do sexo masculino, possivelmente por estes apresentarem, segundo Oberg, Karsznia, & Oberg (1994), um maior comprimento de passo, relativamente ao sexo feminino. De referir, que, apesar desta limitação de recursos físicos, o *setup* de câmaras utilizado foi aquele que no estudo piloto permitiu uma melhor aquisição da posição tridimensional dos pontos que possibilitaram a análise não só da marcha, mas também dos restantes testes investigados.

Os dados obtidos pelos dois sistemas de análise mostraram ser significativamente diferentes nas variáveis duração do passo direito e esquerdo, duração da passada, duração do passo, velocidade, cadência, comprimento do passo direito e esquerdo, comprimento do passo, percentagem da fase oscilante, da fase de apoio e da fase de duplo apoio; sendo que tais resultados se podem dever ao facto de os instrumentos usados recorrerem a métodos de cálculo diferentes. Enquanto que a *Qualisys* recorre a um sistema de coordenadas espaço-temporais, permitindo calcular, por exemplo, o comprimento do passo através da distância entre duas posições do calcâneo seguidas, o *Smartphone* calcula este deslocamento recorrendo a um modelo pendular composto pelo comprimento da perna e o deslocamento vertical entre a retirada dos dedos do pé e o apoio do calcanhar, em que é calculada a diferença entre a posição máxima e mínima. Outra das diferenças de cálculo é a medição da velocidade, sendo que a *Qualisys* recorre à divisão da distância percorrida sobre o

tempo, no *Smartphone* esta variável é calculada como média do comprimento do passo sobre duração média do passo.

A aplicação não se mostrou eficaz na medição da duração do passo esquerdo e do comprimento do passo direito, sendo que estas medidas são utilizadas no cálculo de outras variáveis, provocando a não validação das mesmas. Neste caso, a alteração na leitura da duração do passo esquerdo terá afetado o cálculo, pelo *Smartphone*, da duração do passo (correlação moderada positiva), duração da passada (correlação moderada positiva), assimetria da duração do passo (correlação não significativa), da percentagem da fase de apoio (correlação moderada negativa), percentagem da fase oscilante e de duplo apoio (correlação não significativa), uma vez que resultam de cálculos efetuados recorrendo à utilização da duração do passo esquerdo e direito. Da mesma forma, nas variáveis comprimento do passo (correlação moderada positiva) e assimetria do comprimento do passo (correlação não significativa), a alteração da leitura do comprimento do passo direito poderá ter afetado os resultados. Nas variáveis velocidade e cadência do passo verificou-se correlação forte positiva e moderada positiva, respetivamente. Estas alterações poderão estar relacionadas com o facto de o *Smartphone* ter sido aplicado ao nível do sacro com o intuito de caracterizar o padrão de marcha recorrendo à aceleração do tronco, tal como efetuado por Zijlstra & Hof (2003), que conseguiu descrever as curvaturas típicas de aceleração inerentes à marcha em jovens adultos. No entanto, o processo de envelhecimento, acarreta alterações ao nível da mobilidade do tronco, devido a alterações biomecânicas, o que pode interferir com este tipo de recolha. Apesar desta limitação, não existe nenhuma alternativa que tenha obtido resultados mais satisfatórios do que a localização para o *Smartphone* ao nível do sacro, uma vez que este é o ponto mais próximo do centro de massa do corpo. É ainda de ponderar que poderá haver um erro ao nível da programação do algoritmo no *Smartphone*.

Relativamente às variáveis relacionadas com a pélvis, isto é, balanço pélvico e deslocamento lateral da pélvis recolhidos pelo *Smartphone* e o sistema de análise cinemática, estas mostraram médias estatisticamente sem diferenças significativas e uma relação muito boa. Tal pode se dever ao facto de o *Smartphone* se encontrar colocado proximalmente à pélvis (sobre o sacro), sendo o sinal de aceleração de melhor qualidade do que relativamente às alterações de aceleração provocadas pelo movimento dos membros inferiores (Senden, Grimm, Heyligers, Savelberg, & Meijer, 2009).

A realização do teste do passo rápido voluntário mostrou-se pertinente, uma vez que este permite retirar conclusões sobre a qualidade da estratégia de passo rápido. A estratégia de passo rápido consiste no avanço rápido de um dos membros inferiores aquando da ocorrência de alterações do equilíbrio, evitando, assim, a ocorrência de queda, no entanto, em idosos, esta estratégia é muitas vezes ineficaz devido à baixa velocidade a que é realizada e por ser, frequentemente, substituída por um conjunto de passos de pequeno comprimento (Schoene, Lord, Verhoef, & Smith, 2011). Tais alterações devem-se, não só a alterações ao nível das reações antecipatórias, mas também à diminuição das aferências proprioceptivas e sensoriais; e à diminuição do número de fibras rápidas (Maki & Mcilroy, 1999). Estas alterações podem ser minimizadas através da prática de exercício físico específico, resultando em menores tempos de reação, em movimentos com maiores velocidades, potenciando, assim, a efetividade da estratégia na prevenção da queda (Cho, Scarpace, & Alexander, 2004; Nnodim et al., 2006). Segundo Medell & Alexander (2000) um baixo rendimento no teste de passo rápido, efetuado em diferentes direções apresenta, também, correlações significativas com os testes de reação e de equilíbrio (apoio unipodálico). Desta forma, torna-se essencial proceder-se a uma correta avaliação desta capacidade.

A aplicação em teste apresentou uma relação moderada a forte com os dados obtidos pela plataforma de forças, nas variáveis número de passos anteriores e posteriores podendo ser usado como instrumento de avaliação. No entanto, o mesmo não ocorreu na variável número de passos laterais, sendo que, apesar de as suas medias não apresentarem diferenças significativas, não existe correlação significativa (não existe um relacionamento linear significativo); tal poderá ser decorrente de uma incorreta avaliação, por parte do algoritmo da aplicação na análise de acelerações nesse sentido.

As variáveis cadência anterior, lateral e posterior resultam da divisão do número de passos pelo tempo de teste, sendo que, por isso mesmo, as variáveis cadência anterior (correlação não significativa), cadência lateral (correlação moderada negativa) e cadência posterior (correlação forte negativa) se encontram afetadas pela alteração da contagem do número de passos nos respetivos sentidos. O facto de a cadência lateral e posterior apresentarem correlações negativas pode apontar para um erro na forma de cálculo, pelo *Smartphone*, sendo que tal é sustentado pelo facto de a variável número de passos anterior apresentar uma correlação positiva e na cadência anterior apresentar uma correlação negativa. Esta alteração poderá, também, ser o que provoca a existência de uma correlação

significativa no número de passos posteriores, mas que tal não aconteça com a cadência nesse sentido.

Sugere-se uma alteração na posição do *Smartphone* na avaliação do nº de passos que pode melhorar a qualidade do sinal recolhido, sendo esta a colocação do *Smartphone* na região distal da tíbia, uma vez que o arco de movimento se torna mais longo.

Este estudo apresenta como principal limitação, o diminuto tamanho da amostra. Outra limitação foi a fixação do *Smartphone* que pode ter influenciado de forma negativa todos os resultados obtidos, uma vez que este se encontrava dentro de uma bolsa fixa por velcros. Este tipo de fixação não estabiliza o *Smartphone* completamente, existindo pequenos movimentos da bolsa associado á inércia inerente aos diversos movimentos realizados pelos sujeitos. A utilização de um material que aderisse o *Smartphone* diretamente à pele do sujeito poderia melhorar o sinal significativamente.

Em estudos futuros seria pertinente investigar até que ponto é que o local de colocação do *Smartphone* influencia os resultados dos testes, em especial no caso do passo rápido voluntário. Seria também útil, simplificar alguns dos comandos da aplicação para que, no futuro, este género de ferramentas possa ser utilizado pelo próprio sujeito, para que, através da plataforma de dados digital existente, seja possível, por parte dos profissionais de saúde, verificar efeitos/resultados de programas domiciliários.

5. Conclusão

A aplicação para *Smartphone* em estudo parece ser uma ferramenta útil para avaliar corretamente o ângulo de dorsiflexão da tibiotársica, a contagem do número de passos no sentido posterior, o balanço pélvico e a velocidade de marcha. Necessita, no entanto, de ser reajustada para as restantes variáveis avaliadas.

Agradecimentos

Agradece-se aos participantes do estudo o tempo despendido na recolha dos dados.

Referencias Bibliográficas

Balzini, L., Vannucchi, L., Benvenuti, F., Benucci, M., Monni, M., Cappozzo, A., & Stanhope, S. J. (2003). Clinical characteristics of flexed posture in elderly women.

Journal of the American Geriatrics Society, 51(10), 1419–26. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14511162>

- Barak, Y., Wagenaar, R. C., & Holt, K. G. (2006). Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Physical therapy*, 86(11), 1501–10. doi:10.2522/ptj.20050387
- Bell, R. D., & Hoshizaki, T. B. (1981). Relationships of age and sex with range of motion of seventeen joint actions in humans. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquées au sport*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7318139>
- Cali, C. M., & Kiel, D. P. (1995). An epidemiologic study of fall-related fractures among institutionalized older people. *Journal of American Geriatrics Society*, 43, 1336–1340.
- Cho, B., Scarpace, D., & Alexander, N. B. (2004b). Tests of Stepping as Indicators of Mobility, Balance, and Fall Risk in Balance-Impaired Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(7), 1168–1173. doi:10.1111/j.1532-5415.2004.52317.x
- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and ageing*, 34(6), 556–60. doi:10.1093/ageing/afi192
- Dite, W., & Temple, V. a. (2002). A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(11), 1566–1571. doi:10.1053/apmr.2002.35469
- Heppenstall, C. P., Wilkinson, T. J., Hanger, H. C., Keeling, S., & Pearson, J. (2011). Factors related to care home admission in the year following hospitalisation in frail older adults. *Age and ageing*, 40(4), 513–6. doi:10.1093/ageing/afr045
- Maki, B., & Mcilroy, W. (1999). Control of compensatory stepping reactions: age-related impairment and the potential for remedial intervention. *Physiotherapy theory and*

practice, 5(January), 69–90. Retrieved from <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/095939899307784>

Marôco J. Análise estatística com o PASW Statistics. 1 ed. Pêro Pinheiro: ReportNumber, Lda.; 2010
Medell, J. L., & Alexander, N. B. (2000). Older Women, 55(8), 429–433.

Meireles, A., & Pereira, L. de S. (2010). Alterações neurológicas fisiológicas ao envelhecimento afetam o sistema mantenedor do equilíbrio. *Rev Neurociencia*, 18(1), 103–108. Retrieved from http://www.revistaneurociencias.com.br/edicoes/2010/RN1801/331_revisao.pdf

Menezes, R. L. De. (2006). Estudo da presença de fatores de riscos intrínsecos para quedas , em idosos institucionalizados Study of intrinsic risk factors for falls in institutionalized elderly people. *Ciências e Saúde Colectiva*, 13(4), 1209–1218.

Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2006). Foot and ankle risk factors for falls in older people: a prospective study. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 61(8), 866–70. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16912106>

Newstead, A. H., Walden, J. G., & Gitter, A. J. (2007). Gait variables differentiating fallers from nonfallers. *Journal of geriatric physical therapy (2001)*, 30(3), 93–101. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18171492>

Nishiguchi, S., Yamada, M., Nagai, K., Mori, S., Kajiwara, Y., Sonoda, T., Yoshimura, K., et al. (2012). Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemedicine journal and e-health : the official journal of the American Telemedicine Association*, 18(4), 292–6. doi:10.1089/tmj.2011.0132

Nnodim, J. O., Strasburg, D., Nabozny, M., Nyquist, L., Galecki, A., Chen, S., & Alexander, N. B. (2006). Dynamic Balance and Stepping Versus Tai Chi Training to Improve Balance and Stepping in At-Risk Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 54(12), 1825–1831. doi:10.1111/j.1532-5415.2006.00971.x

- Oberg, T., Karsznia, a, & Oberg, K. (1994). Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development*, 31(3), 199–213. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7965878>
- Perell, K. L., Nelson, A., Goldman, R. L., Luther, S. L., Prieto-Lewis, N., & Rubenstein, L. Z. (2001). Fall Risk Assessment Measures: An Analytic Review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56(12), 761–766.
- Piao, Y.-J., Kwon, T.-K., Kim, D.-W., & Kim, N.-G. (2010). Development of a new training system for improving the postural control ability of elderly adults. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 23(2), 324–334. doi:10.1007/s12206-009-0109-x
- Reichenheim, M. E. (2005). Uma revisão sobre instrumentos de avaliação do estado funcional do idoso A review of functional status evaluation instruments in the elderly. *Caderno de Saúde Pública*, 21(1), 7–19.
- Schoene, D., Lord, S. R., Verhoef, P., & Smith, S. T. (2011). A novel video game--based device for measuring stepping performance and fall risk in older people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(6), 947–53. doi:10.1016/j.apmr.2011.01.012
- Senden, R., Grimm, B., Heyligers, I. C., Savelberg, H. H. C. M., & Meijer, K. (2009). Acceleration-based gait test for healthy subjects: reliability and reference data. *Gait & posture*, 30(2), 192–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.04.008
- Sinaki, M., & Lynn, S. G. (2002). Reducing the risk of falls through proprioceptive dynamic posture training in osteoporotic women with kyphotic posturing: a randomized pilot study. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 81(4), 241–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11953540>
- Tacconi, C., Mellone, S., & Chiari, L. (2011). Smartphone-Based Applications for Investigating Falls and Mobility. *Proceedings of the 5th International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 2(1), 258–261. doi:10.4108/icst.pervasivehealth.2011.246060

- Venturni, C., André, A., Aguilar, B. P., & Giacomelli, B. (2006). Reliability of two evaluation methods of active range of motion in the ankle of healthy individuals. *Acta Fisiátrica*, *13*(1), 39–43.
- Vincent, K. R., Braith, R. W., & Vincent, H. K. (2006). Influence of resistance exercise on lumbar strength in older, overweight adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *87*(3), 383–9. doi:10.1016/j.apmr.2005.11.030
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & posture*, *18*(2), 1–10. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14654202>

Anexo 1

Tabela 7- Dados relativos ao ângulo de dorsiflexão e do passo rápido; Dors. TT- dorsiflexão da tibiotársica, SP- Smartphone; AC- análise cinemática; N°- número; ant.- anterior; post.- posterior; lat.- lateral

Participante	Idade	Sexo	Peso (kg)	Altura (cm)	Dors. TT (SP)	Dors. TT (AC)	N° ant. (SP)	N° post. (SP)	N° lat. (SP)	N° ant. (PF)	N° post.(PF)	N° lat (PF)
1	61	Masc.	83	177	32.63	-	1.00	0.96	0.97	0.95	1.00	0.99
2	66	Masc.	77.2	171	27.59	30.10	1.73	0.98	1.00	0.96	0.88	1.04
3	64	Fem.	59	155	20.41	16.19	1.13	1.13	1.05	0.93	-	0.94
4	74	Fem.	84.2	154.5	15.87	18.58	1.54	1.13	1.15	1.15	0.82	0.92
5	75	Masc.	80.5	170.2	27.11	28.13	1.80	0.91	1.12	1.03	1.14	0.97
6	60	Masc.	67.8	163.3	29.8	16.58	3.03	1.13	1.13	0.91	0.81	0.82
7	68	Fem.	65.3	141	18.05	15.16	0.94	0.86	1.27	1.98	1.18	1.17
8	75	Masc.	75.6	166.3	14.76	-	2.48	1.13	1.23	0.88	0.77	0.86
9	74	Masc.	86.8	158.5	34.65	34.89	1.44	0.99	0.93	0.88	1.16	0.91
10	75	Masc.	71.09	160.2	16.01	13.58	1.13	1.08	1.12	0.96	0.90	0.89
11	74	Fem.	64.9	156.5	22.57	17.41	0.94	1.00	1.00	1.04	0.98	1.04
12	79	Fem.	59.9	145	23.06	13.22	1.13	1.13	1.12	1.03	0.91	0.90
13	63	Fem.	67.5	159.3	26.38	24.80	1.04	1.10	1.02	0.97	0.87	0.97
14	60	Masc.	71.3	159.3	33.46	29.46	0.93	0.88	0.93	0.95	1.09	1.17
15	62	Fem.	53.2	146.5	24.77	24.39	1.92	0.83	0.84	1.01	1.17	1.18
16	74	Masc.	89.4	179.3	21.93	22.92	0.83	1.61	0.94	1.16	1.17	1.12
17	69	Masc.	80.3	172.2	28.64	27.21	1.55	0.95	0.95	0.90	0.88	0.88
18	66	Fem.	73.1	161.8	31.88	24.39	2.11	1.08	1.20	1.02	0.94	0.91
19	79	Fem.	56.7	141	16.5	15.10	0.69	0.65	0.83	1.50	1.33	1.20
20	70	Fem.	69.5	155	17.96	17.88	0.81	0.84	0.92	1.25	1.22	1.14
21	74	Fem.	68.28	149	17.32	13.00	2.14	0.82	1.97	1.19	1.20	1.26
22	74	Masc.	69.1	161	24.96	20.47	0.97	1.03	1.05	0.99	0.93	0.93
23	71	Masc.	74.8	162.5	19.55	18.18	1.17	1.14	1.13	1.88	1.06	0.99
24	71	Fem.	58.94	146.5	27.12	23.88	0.99	0.99	1.14	0.97	0.91	0.98
25	81	Fem.	57.7	143	35.69	-	1.37	0.79	0.89	1.46	1.48	1.34
26	66	Fem.	65.17	154.5	34.32	22.62	1.88	0.96	1.00	1.06	1.00	1.00
27	73	Masc.	77.34	166.8	22.71	21.64	1.83	1.04	1.13	0.87	0.90	1.00

Anexo 2

Tabela 8- Dados relativos à análise da marcha (*Smartphone*); t- duração; dt.- direito; esq.-esquerdo; FA- fase de apoio; FO- fase oscilante; FDA- fase de duplo apoio; cad.- Cadência; d- comprimento; B. – balanço; d lat. Pélvis- desvio lateral da pélvis

Participante	Sexo	t passo dt. (s)	t passo esq. (s)	t passo(s)	t da passada (s)	%FA	%FO	%FDA	Cad. (passos/min)	d passo dt. (m)	d passo esq. (m)	d da passada (m)	V (m/s)	Ass. t (%)	Ass. d (%)	B. pélvico (m/s ²)	d lat. pélvis (cm)
1	Masc.	0.566	0.538	0.552	1.104	58.13	42.05	8.34	108.801	0.636	0.634	0.635	1.151	5.23	0.40	3.502	2.170
2	Fem.	0.560	0.445	0.491	0.990	59.80	39.42	10.20	122.137	0.695	0.638	0.661	1.345	23.35	8.66	4.911	1.241
3	Masc.	0.653	0.496	0.574	1.153	57.75	41.88	8.15	104.447	0.748	0.684	0.716	1.247	27.29	8.88	4.738	1.864
4	Fem.	0.484	0.536	0.510	1.020	62.78	38.44	12.69	117.655	0.613	0.616	0.614	1.205	-10.29	-0.37	4.047	0.998
6	Fem.	0.517	0.477	0.495	0.995	61.32	38.29	11.64	121.159	0.598	0.594	0.594	1.200	8.05	0.65	3.530	1.684
7	Fem.	0.441	0.545	0.493	0.996	59.73	38.58	11.12	121.735	0.654	0.715	0.684	1.388	-21.22	-8.96	3.936	1.624
8	Fem.	0.580	0.579	0.579	1.155	60.96	39.00	10.92	103.796	0.654	0.676	0.665	1.152	0.20	-3.30	3.199	2.796
9	Masc.	0.519	0.457	0.488	0.962	58.67	42.25	8.46	122.906	0.770	0.766	0.768	1.574	12.62	0.54	3.625	1.767
10	Fem.	0.542	0.535	0.538	1.075	60.42	39.90	10.42	111.852	0.678	0.661	0.669	1.246	1.22	2.67	2.774	2.304
11	Fem.	0.548	0.483	0.516	1.031	65.35	34.91	15.00	116.310	0.585	0.509	0.547	1.060	12.58	13.85	3.171	4.952
13	Fem.	0.511	0.531	0.520	1.036	59.15	41.49	8.84	115.472	0.637	0.625	0.632	1.216	-3.87	1.98	2.627	1.118
16	Fem.	0.496	0.484	0.490	0.975	59.79	40.30	9.75	122.841	0.824	0.784	0.804	1.656	2.64	4.86	3.880	1.740
17	Masc.	0.476	0.462	0.469	0.937	60.42	41.27	9.77	128.329	0.815	0.861	0.838	1.792	2.39	-5.52	4.462	2.484
18	Masc.	0.508	0.454	0.481	0.957	60.87	40.95	10.41	124.789	0.750	0.771	0.761	1.582	11.35	-2.80	4.029	1.962
20	Fem.	0.484	0.565	0.529	1.029	62.39	40.19	11.10	113.376	0.679	0.639	0.657	1.242	-15.37	6.06	5.057	6.396
22	Masc.	0.531	0.551	0.540	1.089	60.11	36.44	12.42	111.169	0.769	0.800	0.782	1.450	-3.65	-3.90	4.375	1.485
23	Fem.	0.518	0.522	0.521	1.042	58.65	41.13	8.71	115.164	0.751	0.764	0.759	1.457	-0.93	-1.69	3.474	2.472
24	Fem.	0.709	0.726	0.717	1.429	58.36	41.77	8.42	84.006	0.722	0.749	0.735	1.030	-2.39	-3.61	3.415	1.861
26	Fem.	0.536	0.539	0.536	1.062	61.46	37.94	12.02	112.203	0.773	0.782	0.776	1.450	-0.89	-1.28	3.204	3.153
27	Fem.	0.460	0.466	0.462	0.936	58.88	38.99	9.76	129.770	0.741	0.690	0.720	1.558	-1.45	7.13	4.408	1.531

Tabela 9- Dados relativos à análise da marcha (Análise Cinemática em 3D); t- duração; dt.- direito; esq.-esquerdo; FA- fase de apoio; FO- fase oscilante; FDA- fase de duplo apoio; cad.- Cadência; d- comprimento; B. – balanço; d lat. Pélvis- desvio lateral da pélvis

Participante	t passo dt. (s)	t passo esq. (s)	t passo(s)	t passada (s)	%FA	%FO	%FDA	Cad. (passos/min)	d passo dt. (m)	d passo esq. (m)	d passada (m)	V (m/s)	Ass. t (%)	Ass. d (%)	B. pélvico (m/s ²)	d lat. Pélvis (cm)
1	0.777	0.767	0.771	1.541	57.04	42.96	12.26	80.917	1.217	1.020	1.117	1.477	15.33	1.02	3.537	1.790
2	0.600	0.543	0.570	1.140	45.79	54.21	19.82	105.263	1.250	1.260	1.260	2.211	-0.79	10.00	3.891	1.996
3	0.680	0.711	0.693	1.386	57.78	42.23	14.31	86.580	1.180	1.200	1.190	1.717	-1.68	-4.47	5.563	1.946
4	0.590	0.570	0.581	1.161	53.34	46.66	15.06	103.359	1.030	1.010	1.020	1.757	1.96	3.45	4.494	1.248
6	0.610	0.606	0.608	1.217	54.50	45.50	14.54	98.647	1.125	1.060	1.070	1.759	6.04	0.66	3.280	2.725
7	0.630	0.597	0.612	1.224	57.14	42.86	28.42	98.039	1.250	1.220	1.230	2.010	2.44	5.39	4.205	1.398
8	0.663	0.660	0.662	1.324	54.76	45.24	10.84	91.161	1.043	1.043	1.043	1.590	0.00	0.45	3.007	2.412
9	0.570	0.558	0.564	1.128	51.60	48.41	12.67	106.383	1.330	1.400	1.360	2.411	-5.15	2.13	4.194	2.365
10	0.643	0.609	0.626	1.251	54.42	45.58	17.24	96.018	1.013	0.983	1.000	1.601	2.98	5.39	3.939	2.680
11	0.600	0.585	0.591	1.182	52.32	47.68	10.47	101.523	0.500	0.810	0.660	1.117	-46.97	2.54	3.434	4.168
13	0.640	0.630	0.635	1.269	54.61	45.39	7.72	94.563	1.040	1.020	1.030	1.623	1.94	1.58	3.374	1.868
16	0.605	0.618	0.614	1.227	55.64	44.37	15.53	98.440	0.985	1.005	0.995	1.642	-1.72	-2.01	4.405	2.978
17	0.565	0.614	0.591	1.182	51.96	48.05	10.25	101.870	1.470	1.205	1.335	2.281	21.94	-8.05	4.620	2.076
18	0.660	0.609	0.635	1.271	55.60	44.40	19.86	94.632	1.270	1.195	1.235	1.945	6.11	7.87	4.550	2.350
20	0.620	0.606	0.611	1.221	52.16	47.84	13.37	98.280	0.960	0.960	0.960	1.572	0.00	2.29	4.592	5.496
22	0.645	0.650	0.649	1.298	56.73	43.27	17.06	92.521	1.215	1.190	1.205	1.857	2.20	-0.71	3.886	1.838
23	0.650	0.630	0.638	1.277	57.16	42.85	15.85	94.593	1.270	1.225	1.245	1.961	3.65	2.89	3.917	2.303
24	0.883	0.871	0.878	1.755	58.05	41.95	11.98	68.692	1.060	1.017	1.040	1.195	4.23	1.27	2.889	1.815
26	0.625	0.638	0.630	1.260	54.82	45.19	8.57	95.360	1.095	1.065	1.080	1.717	2.78	-2.02	3.415	2.326
27	0.560	0.786	0.675	1.350	67.22	32.78	16.56	88.889	1.120	1.190	1.150	1.704	-6.09	-33.48	5.401	2.090

