



Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

Instituto Politécnico do Porto

Maria Isabel Tarrío Ferreira

O Uso do Smartphone na Avaliação do Risco de Queda associado ao Envelhecimento

2.º Ano do Mestrado em Fisioterapia na Comunidade

Abril de 2013

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE DO PORTO

INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

Maria Isabel Tarrio Ferreira

O USO DO SMARTPHONE NA AVALIAÇÃO DO RISCO DE QUEDA ASSOCIADO AO ENVELHECIMENTO

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 Melo (Professora Coordenadora da Área Técnico-Científica de Fisioterapia), António Mesquita Montes (Assistente Convidado da Área Técnico-Científica de Fisioterapia), Carlos Crasto (Assistente Convidado da Área Técnico-Científica de Fisioterapia) e Manuel Rubim Santos (Professor Coordenador da Área Técnico-Científica de Física).

Abril, 2013

O Uso do Smartphone na Avaliação do Risco de Queda associado ao Envelhecimento

ISABEL TARRIO¹
CRISTINA ARGEL DE MELO¹
ANTÓNIO MESQUITA MONTES¹
CARLOS CRASTO¹
MANUEL RUBIM SANTOS¹

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto / Instituto Politécnico do Porto

Resumo

Introdução: O declínio do equilíbrio, da força dos membros inferiores e o medo de cair são fatores de risco de queda associados ao envelhecimento e a sua avaliação pode ser realizada pelo teste *One Leg Standing* (OLS), *Sit to Stand* (STS) e pela *Falls Efficacy Scale* (FES), respetivamente. As aplicações para smartphone constituem uma alternativa para a avaliação dos fatores de risco de queda no envelhecimento.

Objetivo: Analisar a capacidade de uma aplicação para smartphone na avaliação dos testes STS, OLS e FES.

Metodologia: Realizou-se um estudo analítico numa amostra de 27 voluntários com idade ≥ 60 anos. Realizaram-se os testes STS, OLS e a FES (versão iconográfica, apresentada no smartphone). Os dados foram recolhidos simultaneamente por um smartphone e pelo *Qualisys Motion Capture Systems* associado a uma plataforma de forças. Foi utilizado o r de Pearson ou Spearman para analisar as possíveis correlações.

Resultados: No STS obteve-se uma correlação muito forte ($r_p=0.97$) no número de repetições de ciclos *Sit Stand Sit* (SLS) e forte na duração média do SLS ($r_p=0.85$) e das subfases *Sit to Stand* ($r_p=0.69$) e *Stand to Sit* ($r_p=0.778$), com $p<0.001$. As medidas de inclinação do tronco apresentaram correlações fortes, com exceção do ângulo inicial ($p\geq 0.05$). No OLS, verificou-se uma correlação moderada entre o deslocamento do centro de pressão *peak to peak* médio-lateral ($r_s=0.45$; $p=0.017$) e antero-posterior ($r_s=0.39$; $p=0.046$), *root mean square* médio-lateral ($r_s=0.39$; $p=0.046$) e antero-posterior ($r_s=0.46$; $p=0.017$) e área do estatocinesiograma ($r_s=0.45$; $p=0.018$). Na FES obteve-se uma correlação moderada em três categorias: ‘tomar banho/duche’ ($r_s=0.49$; $p=0.010$), ‘deitar/levantar da cama’ ($r_s=0.43$; $p=0.024$) e ‘chegar aos armários’ ($r_s=0.38$; $p=0.050$).

Conclusão: A aplicação para smartphone parece avaliar corretamente os ciclos e a variação da inclinação do tronco no STS, porém parece necessitar de ser reajustada na FES e na velocidade do deslocamento do centro de pressão, no OLS.

Palavras-chave: Envelhecimento, *Smartphone*, *Sit to Stand*, *One Leg Standing*, *Falls Efficacy Scale*

Abstract

Background: The decline in balance, in lower limb strength and the fear of falling are fall's risk factors and can be evaluated by the *One Leg Standing* (OLS), the *Sit to Stand* (STS) and the *Falls Efficacy Scale* (FES), respectively. Smartphone applications constitute an alternative in the evaluation of fall's risk factors in aging.

Objective: To analyze the ability of a smartphone application in the evaluation of STS, OLS and FES.

Methods: An analytic study was performed on a sample with 27 volunteers aged ≥ 60 years. It was performed the STS test, the OLS test and the FES (smartphone's' iconographic version). Data from both tests were simultaneously collected by a smartphone application and *Qualisys Motion Capture Systems* connected with a force-plate. Pearson's or Spearman's r was used to analyze the possible correlations.

Results: The STS showed a very strong correlation ($r_p=0.96$) on the number of *Sit Stand Sit* (SLS) cycles repetitions and a strong correlation on the average durations of SLS ($r_p=0.85$) and its subphases *Sit to Stand* ($r_p=0.69$) and *Stand to Sit* ($r_p=0.78$), with $p<0.001$. Trunk inclination measures showed strong correlations, with exception to the initial angle ($p\geq 0.05$). The OLS presented a moderate correlation between variables that measure the pressure centre displacement peak to peak medial-lateral ($r_s=0.45$; $p=0.017$) and antero-posterior ($r_s=0.39$; $p=0.046$), medial-lateral and antero-posterior root mean square ($r_s=0.39$; $p=0.046$ and $r_s=0.46$; $p=0.017$, respectively) and the statokinesigram area ($r_s=0.45$; $p=0.018$). The FES revealed a moderate correlation in three categories: 'take a bath/shower' ($r_s=0.49$; $p=0.010$), 'lay down/lift in bed' ($r_s=0.43$; $p=0.024$) and 'reach into closets' ($r_s=0.38$; $p=0.050$).

Conclusion: The smartphone application seems to properly evaluate the cycles and the variation of the trunk inclination in the STS, but seems to need a readjustment in the FES and in the velocity of pressure centre displacement, in OLS.

Key Words: Aging, Smartphone, Sit to Stand, One Leg Standing, Falls Efficacy Scale.

1. Introdução

O envelhecimento é um processo fisiológico, dinâmico e progressivo que acarreta modificações nos sistemas de órgãos, reduzindo a sua reserva fisiológica. Entre as alterações mais relevantes, destaca-se o declínio do sistema de controlo postural, que se traduz numa maior dificuldade no desencadear de respostas sensoriomotoras adequadas de forma a manter o equilíbrio (Zijlstra, et al. 2010, Guccione 2002).

Desta forma, com o envelhecimento existe uma diminuição do equilíbrio, resultante da conjugação de diversos fatores associados à senescência, nomeadamente a diminuição da força e endurance muscular, da capacidade aeróbia, da função visual e auditiva, da

mobilidade articular e tecidual, da velocidade de reação, entre outros (DGS 2010, Guccione 2002).

Estes fatores intrínsecos, associados a condicionantes extrínsecas, como as barreiras ambientais, contribuem para incrementar o risco de quedas associadas ao envelhecimento. Estas têm uma etiologia multifatorial, envolvendo fatores de risco físicos e psicológicos, pelo que na avaliação do risco de quedas não deve ser negligenciada a relevância de aspetos como o medo de cair (Tacconi, Mellone e Chiari 2011, WHO 2007).

O medo de cair caracteriza-se por uma preocupação constante em cair que limita o desempenho das atividades diárias e pode, em casos extremos, levar à ptofobia (fobia à posição de pé ou à marcha). O medo de cair pode ou não estar associado a uma queda prévia, mas implica sempre uma menor autoeficácia percebida, que leva a uma restrição da participação nas atividades, o que, por sua vez, contribui para um declínio na capacidade funcional e estado de saúde, aumentando o risco de quedas. Assim, existe um ciclo vicioso entre o medo de cair, a inatividade, o declínio do equilíbrio e o risco aumentado de quedas (Lopes, et al. 2009, Fletcher e Hirdes 2004, Legters 2002).

Como consequência das quedas, podem também advir lesões com potencial para limitar a autonomia e mobilidade, tendo um forte impacto económico, quer para os cuidadores, quer para o sistema nacional de saúde, dadas as múltiplas despesas associadas às quedas de forma direta (internamento, medicamentos,...) ou indireta (pela diminuição da produtividade dos próprios ou dos cuidadores informais) (DGS 2010, WHO 2007).

Desta forma, considerando também a informação da Direção Geral de Saúde de que as quedas constituem o principal acidente entre os idosos (76% dos acidentes domésticos entre os 65-74 anos e 90% no grupo etário com mais de 75 anos), revela-se essencial proceder a uma deteção precoce dos fatores de risco de queda, visando a prevenção primária (DGS 2010).

Neste contexto, diferentes métodos/ferramentas têm sido propostos para avaliar o risco de quedas, abrangendo a avaliação do equilíbrio e mobilidade funcional (Escala de Equilíbrio de Berg, Escala de Mobilidade de Tinetti,...), aspetos fisiológicos do equilíbrio (posturografia estática e dinâmica), aspetos psicológicos das quedas (Falls Efficacy Scale,...) e parâmetros específicos da marcha (largura da base de suporte, comprimento da passada,...). No entanto, as alternativas existentes ou são subjetivas ou demasiado

complexas e de difícil acesso, sendo necessárias alternativas acessíveis, credíveis e de baixo custo (Tacconi, Mellone e Chiari 2011, Najafi, et al. 2002).

Entre os testes mais usados e com relação mais amplamente verificada com o risco de quedas incluem-se o teste *Sit to Stand* (STS) – Sentar/Levantar – e o *One Leg Standing* (OLS) – Equilíbrio Estático Unipodálico (Morioka, et al. 2012, Yoshioka, et al. 2009).

O primeiro mimetiza uma das tarefas funcionais mecanicamente mais exigentes, estando um pior desempenho (em termos de velocidade e número de repetições do STS) associado a uma menor capacidade de gerar respostas neuromotoras adequadas de forma a manter o equilíbrio (Helbostad, et al. 2010, Yoshioka, et al. 2009).

Já o OLS avalia o controlo postural estático de forma quantitativa, pela medição da oscilação do centro de pressão na posição unipodálica. Uma performance pobre, com grande oscilação, demonstra um declínio das estratégias somatossensoriais de controlo postural (Morioka, et al. 2012).

Recentemente, a utilização do smartphone (SP) tem sido exponencial em todos os setores da população e as aplicações para SP estão inclusivamente a ser rapidamente integradas na prática clínica pelos profissionais, dada a potencialidade da variedade de sensores embutidos, como acelerómetros, magnetómetros, giroscópios e GPS (Franko e Tirrell 2012, Kabachinski 2011).

Desta forma, o SP apresenta características com potencial para avaliar o risco de quedas, além de poder contribuir para a sua deteção em tempo real, como é o caso das aplicações já existentes: *iFall* e *Mover* (Nishiguchi, et al. 2012, Tacconi, Mellone e Chiari 2011).

No entanto, grande parte das aplicações têm sido desenvolvidas sem uma base científica, pelo que é enfatizada a necessidade de validar os dados apresentados por essas mesmas aplicações, melhorando a sua qualidade, funcionalidade e credibilidade e permitindo uma utilização mais eficaz na clínica (O. Franko 2012).

Assim, o objetivo deste estudo é analisar a capacidade de uma aplicação para SP na avaliação dos testes STS, OLS e FES iconográfica.

Como hipótese de trabalho definiu-se que os parâmetros recolhidos pela aplicação do SP têm uma correlação significativa com os recolhidos pelos instrumentos de avaliação padrão.

2. Metodologia

2.1. Amostra

O corrente estudo transversal analítico correlacional envolveu um grupo de 27 voluntários (14 mulheres e 13 homens – *Figura 1*).



Figura 1 – Distribuição da amostra quanto ao sexo.

Para a seleção dos indivíduos da amostra, definiram-se como critérios de inclusão ter uma idade igual ou superior a 60 anos e ser independente na comunidade.

Excluam-se os indivíduos com patologias músculo-esqueléticas, neurológicas ou cardiorrespiratórias graves, que tivessem realizado cirurgia há menos de 6 meses ou apresentassem desordens cognitivas (Jonsson, Seiger e Hirschfeld 2004).

O contato com os voluntários foi realizado pessoalmente, sendo apresentado o estudo e solicitada a participação aos participantes do projeto *Viva o Mo(vi)mento*, implementado na Associação de Moradores da Pasteleira, no Porto (*Figura 2*).

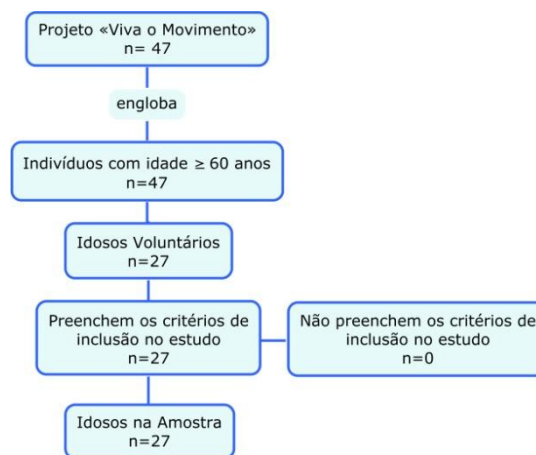


Figura 2 - Diagrama de seleção da amostra.

2.2. Instrumentos

Antes das recolhas foi entregue um questionário piloto a cinco indivíduos (com idades compreendidas entre os 60 e os 75 anos), de forma a corrigir eventuais termos ambíguos e dúvidas manifestadas, sendo necessário alterar a questão «Tem alguma patologia?» para «Tem alguma doença grave?».

Após a retificação do questionário, este foi utilizado para a seleção e caracterização sociodemográfica da amostra, nomeadamente quanto à idade, sexo, existência de patologias e/ou medicação, historial de quedas e critérios de seleção.

As medidas antropométricas – altura (metros) e peso (quilogramas) – foram quantificadas com recurso a um estadiómetro seca 222 (seca – *Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, *United Kingdom*) e a uma plataforma de forças Bertec® FP4060-8 (Bertec Corporation®, *Columbus OH*, Estados Unidos da América), respetivamente.

A recolha das forças de reação do solo realizou-se pela conexão entre a plataforma de forças e um amplificador Bertec AM6300 (Bertec Corporation®, *Columbus OH*, Estados Unidos da América), com uma frequência de amostragem de 100Hz. O sistema de captação e análise cinemática *Qualisys Motion Capture Systems* (Qualisys AB, *Gothenburg, Sweden*) permitiu obter os dados da plataforma e dados cinemáticos, usando um sistema ótico com 4 câmaras (frequência de amostragem de 100Hz) que fornecem as coordenadas tridimensionais de pontos refletores identificados na superfície corporal.

Foi ainda utilizada a *Falls Efficacy Scale* (FES), desenvolvida por *Tinetti et al* e adaptada e validada para a população portuguesa por *Melo* (2011).

Em paralelo, os testes foram realizados e avaliados pela aplicação *Fall Risk Tests* (nome provisório), desenvolvida pela *Fraunhofer Portugal AICOS*. Foi utilizado o dispositivo smartphone ‘Google Nexus S’, equipado com acelerómetro ‘KR3DM 3-axis Accelerometer’ (STMicroelectronics®), com alcance máximo de 19.6133m/s², potência de 0.23 mA e resolução de 0.019153614 m/s²; giroscópio ‘K3G Gyroscope sensor’ (STMicroelectronics®), com alcance máximo de 34.906586 rad/s, potência de 6.1 mA e resolução de 0.0012217305 rad/s e campo magnético ‘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. Da aplicação fazia parte a versão iconográfica da FES, desenvolvida por *Delbaere, Smith e Lord* (2011), que demonstra excelente congruência com a FES textual.

Os materiais utilizados nos momentos avaliativos incluem pontos refletores, tape e uma bolsa ajustável para sustentar o smartphone.

2.3. Procedimentos

Na fase inicial da investigação, realizou-se um estudo piloto visando converter a versão textual da *Falls Efficacy Scale* (FES-T) – com 10 categorias de classificação – numa versão adaptada da FES iconográfica (FES-I) – com 3 categorias de classificação. Assim, a FES-T foi entregue a 44 indivíduos com idade igual ou superior a 60 anos e, 48 horas depois, realizou-se nova avaliação com a FES-I (com três faces, correspondentes aos valores de classificação da FES-T: 1 – sem nenhuma confiança, 5 – minimamente confiante e 10 – muito confiante). Seguidamente analisou-se a relação entre os resultados dos itens de cada escala, sendo obtida uma correlação moderada em dois itens (coeficiente de correlação entre 30 e 60) e forte em oito itens (coeficiente de correlação entre 60 e 90), pelo que se considerou viável a utilização da FES-I com três categorias de classificação (Callegari-Jacques 2003).

Posteriormente, os questionários de caracterização da amostra foram entregues a 27 voluntários sendo que, após análise, todos foram considerados aptos a participar na investigação.

Após a seleção da amostra, realizou-se novo estudo piloto, tendo sido testada a metodologia de recolha de dados num indivíduo com características semelhantes às da amostra, revelando-se necessário alterar a duração do teste *One Leg Standing* (OLS) de 30 para 20 segundos.

Cada participante foi sujeito a um único momento avaliativo, em Dezembro de 2012, realizado no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH), da ESTSP-IPP.

O momento da avaliação teve início com a calibração do *Qualisys Motion Capture Systems* (QMCS) e da plataforma de forças (PF), procedendo-se em seguida à marcação dos pontos anatómicos de referência (a serem detetados pelo QMCS) por um fisioterapeuta *expert* em anatomia palpatória. Assim, para a realização do teste *Sit to Stand* (STS) foram identificadas as apófises espinhosas das vértebras T1 e T12, com recurso a marcadores refletores.

Posteriormente foram recolhidas as medidas antropométricas dos participantes, seguido pela realização do STS. Neste teste, o participante partiu da posição de sentado num banco posicionado na orientação do sistema de eixos, sem apoio de braços e com altura padronizada de 43 cm. O smartphone (SP) foi colocado a nível do esterno (na vertical e

sustentado por uma bolsa), os membros superiores estavam cruzados anteriormente, abaixo do dispositivo e a posição dos pés não foi restringida.

Assim, o teste iniciava após a emissão de um sinal sonoro pelo SP, devendo o participante realizar sucessivamente os movimentos de levantar e sentar, de forma a conseguir o maior número de repetições durante 30 segundos, ao final dos quais era emitido novo sinal sonoro; os dados eram recolhidos em simultâneo pelos sensores do SP – acelerómetro e giroscópio – e pela PF ligada ao QMCS. Após o processo de gravação pelo QMCS, os marcadores foram identificados e as gravações revistas, excluindo-se da análise aquelas em que os marcadores não fossem perfeitamente visíveis.

Antes da análise, aplicou-se o filtro *Moving Average* aos dados cinemáticos, diretamente no QMCS; por sua vez, os dados relativos à PF foram filtrados com um filtro *low-pass Finite Impulse Response* de 7Hz.

Seguidamente procedeu-se à deteção dos ciclos *Sit Stand Sit* (sentar-levantar-sentar; SLS) através da componente vertical (Z) da força de reação do solo, sendo as subfases *Sit to Stand* (sentado-de pé; Stand) e *Stand to Sit* (de pé-sentado; Sit) definidas através do estado basal e dos picos máximos do referido eixo. A análise do teste STS focou-se nas variáveis: número de repetições, média e desvio padrão da duração do SLS, média e desvio padrão da duração do Stand, média e desvio padrão da duração do Sit e rácio entre as durações das subfases Stand/Sit. A duração dos ciclos foi quantificada em segundos.

Para a deteção do tilt/inclinação anterior inicial do tronco importou-se para Microsoft Excel® a posição espacial dos pontos T1 e T12 (analisados no plano Y-Z) e calculou-se o ângulo formado pela reta definida entre estes pontos e a vertical, durante o primeiro segundo de recolha. Da mesma forma, foi avaliada a média e desvio padrão da máxima variação desse ângulo, ou seja, da máxima inclinação do tronco em relação à vertical, durante cada ciclo SLS. As medidas dos ângulos foram quantificadas em graus.

Todas estas variáveis eram apresentadas diretamente pela aplicação do SP.

Seguidamente realizou-se o teste OLS, cujos dados foram recolhidos simultaneamente pelo SP e pela PF ligada ao QMCS. Para isso, o SP foi colocado ao nível das vértebras L4-L5 (na horizontal, sustentado por uma bolsa) e foi colocada uma cadeira em frente ao participante, na qual se poderia apoiar durante o teste, caso necessário. O teste tinha a duração de 20 segundos, devendo o participante elevar o membro inferior (efetuar flexão do joelho) aquando da emissão do sinal sonoro, sendo que apenas foram analisados os 10

segundos centrais (entre os 5 e 15 segundos após o sinal sonoro). Foi cumprido o protocolo de *Jonsson, Seiger e Hirschfeld* (2004) para a realização do OLS, não sendo colocada nenhuma referência visual anterior, por constituir numa dupla tarefa.

Após a recolha, os dados foram exportados do QMCS, sendo os dados relativos à PF filtrados com um filtro *low-pass Finite Impulse Response* de 7Hz. Em seguida, foram analisados numa rotina criada no *software* MATLAB®, com base nas recomendações de *Duarte e Freitas* (2010). Efetuou-se então uma análise das variáveis: variação do deslocamento do centro de pressão (COP) *peak to peak* na direção antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) e *root mean square* AP e ML, velocidade média do deslocamento total do COP e nas direções AP e ML e área do estatocinesiógrama, sendo os deslocamentos quantificados em centímetros e as velocidades em centímetros/segundo. O algoritmo utilizado pela aplicação do SP permitiu determinar as mesmas variáveis.

O último teste aplicado foi a FES-I, em que o participante respondeu qual o seu grau de confiança na realização de 10 tarefas sem cair ou perder o equilíbrio. A FES-I foi realizada no SP no dia das recolhas, sendo a FES-T entregue 48 horas depois aos participantes, que responderam às mesmas questões com as mesmas 3 possibilidades de classificação.

2.4. Ética

O estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da ESTSP-IPP e foi obtida autorização do responsável do CEMAH para utilização das instalações nos períodos de recolha.

Os participantes foram informados acerca dos objetivos, condições de participação, procedimentos e datas de realização do estudo, sendo elucidadas as questões apresentadas. Foi-lhes ainda entregue um documento de consentimento informado segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia, datada de 1964, em que aceitaram a participação no estudo, sendo informados que a qualquer momento poderiam desistir da mesma.

Garantiu-se o anonimato e a confidencialidade dos dados recolhidos através da atribuição aleatória de um número de identificação a cada participante, sendo os dados analisados com base no seu reconhecimento.

2.5. Estatística

A análise estatística foi realizada com recurso ao programa *IBM SPSS Statistics*® versão 20 (*IBM Corp.*®, *New York, United States*) para *Windows*, considerando um intervalo de confiança de 95% (nível de significância de 0.05).

Classificaram-se as variáveis recolhidas pelo smartphone como ‘SP’, as recolhidas pelo *Qualisys Motion Capture Systems* (QMCS) como ‘QM’ e pela plataforma de forças como ‘PF’; a FES iconográfica foi definida como ‘FES-I’ e a FES textual como ‘FES-T’.

Inicialmente realizou-se o teste *Shapiro-Wilk* para averiguar a natureza da distribuição das variáveis, ou seja, de forma a perceber se estas seguiam uma distribuição normal (dado terem um n inferior a 30) e decidir quanto à utilização de testes paramétricos ou não paramétricos. Foi também realizada uma análise exploratória dos dados, para determinar a existência de *outliers*.

Para a caracterização sociodemográfica da amostra utilizou-se a estatística descritiva, usando-se a média como medida de tendência central e o desvio padrão como medida de dispersão.

A fim de averiguar a correlação entre as variáveis, calculou-se o coeficiente de correlação de Pearson (r_p) – teste paramétrico – ou Spearman (r_s) – não paramétrico. No caso das variáveis ‘QMVarAng’ (média da máxima variação do ângulo do tronco, obtida por QMCS) e ‘PFdpStand’ (desvio padrão da duração do *Sit to Stand*, obtido por plataforma de forças) os coeficientes de correlação foram recalculados após a exclusão dos *outliers* extremos. Nos casos em que foi calculado o r_p foi também determinado o coeficiente de determinação (r^2) das variáveis.

A classificação qualitativa do coeficiente de correlação foi realizada tendo em conta *Callegari-Jacques* (2003), considerando-se a existência de correlação linear fraca se o r se encontrasse entre 0 e 0.3, moderada se r entre 0.3 e 0.6, forte se r entre 0.6 e 0.9 e muito forte se o r adotasse valores entre 0.9 e 1.

Para verificar se existiam diferenças significativas entre os resultados médios dos dois instrumentos, foram criadas as variáveis diferença (entre ‘SP’ e ‘PF’/‘QMCS’) e realizado novo teste *Shapiro-Wilk*, realizando-se em seguida o teste t para amostras emparelhadas (paramétrico) ou o teste de *Wilcoxon* (não paramétrico). Esta análise foi realizada apenas quando os dados dos dois instrumentos fossem quantificados na mesma unidade.

3. Resultados

Após análise dos dados sociodemográficos da amostra, verificou-se que esta englobou um grupo de 27 indivíduos com uma média de idades de 70.26 (± 6.00) anos, uma altura média de 1.59 (± 0.11) metros e um peso corporal médio de 70.66 (± 9.74) quilogramas.

Relativamente ao teste *Sit to Stand*, a *Tabela 1* apresenta os resultados globais de todas as variáveis analisadas, bem como os testes inferenciais que permitem identificar as diferenças nas variáveis recolhidas por ambos os instrumentos.

Tabela 1 - Estatística descritiva relativa aos resultados das variáveis recolhidas durante o teste *Sit to Stand* e resultados dos testes para duas amostras emparelhadas. Legenda: \bar{x} – média; S – desvio-padrão; Md – mediana; Dq – desvio interquartis; SP – smartphone; PF – plataforma de forças; QMCS – *Qualisys Motion Capture Systems*; s – segundos; ° – graus; * – $p > 0,05$).

<i>Sit to Stand</i>					
Variável	Instrumento (unidades)	$\bar{x} \pm S$	Md±Dq	Valor Estatístico	Valor-prova (p)
Número de vezes	SP		13.00±1.50	Z=-3.499	p<0.001
	PF		13.50±1.63		
Média da duração do ciclo <i>Sit Stand Sit</i>	SP (s)	2.13±0.47		t=-12.667	p<0.001
	PF (s)	1.42±0.30			
DP da duração do ciclo <i>Sit Stand Sit</i>	SP (s)	0.20±0.08		t=-4.058	p=0.001
	PF (s)	0.12±0.06			
Média da duração do ciclo <i>Sit to Stand</i>	SP (s)	1.01±0.22		t=-11.601	p<0.001
	PF (s)	0.61±0.13			
DP da duração do ciclo <i>Sit to Stand</i>	SP (s)	0.14±0.10		t=-3.261	p=0.004
	PF (s)	0.08±0.05			
Média da duração do ciclo <i>Stand to Sit</i>	SP (s)		1.12±0.18	Z=-4.076	p<0.001
	PF (s)		0.78±0.12		
DP da duração do ciclo <i>Stand to Sit</i>	SP (s)	0.17±0.09		t=3.123	p=0.005
	PF (s)	0.11±0.05			
Rácio entre <i>Sit to Stand</i> e <i>Stand to sit</i>	SP	0.97±0.16		t=-4.763	p<0.001
	PF	0.81±0.18			
Tilt anterior do tronco - inicial	SP (°)	1.25±0.91		t=-10.902	p<0.001
	QMCS (°)	-9.57±4.90			
Variação média do máximo tilt anterior do tronco no <i>Sit Stand Sit</i>	SP (°)	33.30±5.18		t=0.544	p=0.592*
	QMCS (°)	34.24±11.37			
DP do tilt anterior do tronco ao longo do <i>Sit Stand Sit</i>	SP (°)		3.42±0.90	Z=-2.763	p=0.004
	QMCS (°)		2.67±0.62		

Apesar de terem sido identificadas diferenças nas variáveis avaliadas pelo smartphone (SP) e a plataforma de forças (PF)/*Qualisys Motion Capture Systems* (QMCS) – *Tabela 1*–, verificou-se uma correlação entre os instrumentos (com exceção do desvio padrão da subfase *Stand to Sit* e do tilt anterior do tronco inicial).

A *Tabela 2* apresenta os resultados da análise correlacional das variáveis do teste *Sit to Stand* recolhidas pelos sensores do SP e pela PF ou QMCS.

Tabela 2 - Correlação entre as variáveis do teste *Sit to Stand* recolhidas por smartphone e *Qualisys Motion Capture Systems* ou plataforma de forças. Legenda: ¹após exclusão de *outliers* extremos.

		Teste <i>Sit to Stand</i>				
		Variável	Coefficiente de Correlação (r)	Valor-prova (p)	Classificação da Correlação	Coefficiente de Determinação (r ²)
Relação Plataforma de Forças/Smartphone	Número de vezes		r _p =0.97	p<0.001	Muito Forte	r ² =0.93
	Média da duração do ciclo <i>Sit Stand Sit</i>		r _p =0.85	p<0.001	Forte	r ² =0.72
	DP da duração do ciclo <i>Sit Stand Sit</i>		r _s =0.45	p=0.032	Moderada	
	Média da duração do ciclo <i>Sit to Stand</i>		r _p =0.69	p<0.001	Forte	r ² =0.48
	DP da duração do ciclo <i>Sit to Stand</i>		r _s =0.35 ¹ r _s =0.69	p=0.106 ¹ p=0.037	¹ Forte	
	Média da duração do ciclo <i>Stand to Sit</i>		r _p =0.78	p<0.001	Forte	r ² =0.60
	DP da duração do ciclo <i>Stand to Sit</i>		r _p =0.28	p=0.197		
	Rácio entre <i>Sit to Stand</i> e <i>Stand to sit</i>		r _p =0.56	p=0.005	Moderada	r ² =0.31
Relação QMCS/Smartphone	Tilt anterior do tronco - inicial		r _s =0.30	p=0.171		
	Varição média do máximo tilt anterior do tronco no <i>Sit Stand Sit</i>		r _s =0.16 ¹ r _p =0.69	p=0.478 ¹ p=0.001	¹ Forte	¹ r ² =0.48
	DP do tilt anterior do tronco ao longo do <i>Sit Stand Sit</i>		r _s =0.73	p<0.001	Forte	

Assim, obteve-se uma correlação muito forte (r_p=0.96; p<0.001) entre o SP e a PF na avaliação do número de repetições de ciclos *Stand Sit Stand* (SLS). Na análise da média da duração, em segundos, dos ciclos SLS e das suas subfases *Sit to Stand* (Stand) e *Stand to Sit* (Sit) obteve-se uma correlação forte entre os instrumentos, com valores de coeficiente de correlação (r_p) de 0.85, 0.69 e 0.78, respetivamente (p<0.001).

Já os desvios-padrão da duração do SLS apresentaram uma correlação moderada entre SP e PF (r_p=0.45; p=0.032), tal como os desvios-padrão da duração do Stand (r_s=0.35; p=0.106), porém, após se excluírem os dois *outliers* extremos da análise, a correlação desta última variável passou a ser forte (r_s=0.69; p=0.037); por outro lado, os desvios-padrão da duração do Sit não demonstraram qualquer correlação significativa (p≥0.05).

No que respeita ao rácio entre as durações das subfases Stand e Sit, obteve-se uma correlação moderada (r_p=0.56; p=0.005) entre os resultados apresentados pelo SP e PF.

Em relação à avaliação da inclinação do tronco, não se obteve correlação na variável ‘tilt anterior do tronco – inicial’ (p≥0.05), apresentando diferenças significativas nos resultados do SP e QMCS. Por sua vez, a média da máxima variação da inclinação do tronco durante o SLS, recolhida pelos dois instrumentos, apresentou uma correlação fraca (r_s=0.16; p=0.478), porém significativa e que progrediu para forte (r_p=0.69; p=0.001) após

a exclusão de um *outlier* extremo; esta variável inclusivamente não apresentou diferenças significativas entre SP e QMCS (*Tabela 1*). Já o desvio-padrão desta medida demonstrou uma correlação forte, com $r_s=0.73$ ($p<0.001$), porém os resultados obtidos por SP e QMCS apresentavam diferenças significativas entre eles.

Relativamente ao *One Leg Standing*, a *Tabela 3* apresenta as medianas e respetivos desvios interquartis relativos às variáveis recolhidas pela PF e pelo SP.

Tabela 3 - Estatística descritiva relativa aos resultados das variáveis recolhidas durante o teste *One Leg Standing*. Legenda: Md – mediana; Dq – desvio interquartis; COP – centro de pressão; SP – smartphone; PF – plataforma de forças; cm – centímetros).

<i>One Leg Standing</i>		
Variável	Instrumento (unidades)	Md±Dq
Variação do COP <i>peak to peak</i> médio-lateral	SP (cm)	0.523±0.112
	PF (cm)	3.45±3.06
Variação do COP <i>peak to peak</i> antero-posterior	SP (cm)	0.686±0.310
	PF (cm)	3.42±1.40
<i>Root Mean Square</i> médio-lateral	SP (cm)	0.138±0.056
	PF (cm)	0.76±0.40
<i>Root Mean Square</i> antero-posterior	SP (cm)	0.173±0.096
	PF (cm)	0.72±0.53
Área do estatocinesiógrama	SP (cm ²)	0.382±0.233
	PF (cm ²)	9.57±7.26
Velocidade média de deslocamento médio-lateral do COP	SP (cm/s)	0.357±0.076
	PF (cm/s)	4.08±0.53
Velocidade média de deslocamento antero-posterior do COP	SP (cm/s)	0.407±0.180
	PF (cm/s)	3.91±0.78
Velocidade média do deslocamento total do COP	SP (cm/s)	0.623±0.198
	PF (cm/s)	6.50±0.92

Neste teste, obteve-se uma correlação moderada entre o SP e a PF nas variáveis referentes ao deslocamento do centro de pressão (COP), nomeadamente na variação do COP *peak to peak* médio-lateral ($r_s =0.45$; $p=0.017$) e antero-posterior ($r_s=0.39$; $p=0.046$), *root mean square* médio-lateral ($r_s=0.39$; $p=0.046$) e antero-posterior ($r_s=0.46$; $p=0.017$) e área do estatocinesiógrama ($r_s=0.45$; $p=0.018$). No entanto, apesar de correlacionadas, estas variáveis apresentavam diferenças entre si – *Tabela 3*.

Por outro lado não foi obtida correlação significativa entre as variáveis relativas à velocidade de média de deslocamento total do COP e velocidade média de deslocamento do COP nas direções antero-posterior e médio-lateral ($p\geq 0.05$), como se observa na *Tabela 4*.

Tabela 4 - Correlação entre as variáveis do teste *One Leg Standing* recolhidas por smartphone e pela plataforma de forças. Legenda: COP – centro de pressão.

Teste <i>One Leg Standing</i>				
	Variável	Coefficiente de Correlação (r)	Valor-prova (p)	Classificação da Correlação
Relação Plataforma de Forças/Smartphone	Varição do COP <i>peak to peak</i> médio-lateral	$r_s=0.45$	$p=0.017$	Moderada
	Varição do COP <i>peak to peak</i> antero-posterior	$r_s=0.39$	$p=0.046$	Moderada
	<i>Root Mean Square</i> médio-lateral	$r_s=0.39$	$p=0.046$	Moderada
	<i>Root Mean Square</i> antero-posterior	$r_s=0.46$	$p=0.017$	Moderada
	Área do estatocinesiógrama	$r_s=0.45$	$p=0.018$	Moderada
	Velocidade média de deslocamento médio-lateral do COP	$r_s=0.32$	$p=0.249$	
	Velocidade média de deslocamento antero-posterior do COP	$r_s=0.23$	$p=0.105$	
	Velocidade média do deslocamento total do COP	$r_s=0.34$	$p=0.082$	

Quanto à *Falls Efficacy Scale* (FES), verifica-se pela *Tabela 5* quem em ambas as versões da escala os indivíduos apresentaram resultados máximos (classificação 10), com exceção de alguns participantes nos domínios ‘vestir-se e despir-se’, ‘tomar banho/duche’ e ‘chegar aos armários’.

Tabela 5 - Estatística descritiva relativa aos resultados da aplicação da versão textual e versão iconográfica da *Falls Efficacy Scale*. Legenda: Md – mediana; Dq – desvio interquartil; FES-T – *Falls Efficacy Scale* textual; FES-I – *Falls Efficacy Scale* iconográfica.

<i>Falls Efficacy Scale</i>		
Variável	Instrumento	Md±Dq
Vestir-se/Despir-se	FES-T	10±2.5
	FES-I	10±0
Preparar uma refeição ligeira	FES-T	10±0
	FES-I	10±0
Tomar banho/duche	FES-T	10±0
	FES-I	10±2.5
Sentar/Levantar da cadeira	FES-T	10±0
	FES-I	10±0
Deitar/Levantar da cama	FES-T	10±0
	FES-I	10±0
Atender a porta/telefone	FES-T	10±0
	FES-I	10±0
Andar dentro de casa	FES-T	10±0
	FES-I	10±0
Chegar aos armários	FES-T	10±0
	FES-I	10±2.5
Trabalho doméstico ligeiro	FES-T	10±0
	FES-I	10±0
Pequenas compras	FES-T	10±0
	FES-I	10±0

Quando testada a correlação entre os instrumentos, obteve-se uma correlação moderada nas categorias ‘tomar banho/duche’, ‘deitar/levantar da cama’ e ‘chegar aos armários’, com respetivos valores de coeficiente de correlação de 0.49 ($p=0.010$), 0.43 ($p=0.024$) e 0.38 ($p=0.050$). Por outro lado, nas categorias ‘vestir-se/despir-se’, ‘preparar uma refeição

ligeira', 'sentar/levantar da cadeira', 'andar dentro de casa' e 'trabalho doméstico ligeiro' não existiu correlação significativa entre os resultados da FES textual e iconográfica ($p \geq 0.05$) – *Tabela 6*. Em duas categorias ('atender a porta/telefone' e 'pequenas compras') não foi possível efetuar o estudo correlacional, dado que as respostas a essas questões foram constantes (resultado da escala igual a 10) na FES-iconográfica.

Tabela 6 - Correlação entre as variáveis da versão textual e iconográfica da *Falls Efficacy Scale*. Legenda: * – não disponível (devido ao valor constante de uma das variáveis).

<i>Falls Efficacy Scale</i>				
	Variável	Coefficiente de Correlação (r)	Valor-prova (p)	Classificação da Correlação
Relação FES e FES iconográfica (Smartphone)	Vestir-se/Despir-se	$r_1=0.38$	$p=0.054$	
	Preparar uma refeição ligeira	$r_1=-0,06$	$p=0.783$	
	Tomar banho/duche	$r_1=0.49$	$p=0.010$	Moderada
	Sentar/Levantar da cadeira	$r_1=-0,06$	$p=0.783$	
	Deitar/Levantar da cama	$r_1=0.43$	$p=0.024$	Moderada
	Atender a porta/telefone	*	*	
	Andar dentro de casa	$r_1=0.35$	$p=0.074$	
	Chegar aos armários	$r_1=0.38$	$p=0.050$	Moderada
	Trabalho doméstico ligeiro	$r_1=-0,06$	$p=0.783$	
	Pequenas compras	*	*	

4. Discussão

O envelhecimento conduz a uma diminuição do controlo postural – uma tarefa motora complexa que deriva da múltipla interação de processos sensoriomotores, resultando em problemas na integração sensorial, vestibular e somática que, associadas a uma diminuição da velocidade de ativação muscular, contribuem para uma diminuição do equilíbrio e maior risco de quedas (Gil, et al. 2011, Kai, et al. 2008, Morioka, et al. 2012).

A avaliação do risco de quedas é fundamental, de modo a permitir a tomada de medidas preventivas e adaptativas face aos problemas específicos dos indivíduos em risco. Contudo, a maioria dos instrumentos utilizados ou são subjetivos e pouco sensíveis ou caros e de difícil mobilidade, o que ressalva a necessidade de métodos mais eficientes para avaliar o controlo postural (Gil, et al. 2011, Whitney, et al. 2011).

Neste âmbito, foi desenvolvida pela *Fraunhofer Portugal AICOS* uma aplicação para smartphone (SP), com o objetivo de avaliar seis componentes importantes na determinação do risco de quedas: a marcha, o passo rápido voluntário, a amplitude ativa de dorsiflexão, o teste *Sit to Stand* (STS), o teste *One Leg Standing* (OLS) e o medo de cair (pela *Falls*

Efficacy Scale iconográfica; FES-I). Neste estudo foi avaliada a capacidade da aplicação em avaliar os testes STS, OLS e FES-I pela análise da correlação dos seus resultados com os dos instrumentos padrão utilizados em investigação – plataforma de forças (PF) e *Qualisys Motion Capture Systems*.

O STS avalia uma das tarefas funcionais mais exigentes, por requerer uma maior força muscular do que tarefas como subir escadas ou andar. A diminuição da força muscular durante o envelhecimento afeta a estabilidade postural dinâmica, o que compromete a realização de ajustes posturais rápidos durante o STS, influenciando também o padrão de marcha, o que aumenta o risco de quedas (Abe, et al. 2010, Helbostad, et al. 2010, Yoshioka, et al. 2009).

Neste teste obteve-se uma relação muito forte na contagem do número de repetições dos ciclos *Sit Stand Sit* (SLS) e forte na duração média dos mesmos, dotando a aplicação do SP de capacidade avaliativa destes componentes. Estes são dos parâmetros mais referidos na literatura para a avaliação do risco de quedas, uma vez que com o envelhecimento (principalmente a partir dos 50 anos) existe um declínio do número de fibras rápidas do quadrícipite e, conseqüentemente, da força muscular. Da mesma forma, há uma diminuição ainda mais acelerada da potência muscular, que é considerada melhor indicador do risco de quedas que a força. Assim, a diminuição do número de contrações repetidas, ou seja, de repetições do SLS, associada a uma menor velocidade de contração muscular (maior duração dos ciclos), constituem indicadores do declínio da função dinâmica dos membros inferiores e do risco aumentado de quedas (Abe, et al. 2010, Guccione 2002, Petrella, et al. 2005).

Resultados semelhantes foram os de *Mellone, Tacconi e Chiari* (2012) que efetuaram a análise correlacional entre os resultados de um SP e de um acelerómetro tri-axial, colocados a nível lombar, com o objetivo de avaliar parâmetros do teste *Timed Up and Go* numa amostra de 49 indivíduos com média de idades de 59 anos (± 16.00). Um dos componentes era a duração da transição de STS, tendo sido obtida uma correlação muito forte ($r=0.99$). No entanto, apenas foi efetuada uma repetição deste movimento por cada participante, o que representa um número consideravelmente mais reduzido de análises do movimento de levantar e sentar, comparativamente a este estudo.

O SLS subdivide-se em duas componentes: o *Sit to Stand* (Stand) e o *Stand to Sit* (Sit), que constituem respetivamente a fase concêntrica e excêntrica do movimento. Assim, a

análise da duração média de cada uma das subfases – cuja relação encontrada entre os dois instrumentos foi considerada forte – complementada com a informação do rácio entre ambas – que apresentou uma relação moderada – permite que o movimento do SLS seja analisado do ponto de vista da velocidade, tendo em consideração que o rácio entre a duração do Stand e do Sit deve idealmente tomar valores inferiores a 1, uma vez que a velocidade de contração excêntrica do quadricípite (no Sit) deve ser superior à da contração concêntrica (no Stand). Tendo em conta o método de *Dotte* para hipertrofia, pode então presumir-se que o rácio ideal deve rondar os 0.6(7), correspondente à proporção de 1:1.5 (respetivamente da duração da fase concêntrica e excêntrica), visto este método ser direccionado ao recrutamento de fibras musculares rápidas – as mais afetadas com o envelhecimento (Kisner e Colby 2005).

A medida do desvio-padrão permite determinar as variações que ocorrem na duração dos ciclos, ou seja, maiores valores indicam uma maior variabilidade na duração da execução do movimento, devido à influência de fatores como a fadiga ou a diminuição da capacidade aeróbia. De facto, com o envelhecimento há uma redução da capacidade de manter uma velocidade concêntrica máxima durante contrações musculares repetidas, principalmente nos músculos do membro inferior, alterando a velocidade e potência das repetições no STS. Neste estudo, os valores de desvio-padrão da duração do SLS e do Stand apresentaram uma relação moderada, enquanto no Sit não apresentaram qualquer relação significativa, pelo que a aplicação de SP poderá não permitir a deteção de variações significativas na duração do movimento de sentar e levantar (Helbostad, et al. 2010, Petrella, et al. 2005).

Relativamente à análise da relação do tronco com a vertical, a sua importância prende-se com o facto de no STS o tronco ser o componente postural, constituindo numa referência estável que permite a mobilidade dos componentes voluntários – as extremidades – mantendo o equilíbrio. A ativação neuromuscular do tronco no sentido antigravítico contribui para uma melhoria do desempenho da tarefa funcional; pelo contrário, a diminuição da atividade antigravítica do tronco (com um maior grau de flexão/inclinação anterior) na transição de sentado para de pé leva a uma projeção anterior do centro de gravidade, deslocando o COP (centro de pressão) para fora dos limites de estabilidade e aumentando o risco de quedas (Bente 2008).

Na análise da aplicação do SP, obteve-se uma relação forte e significativa na média e desvio padrão da máxima variação da inclinação anterior do tronco, mas não foi obtida

qualquer relação significativa na medição do ângulo inicial do tronco com a vertical. Esta discrepância pode explicar-se pelo facto de o giroscópio ter efetuado a análise do ângulo do tronco estando o SP posicionado ao nível do esterno, enquanto o QMCS permitiu analisar o ângulo da reta entre T1 e T12 com a vertical, pelo que foram medidos ângulos diferentes. No entanto, a análise de ambos os instrumentos foi realizada com base em estruturas do tronco superior, que se comporta como uma unidade funcional ao longo do movimento de STS. Assim, a relação forte na média e desvio padrão parece tornar viável a utilização do SP na análise da média da máxima inclinação anterior do tronco durante o SLS, podendo a diferença no ângulo inicial eventualmente ser colmatada pela colocação do SP numa região morfológicamente mais retilínea, como a região torácica inferior da parede posterior do tronco (Bente 2008).

Relativamente ao OLS, a sua performance diminui de forma linear a partir dos 60 anos, expressando o declínio das estratégias somatossensoriais de controlo postural, nomeadamente a afeção da velocidade de realização de ajustes posturais e da força e endurance dos músculos do membro inferior. No apoio unipodálico, o centro de massa desloca-se para o membro inferior de suporte, existindo um estreitamento da base de suporte (principalmente na direção médio-lateral), o que causa assimetria e instabilidade, aumentando o risco de quedas (Jonsson, Seiger e Hirschfeld 2004, Mao, Li e Hong 2006, Morioka, et al. 2012).

Neste estudo, optou-se por realizar o OLS durante 20 segundos, em vez dos 30 previstos antes do estudo piloto, sendo esta opção suportada pelo estudo de *Jonsson, Seiger e Hirschfeld* (2004), em que de uma amostra de 28 idosos saudáveis, apenas 7 conseguiram completar os 30 segundos do teste OLS. Além disso, apenas foram avaliados os seus 10 segundos centrais, excluindo-se da análise a sua fase dinâmica (elevação do membro inferior), uma vez que de acordo com os mesmos autores, a maioria dos ajustes ocorre após esta transferência de carga, não refletindo a variabilidade das forças de reação do solo que ocorrem durante a fase estática – a mais afetada com o envelhecimento.

Relativamente às variáveis recolhidas no OLS, deu-se relevância ao deslocamento do COP no plano frontal e sagital e respetivos *root mean square*, que são as medidas mais comuns de estabilidade postural unipodálica. Na posição de pé, o COP deve ser mantido dentro de uma base de suporte funcional, permitindo a realização de movimento dentro dos limites de estabilidade; um maior deslocamento do COP, principalmente no sentido médio-lateral é indicador de maior instabilidade. Da mesma forma, uma maior área do

estatocinesiógrama – o mapa do deslocamento do COP – indica maior oscilação, logo maior risco de desequilíbrio e, conseqüentemente, de quedas (Duarte e Freitas 2010, Jonsson, Seiger e Hirschfeld 2004, Morioka, et al. 2012).

Os resultados expressaram apenas uma relação moderada entre estas variáveis quando recolhidas por SP ou PF, o que pode ser explicado pela colocação do SP a nível lombar, que faz com que sejam recolhidas as medidas da aceleração do tronco. Por sua vez, a PF recolhe as variações das forças de reação do solo a nível plantar, sendo que durante o OLS o controlo do equilíbrio é mantido essencialmente pelo tilt do pé e pelo *feedback* aferente do hálux e cabeça do primeiro metatarso, cuja eficiência vai diminuindo com a idade. Desta forma, os ajustes posturais parecem apenas ser realizados pelo tronco de forma detetável quando existem maiores oscilações do COP a nível plantar. Além disso, deve ter-se em conta que o SP fornece apenas medidas da aceleração, sendo o deslocamento obtido após uma dupla derivação em ordem ao tempo, aumentando a possibilidade de erro do algoritmo (Mao, Li e Hong 2006).

No que respeita à análise da velocidade de deslocamento do COP, não foi encontrada qualquer relação significativa entre os resultados do SP e da PF. Apesar da velocidade média de deslocamento do COP ser frequentemente referida como um indicador da performance do OLS, a ausência de padronização da sua análise, particularmente no que respeita à duração, número de repetições e frequências de aquisição (10 a 100 Hz) leva a que sejam atribuídas relevâncias díspares por diferentes autores, como *Baratto, Morasso e Spada* (2002) ou *Doyle, Newton e Burnett* (2005) que a consideram respetivamente a medida com maior e menor índice de fiabilidade. Neste estudo, a aplicação recorreu à informação de um acelerómetro tri-axial, cuja fiabilidade é considerada maior nos aparelhos *Android*, como é o caso, porém a diferença na frequência de amostragem média do SP, de 48,6Hz, comparativamente à frequência de recolha da PF, de 100 Hz, pode explicar a ausência de relação entre estas variáveis (Duarte e Freitas 2010, Siirtola e Roning 2012).

Relativamente à FES, a sua importância foi destacada por *Clague, Petrie e Horan* (2000) que destacaram que indivíduos com medo de cair utilizam estratégias diferentes para manter equilíbrio durante a marcha (aumento da fase de duplo apoio e da largura da base de suporte,...), restringindo a mobilidade e força muscular, o que resulta numa perda do condicionamento físico, atrofia muscular e conseqüente défice de equilíbrio (Clague, Petrie e Horan 2000).

Neste estudo, não foi possível analisar a correlação entre dois itens da FES, dada a presença do efeito teto. Este deve-se ao facto de a FES avaliar essencialmente atividades simples, sendo mais adequada para indivíduos frágeis ou institucionalizados e pouco sensível para avaliar o medo de cair em indivíduos independentes na comunidade, como os presentes na amostra. A presença de relações moderadas em determinadas categorias e a ausência noutras pode ser explicada pela subjetividade da escala, dado que a capacidade dos indivíduos reconhecerem o declínio funcional associado ao envelhecimento é muitas vezes limitada e influenciada por fatores psicológicos como o estado de humor (Branch, et al. 2002, Legters, Fear of Falling 2002, Melo 2011).

Os resultados apontam para que a aplicação para SP em estudo possa vir a ser utilizada na avaliação do controlo postural, permitindo uma monitorização dos indivíduos num contexto mais real e constituindo uma alternativa a sistemas estacionários, que requerem a realização em laboratório. No entanto, apesar da existência de uma relação em grande parte das variáveis analisadas, os seus resultados médios apenas são comparáveis na análise da variação da inclinação do tronco (no STS), o que expressa a diferença nos resultados recolhidos pelos dois instrumentos e a incapacidade do SP para traduzir os valores analisados com exatidão, expressando a necessidade de se proceder a uma alteração do algoritmo utilizado na determinação das variáveis pelo SP. Além disso, não existem ainda valores de referência relativos ao desempenho nestes testes, nomeadamente *cut-offs* a partir dos quais se considere que exista uma limitação, pelo que a aplicabilidade da aplicação está mais direcionada para a monitorização da evolução do desempenho nos testes em diferentes momentos (Gil, et al. 2011).

Apesar do estudo ser pioneiro na análise da capacidade de avaliação de um *software* em relação aos testes funcionais referidos, existem alguns estudos semelhantes na sua dimensão e objetivos, como por exemplo o de *Nishiguchi, et al.* (2012), que realizaram a avaliação da correlação entre determinados parâmetros da marcha, numa distância de 20 metros, obtidos pelo SP e por um acelerómetro tri-axial, em 30 indivíduos (média de idades de 20.9 ± 2.1 anos), obtendo correlações entre 0.82-0.99 e sugerindo uma relação forte entre as variáveis. No entanto, a aplicação apenas avalia os componentes de aceleração do tronco, sendo por isso menos relevante para a clínica.

Foi também desenvolvida uma aplicação para avaliar o risco de quedas, baseada na tarefa de carregar uma bola numa bandeja, numa distância de 15 metros, em que uma bola azul (1,5 cm de diâmetro) se encontrava dentro de um círculo branco (4 cm de diâmetro) e

era movida pela inclinação do telemóvel, sendo calculado um score com base na deslocação da bola azul em relação ao círculo, com menores deslocações da bola em relação ao centro a indicarem melhores resultados. O objetivo do estudo passava por correlacionar os resultados desta tarefa com os de 5 testes funcionais: o OLS, o STS com 5 repetições, o *Functional Reach* (alcançar), o *Timed Up and Go* e a marcha, porém foi obtida uma relação fraca entre estes, possivelmente porque o teste escolhido (capacidade de realizar dupla tarefa) avalia um componente do controlo postural diferente dos avaliados pelos testes funcionais selecionados (Yamada, et al. 2011).

A inovação deste estudo face aos anteriores é o facto de averiguar a capacidade de uma aplicação avaliar diferentes componentes do controlo postural na mesma interface, podendo ser utilizada de forma simples na deteção precoce e monitorização de fatores de risco de queda que podem ser modificáveis (Fletcher e Hirdes 2004).

O estudo apresenta como limitação o reduzido tamanho amostral.

No futuro, seria pertinente reformular o estudo, efetuando-se as alterações na metodologia de recolha sugeridas anteriormente e integrando novas vertentes na aplicação, nomeadamente a análise da assimetria do movimento do tronco e das hemi-pélvis durante o STS.

5. Conclusão

A aplicação para smartphone em estudo parece quantificar corretamente a duração e número de ciclos, bem como a máxima variação da inclinação anterior do tronco, no *Sit to Stand* (STS). No entanto, parece necessitar de ser reajustada na avaliação do ângulo inicial do tronco (no STS), no teste *One Leg Standing* (nomeadamente na avaliação das velocidade de deslocamento do centro de pressão) e na *Falls Efficacy Scale* iconográfica.

Agradecimentos

Agradece-se aos participantes a sua contribuição para a realização do estudo.

Referências Bibliográficas

- Abe, D., N. Hotta, Y. Fukuoka, Y. Ohta, e K. Hamasaki. "Biomechanical analysis of gait and sit-to-stand patterns using a specially made knee supporter in healthy young and elderly individuals." *J Physiol Anthropol.*, 2010: 65-70.
- Baratto, L., P.G. Morasso, e G. Spada. "A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques." *Motor Control*, 2002: 246-270.
- Bente, E.B. *The Bobath Concept in Adult Neurology*. Stuttgart, Germany: Thieme, 2008.
- Branch, J.S., J.M. VanSwearingen, A.B. Newman, e A.M. Kriska. "Identifying early decline of physical function in community-dwelling older women: performance based and self-report measures." *Physical Therapy*, 2002: 320-328.
- Callegari-Jacques, S.M. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Porto Alegre: Artmed, 2003.
- Clague, J.E., P.J. Petrie, e M.A. Horan. "Hypocapnia and its relation to fear of falling." *Arch Phys Med Rehabil*, 2000: 1485-1488.
- Delbaere, K., S.T. Smith, e S.R. Lord. "Development and Initial Validation of the Iconographical Falls Efficacy Scale." *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, 2011: 674-680.
- DGS. *Elementos Estatísticos - Informação Geral Saúde 2008*. Lisboa: Direcção-Geral da Saúde, 2010.
- Doyle, T.L., R.U. Newton, e A.F. Burnett. "Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people." *Arch Phys Med Rehabilitation*, 2005: 2034-2040.
- Duarte, M., e S. M. S. F. Freitas. "Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio." *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2010: 183-192.
- Fletcher, P.C., e J.P. Hirdes. "Restriction in activity associated with fear of falling among community-based seniors using home care services." In *Age and Ageing*, 273-279. British Geriatrics Society, 2004.
- Franko, O. "Validate an App: How to design your study and get published." *Journal of Mobile Technology in Medicine*, 2012: 1-4.
- Franko, O.I., e T.F. Tirrell. "Smartphone App Use Among Medical Providers in ACGME Training Programs." *J Med Syst - Springer Science*, 2012: 3135-3139.
- Gil, A., M. Oliveira, V. Coelho, C. Carvalho, D. Teixeira, e R. Silva Jr. "Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly." *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2011: 428-435.
- Guccione, A. A. *Fisioterapia Geriátrica*. 2ª Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.
- Helbostad, J.L., D.L. Sturnieks, J. Menant, K. Delbaere, S.R. Lord, e J. Pijnappels. "Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: A systematic literature review." *Helbostad et al. BMC Geriatrics - BioMed Central*, 2010: 1-8.
- Instituto Nacional de Estatística, I.P. *Censos 2011 - Resultados Provisórios*. Lisboa - Portugal, 2011.
- Jonsson, E., A. Seiger, e H. Hirschfeld. "One-leg stance in healthy young and elderly adults: a measure of postural steadiness?" *Clinical Biomechanics*, 2004: 688-694.
- Kabachinski, J. "Mobile Medical Apps Changing Healthcare Technology." *Biomedical Instrumentation & Technology*, 2011: 482-486.
- Kai, S., R. Yochimoto, M. Nakahara, S. Murakami, K. Watari, e S. Takahashi. "Trunk Muscle Activity in Two-Leg Standing to One-Leg Standing in Healthy Elderly Adults." *Journal of Physical Therapy Science*, 2008: 7.
- Kisner, C., e L.A. Colby. *Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas*. Tamboré - Brasil: Manole, 2005.
- Legters, K. "Fear of Falling." *Physical Therapy - Journal of the American Physical Therapy Association*, 2002: 264-272.

- Lopes, K.T., D.F. Costa, L.F. Santos, D.P. Castro, e A.C. Bastone. "Prevalence of fear of falling among a population of older adults and its correlation with mobility, dynamic balance, risk and history of falls ." *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 2009: 223-229.
- Mao, D.W., J.X. Li, e Y. Hong. "The duration and plantar pressure distribution during one-leg stance in Tai Chi exercise." *Clinical Biomechanics* , 2006: 640-645.
- Marôco, João. *Análise estatística com o PASW Statistics (ex-SPSS)*. Report Number, 2010.
- Mellone, S., C. Tacconi, e L. Chiari. "Validity of a Smartphone-based instrumented Timed Up and Go." *Gait & Posture*, 2012.
- Melo, C.A. "Adaptação Cultural e Validação da Escala «Falls Efficacy Scale» de Tinetti." *IFisiOnline*, 2011.
- Morioka, S., T. Fukumoto, M. Hiyamizu, A. Matsuo, H. Takebayashi, e K. Miyamoto. "Changes in the Equilibrium of Standing on One Leg at Various Life Stages." *Current Gerontology and Geriatrics Research*, 2012: 1-6.
- Najafi, B., K. Aminian, F. Loew, Y. Blanc, e P. Robert. "Measurement of Stand-Sit and Sit-Stand Transitions Using a Miniature Gyroscope and Its Application in Fall Risk Evaluation in the Elderly." *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2002.
- Nishiguchi, S., et al. "Reliability and Validity of Gait Analysis by Android-Based Smartphone." *TELEMEDICINE and e-HEALTH* , 2012: 292-296.
- Petrella, J.K., J. Kim, S.C. Tuggle, S.R. Hall, e M.M. Bamman. "Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability." *Journal of Applied Physiology* , 2005: 211–220.
- Siirtola, P., e J. Roning. "Recognizing Human Activities User-independently on Smartphones Based on Accelerometer Data." *International Journal of Artificial Intelligence and Interactive Multimedia*, 2012: 38-45.
- Tacconi, C., S. Mellone, e L. Chiari. "Smartphone-Based Applications for Investigating Falls and Mobility." *5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops*. ICST, 2011. 258 - 261.
- Tinetti, M. A., D. Richman, e L. Powell. "Falls Efficacy As A Measure Of Fear Of Falling." *Journal of Gerontology*, 1990: 239-243.
- Whitney, S.L., et al. "A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance." *Gait & Posture*, 2011: 594-599.
- WHO. *Global Report on Falls Prevention in Older Age*. WHO, 2007.
- Yamada, M., T. Aoyama, K. Okamoto, K. Nagai, B. Tanaka, e T. Takemura. *Using a Smartphone while walking: a measure of dual-tasking ability as a falls risk assessment tool*. Oxford University Press on behalf, 18 de May de 2011.
- Yoshioka, S., A. Nagano, D.C. Hay, e S. Fukashiro. "Biomechanical analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task." *BioMedical Engineering OnLine* , 22 de October de 2009: 1-9.
- Zijlstra, A., M. Mancini, L. Chiari, e W. Zijlstra. "Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* , 2010: 1-15.