

**Instituto Politécnico de Castelo Branco**

Escola Superior de Saúde Dr. Lopes Dias

**Avaliação dos  
parâmetros de força,  
electromiografia e  
cinemática do membro  
inferior dominante em  
idosos com e sem história  
de quedas**

---

Trabalho com vista à obtenção do Grau de Especialista na  
Área Científica da Fisioterapia

António Júlio Apóstolo Pereira Coutinho

Castelo Branco

10-12-2014

**Objectivos:** Analisar: parâmetros de força, dos músculos flexores e extensores das articulações do joelho e tíbio-társica; diferenças nos parâmetros electromiográficos do recto anterior, bicípete femural, médio glúteo, solear, gêmeo interno e tibial anterior durante a marcha no membro inferior dominante e em que fases da marcha se encontravam mais activos; existência de variação do valor do MFC (*Minimum Foot Clearance*) e verificar qual a articulação do membro inferior responsável por essa variação. Verificar se existia relação entre o risco de queda, obtido através do *Timed Up and Go Test* (TUG) e a variação do MFC e alterações que ocorrem no equilíbrio, medo de queda e parâmetros cinemático, como o comprimento da passada, velocidade e tempo de apoio. Todos estes parâmetros foram avaliados entre sujeitos com e sem história de quedas.

**Materiais e Métodos:** Estudo transversal, não experimental e comparativo. Amostra não probabilística, de conveniência com um total de 30 idosos (15 com história de quedas (CHQ) e 15 sem história de quedas (SHQ), que se enquadraram nos critérios de inclusão e exclusão. Os dados recolhidos por um questionário de caracterização. A avaliação isocinética, consistiu na recolha do *Peak Torque* por unidade de massa (N.m/kg) e razão  $\text{Flexores}_{\text{Con}}/\text{Extensores}_{\text{Con}}$  (%) dos músculos flexores e extensores das articulações do joelho e tíbio-társica, em 5 repetições, à velocidade angular de  $60^\circ/\text{s}$  através do Dinamómetro Isocinético *Biodex System*. Esta recolha foi efectuada em ambos os membros inferiores.

Na electromiografia foi utilizado o aparelho BIOPAC Systems seguindo as orientações SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*).

Os dados cinemáticos para a identificação das fases da marcha, o MFC, amplitudes articulares da anca, joelho e tibiotársica, comprimento da passada, velocidade e tempo de apoio foram recolhidos com o programa *Kinovea*®. A avaliação cinemática foi realizada no membro inferior dominante, que nesta amostra era o direito. Na avaliação do equilíbrio e do medo de queda utilizaram-se a Escala de Equilíbrio de Berg e a Falls Efficacy Scale e para o risco de queda o TUG e a POMA.

A análise estatística foi realizada no *software* SPSS versão 20.

**Resultados:** A amostra com idade média de  $(69,17 \pm 4,77)$  anos. Os parâmetros de força muscular não foram significativamente diferentes entre os grupos ( $p < 0,05$ ) mas com o grupo CHQ a apresentar menores valores no *Peak Torque*.

Os indivíduos CHQ apresentam percentagens de actividade muscular relativamente à contracção voluntária máxima (CVM) superiores no membro inferior dominante (direito) comparativamente com os indivíduos SHQ, no entanto essas diferenças não são estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ). Existe uma enorme variabilidade entre a amostra estudada relativamente às fases da marcha em que os músculos se encontram mais activos.

O grupo CHQ apresenta valores inferiores ao grupo SHQ na pontuação obtida na POMA, sendo a diferença significativa ( $p = 0,001$ ). A relação entre a percentagem de activação

muscular e os valores obtidos na POMA não se revelou estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ).

Não foram verificadas diferenças estatisticamente significativas nos valores do MFC e do TUG entre os grupos da amostra. No entanto verifica-se uma diminuição do valor do MFC para o grupo CHQ, sendo que a articulação que mais contribuiu para a variação do MFC foi a tibiotársica para o grupo SHQ e o joelho para o grupo CHQ. Não foram verificadas diferenças significativas nos parâmetros analisados, à excepção da pontuação obtida na Escala de Equilíbrio de Berg ( $p=0,000$ ), entre os grupos com e sem história de quedas. Verifica-se a diminuição do comprimento da passada e do tempo de apoio unipodal esquerdo e o aumento do tempo de apoio unipodal direito, da velocidade e do medo de queda.

**Conclusão:** Provavelmente, o melhor método para avaliação do risco de quedas será através do TUG, POMA e da Escala de Equilíbrio de Berg e não através de instrumentação dinamométrica, electromiográfica e cinemática e que a abordagem da fisioterapia ao idoso deverá contemplar exercícios de fortalecimento para os músculos flexores e extensores do joelho e tibio-társica.

**Palavras-chave:** Dinamómetro Isocinético, Electromiografia, Cinemática, Idosos, Quedas, Risco de Queda, Equilíbrio

## Índice

Introdução.....	5
Materiais e métodos.....	7
Desenho do estudo .....	7
Amostra .....	7
Instrumentos de recolhas de dados.....	7
Análise de dados.....	10
Electromiografia e cinemática .....	10
Análise estatística.....	10
Resultados.....	10
Discussão de resultados.....	13
Conclusões.....	18
Bibliografia .....	20

## Índice de tabelas

TABELA 1 - TABELA DESCRITIVA DA POPULAÇÃO.....	11
TABELA 2 - COMPARAÇÃO ENTRE AS MÉDIAS DAS DUAS AMOSTRAS DA FORÇA E RÁCIO DE FORÇA.....	11
TABELA 3 - COMPARAÇÃO ENTRE AS MÉDIAS DAS DUAS AMOSTRAS DA % DO RMS.....	11
TABELA 4 - COMPARAÇÃO ENTRE AS MÉDIAS DAS DUAS AMOSTRAS DAS AMPLITUDES ARTICULARES.....	11
TABELA 5 - COMPARAÇÃO ENTRE OS VALORES MÉDIOS DAS DUAS AMOSTRAS DO MINIMUM FOOT CLEARANCE.....	12
TABELA 6 - CORRELAÇÕES ENTRE AMPLITUDES ARTICULARES E O MINIMUM FOOT CLEARANCE .....	12
TABELA 7 - COMPARAÇÃO DAS MÉDIAS DOS PARÂMETROS CINEMÁTICOS DAS DUAS AMOSTRAS.....	12
TABELA 8 - DESCRIÇÃO DOS MÚSCULOS MAIS ACTIVOS DAS DUAS AMOSTRAS EM CADA FASE DA MARCHA.....	12
TABELA 9 - DIFERENÇAS DE PONTUAÇÕES DOS INSTRUMENTOS DE MEDIDA UTILIZADOS ENTRE OS DOIS GRUPOS.....	13

## Introdução

A preocupação com o bem-estar e a qualidade de vida da população idosa é cada vez maior (1). O processo de envelhecimento implica que decorram modificações ao nível bio-psico-social que incrementam o declínio da capacidade funcional, da qualidade de vida e da independência e que afectam não só o desempenho das actividades da vida diária (AVD's) como também potenciam o risco de acidentes nomeadamente as quedas (2, 3). No caso português e segundo os resultados provisórios do Recenseamento da População de 2011, a proporção de idosos é de 19,1% prevendo-se que em 2020 passe para 20,6% (4, 5) e as quedas, constituem cerca de 70% dos acidentes nas pessoas idosas (6) o que causa, segundo Rizzo (1998) e, uma grande preocupação pública tanto em termos de morbilidade e mortalidade como em termos de custos para a saúde e serviços sociais (7-9).

Podemos definir queda como uma ocorrência inesperada e involuntária que leva um indivíduo a cair no chão a partir de um nível superior ou a partir do mesmo nível (7, 10, 11) e para que um sujeito possa apresentar história de quedas tem de cair duas ou mais vezes durante um período de tempo definido, geralmente seis ou doze meses, quando comparado com um indivíduo que tenha caído apenas uma vez (7) e que será considerado como não tendo história de quedas.

Verifica-se que durante o processo de envelhecimento há um declínio de até 40% da força muscular após os 50 anos de idade. Uma boa função muscular das articulações da anca, joelho e tíbio-társica, é essencial, já que estas são articulações fundamentais nas estratégias de controlo postural utilizadas na tentativa de evitar as quedas (12). Nos idosos, a diminuição da força muscular a par com as alterações de equilíbrio e problemas com a marcha constituem os principais factores de risco nas quedas. A diminuição da força muscular é extremamente comum entre a população idosa (13) e é associada a um risco aumentado de quedas (14). Beauchet, *et al.* (2008) referem que a queda resulta, maioritariamente da incapacidade dos idosos em adaptar o seu padrão de marcha a uma situação inesperada na sua rotina diária (15), sendo que cerca de 50% das quedas ocorrem durante alguma forma de locomoção (16).

No mesmo processo de envelhecimento ocorre uma redução das fibras de contracção rápida comparativamente com as fibras de contracção lenta o que conduz à alteração da taxa de activação muscular que poderá ter um papel importante no processo da queda (17).

Mais de 50% das quedas ocorrem durante alguma forma de locomoção(16, 18, 19). Cerca de 53% das quedas em idosos têm como causa o tropeçar durante a marcha (20-23) e apesar de poder ocorrer ao atravessar-se obstáculos visíveis sendo que Berg *et al.* (21) constatou que em 24% das quedas sofridas por idosos, eles encontravam-se em chão plano. É na fase de médio balanço que existe mais probabilidade de tropeçar pois é nesta fase que existe uma menor distância do pé ao chão - MFC (*Minimum Foot Clearance*). O MFC é portanto uma variável da marcha que é definida como a distância

mínima vertical entre o ponto mais baixo do pé, do membro inferior que se encontra na fase de balanço, e o chão (9, 20, 22, 23). Este valor do MFC é de 1-2 cm nos jovens e quando se aproxima de 0 cm o risco de queda é elevado (9, 20, 24, 25). No entanto Winter, *et al*(1990) considera outra referência que é TC (*Toe Clearance*) e define-a como o deslocamento vertical do primeiro dedo entre o seu ponto mais baixo (antes de descolar do chão) e o seu ponto mais baixo na fase média de balanço e refere um valor de 1,27 cm em jovens e 1,11cm em idosos (25).

Atendendo a estas limitações podemos que ter em conta a “Ptophobia”, isto é fobia das actividades realizadas na posição bípede neste caso o medo de cair (26) o que pode levar à inactividade e a uma conseqüente diminuição de força, agilidade e equilíbrio, diminuindo a independência nas actividades da vida diária (AVD's) (27). A ocorrência de quedas diminui a variabilidade dos padrões de marcha, melhorando o controlo da posição do corpo assim a diminuição da velocidade e do comprimento da passada ajuda a estabilizar o padrão de marcha (16).

Assim os objectivos deste trabalho são múltiplos e pretendem avaliar vários parâmetros relacionados com o membro inferior entre dois grupos de idosos, um com e outro sem história de quedas e que vão desde comparar o *Peak Torque* por unidade de massa (N.m/kg) e razão Flexores<sub>Con</sub>/Extensores<sub>Con</sub> (%) dos músculos flexores e extensores das articulações do joelho e tíbio-társica no membro dominante e não dominante, à verificação da existência de diferenças nas percentagens de activação muscular relativas à Contração Voluntária Máxima (CVM) dos músculos recto anterior-RA, bíceps femoral-BF, médio glúteo-MG, solear-S, gêmeo interno-GI e tibial anterior-TA durante a marcha no membro inferior dominante e em que fase da marcha se encontram mais activos e avaliar se existe uma relação entre estes parâmetros e o risco de queda obtido através da POMA, assim como verificar se existe variação do valor do MFC e caso exista verificar qual a articulação do membro inferior responsável por essa variação. Foi também objectivo principal verificar se existe relação entre o risco de queda, obtido através do Timed Up and Go Test, e a variação do MFC e por fim verificar a existência de uma relação entre a perda de equilíbrio e história de ocorrência de quedas e se estes levam ao aparecimento de actividades limitadas devido ao medo de queda e a uma adaptação do mecanismo fisiológico da marcha.

## Materiais e métodos

### Desenho do estudo

Trata-se de um estudo transversal, não experimental e comparativo, onde foram avaliados idosos com e sem história de quedas realizado no Laboratório de Fisioterapia da Escola Superior de Saúde Dr. Lopes Dias, em Castelo Branco.

### Amostra

Para este estudo foi utilizada uma amostra não probabilística, de conveniência com 30 idosos voluntários (15 do género feminino e 15 do masculino) do Distrito de Castelo Branco (idade=69,13±4,72), colocados em dois grupos, ambos constituídos por 15 indivíduos, o grupo Com História de Quedas (CHQ) (idade=69,20 ±4,25) e o grupo sem História de Quedas (SHQ) (idade=69,07±5,3). Os critérios de inclusão para ambos os grupos foram: idade igual ou superior a 65 anos, assinar o documento de consentimento informado e os de exclusão: necessitar de qualquer produto de apoio ou auxiliar na realização de marcha, possuir distúrbios vestibulares, hipotensão postural, distúrbios visuais/auditivos graves não corrigidos, artrite reumatóide aguda, Parkinson, epilepsia, deficits cognitivos, osteoporose, presença de dor que interferisse na marcha ou outra alteração músculo-esquelética ou neurológica que afectasse os membros inferiores (MI's), história anterior de cirurgia aos MI's e qualquer patologia cardiovascular que pudesse afectar a marcha. Para fazer parte do grupo CHQ os sujeitos tinham de ter sofrido uma ou mais quedas no último ano e para fazerem parte do grupo SHQ não poderiam ter historial de quedas no mesmo período.

### Instrumentos de recolhas de dados

De forma a despistar a presença de défices cognitivos na amostra foi aplicado o *Mini Mental State Examination* que foi criado por Folstein *et al* em 1975 sendo o instrumento de despiste mais utilizado na Europa e que tem sido considerado como um instrumento válido, de rápida avaliação cognitiva e que compreende seis domínios da cognição: orientação, registo de nova informação, atenção e cálculo, recordação, linguagem e construção espacial (28).

Para avaliação da força recorreu-se ao Dinamómetro Isocinético *BIODEX System 3* onde a ambos os grupos foi avaliado bilateralmente o *Peak Torque* por unidade de massa (N.m/kg) e Razão Flexores<sub>Con</sub>/Extensores<sub>Con</sub> (%) na amplitude total activa dos músculos flexores e extensores das articulações do joelho e tibio-társica. O posicionamento dos indivíduos e o alinhamento das articulações para a flexão/extensão do joelho e da tibia-tarsica foram efectuados de acordo com as instruções definidas para este equipamento pelo *BIODEX Multi-Joint System-Pro*. Foram cumpridos os protocolos de segurança do aparelho. O eixo de rotação do dinamómetro foi alinhado

com o côndilo femoral e a carga de resistência foi colocada cerca de 2 cm acima do maléolo interno. A referência anatómica angular da articulação do joelho introduzida no dinamómetro foi obtida mediante a utilização de um goniómetro. Os possíveis erros induzidos no torque pela força da gravidade foram corrigidos com base no peso do membro inferior a  $0^\circ/s$ , e calculados pelo próprio *software* do equipamento. Para a avaliação da tíbio-társica, os participantes foram colocados na posição sentada com a articulação do joelho do membro a ser testado posicionada a  $30^\circ$ - $40^\circ$  de flexão e com o pé em  $0^\circ$  de dorsiflexão e o eixo rotacional do dinamómetro alinhado com o maléolo externo desse membro.

Para o teste, os idosos efectuaram cinco repetições máximas. Todos os testes foram realizados na velocidade angular de  $60^\circ/s$  (29, 30). Segundo Drouin *et al*, o Dinamómetro Isocinético tem uma elevada fiabilidade teste-reteste e uma boa consistência interna, validade e um bom poder de resposta nos parâmetros que se pretendem medir (31).

Na marcha as avaliações electromiográfica e cinemática foram realizadas em simultâneo e compreenderam um ciclo. Os dados foram sincronizados recorrendo-se a um interruptor de duas vias que introduzia um sinal num canal utilizado na electromiografia e um sinal luminoso captado pelas câmaras de vídeo. Para a electromiografia foram seguidas as normas da SENIAM Assim a região cutânea em que os eléctrodos foram colocados foi previamente depilada, lixada e limpa com álcool etílico sanitário com 96% de volume. Posteriormente foram colocados os eléctrodos no MI dominante nos músculos MG (a meia distância entre a crista ilíaca e o grande trocânter), RF (entre a espinha ilíaca ântero-superior e a região superior da rótula), BF (a meia distância entre a tuberosidade isquiática e epicôndilo lateral da tíbia), TA (no terço proximal entre a cabeça do perónio e o maléolo interno), S (2/3 da linha entre o côndilo femoral interno e maléolo interno) e GI (zona mais proeminente do músculo), sempre orientados no sentido das fibras musculares <sup>(32)</sup>. Primeiramente foram realizadas, manualmente, as CVM's relativas a cada músculo individualmente. De seguida foi demonstrado ao indivíduo o percurso que deveria realizar, foi dada indicação de que deveria caminhar o mais naturalmente possível, foi concedido um período de experimentação e só depois o idoso foi colocado na posição de teste, tendo sido captado um ciclo de marcha por indivíduo.

Quanto aos dados cinemáticos a sua recolha implicou o uso de calções de modo a serem colocadas marcas reflectoras no membro inferior dominante sobre a crista ilíaca, grande trocânter, interlinha articular do joelho, maléolo externo, quinto metatarso e calcâneo (33, 34). Para gravação das imagens foi utilizada uma câmara de vídeo (JVC GR-DV3000 ®), sistema PAL a 50HZ, juntamente com um foco de luz, perpendicularmente ao percurso a efectuar.

Em paralelo foram utilizadas outros instrumentos de avaliação para o risco e medo de quedas: A escala **Falls Efficacy Scale** avalia o medo de queda na realização de dez tarefas relacionadas com as AVD's. Trata-se de uma escala de fácil aplicação e

compreensão, de rápido preenchimento contendo 10 actividades essenciais para se viver de forma independente (35), avaliando o grau de auto-eficácia (36). A consistência interna da escala foi calculada através do coeficiente de Kuder-Richardson obtendo-se um valor de 0,88. A fiabilidade teste re-teste apresenta um valor de ICC=0,95 (35). Para o preenchimento desta escala foi explicada a sua finalidade, o método de preenchimento e a forma como cada actividade podia ser graduada em relação a confiança que a pessoa sentia na sua realização.

A **Escala de Equilíbrio de Berg** foi desenvolvida como uma medida clínica de equilíbrio funcional especificamente para a população idosa (37) avaliando o equilíbrio estático e dinâmico (38) através da observação directa do indivíduo (39). A Escala de Equilíbrio de Berg avalia o desempenho funcional através de 14 itens. Cada item apresenta 5 alternativas, graduado de 0 a 4, podendo obter-se uma pontuação máxima de 56 pontos (39, 40). A pontuação em cada item é dada consoante a qualidade da performance ou o tempo necessário para desempenhar uma determinada tarefa (38). A escala apresenta sensibilidade que varia entre 82%-91% e especificidade que varia de 70%-87%, consoante os estudos consultados (27, 40) tendo-se observado um valor do coeficiente de Kuder-Richardson de 0,96 para a consistência interna. O coeficiente de correlação de Pearson para a confiabilidade inter e intra-observador é de 0,98 e 0,97 ( $p < 0,001$ ) (40). Para a aplicação desta escala foi utilizado um cronómetro, uma régua, uma cadeira e um step. Todas as tarefas foram demonstradas, sendo explicada verbalmente cada item a realizar (38).

A escala **POMA** (Teste de Equilíbrio de Tinetti ou Performance Oriented Mobility Assessment) que foi validada para a população portuguesa por Elisa Petiz e que também avalia o risco de queda composta por duas categorias, equilíbrio e mobilidade, permite medir o equilíbrio estático, dinâmico, reactivo e antecipatório e capacidade de se transferir (41). As tarefas são efectuadas pelo sujeito a pedido do examinador, com uma explicação prévia. É necessária uma cadeira e um percurso de 3 metros previamente marcado num local sem obstáculos (42). Este instrumento tem demonstrado boa fiabilidade entre-observador e validade, cerca de 68% de sensibilidade e 78% de especificidade (42, 43). A fiabilidade intra-observador,  $r = 0,69 - 0,88$ ,  $p < 0,0001$  e inter-observador  $r = 0,82 - 0,94$ ,  $p < 0,001$  (41).

Finalmente foi avaliado o risco de queda através da utilização do *Timed Up and Go Test* (**TUG**). Para tal, foi colocada uma cadeira (com aproximadamente 46 cm de altura do assento) a partir da qual foram medidos 3 metros e identificados através de uma marca visível no chão. Foi exemplificado o movimento aos sujeitos, o qual consiste: o indivíduo sentar-se na cadeira, quando se sentir preparado levantar-se, andar 3 metros (até à marca visível no chão), virar-se, regressar à cadeira e sentar-se novamente. Nenhuma assistência física foi oferecida ao sujeito e o avaliador utilizou um cronómetro para contabilizar a actividade (44).

O TUG tem demonstrado boa confiabilidade interavaliador, com uma correlação intra-classe de 0,80 (45-48). Segundo Podsidlo *et al.* (1991) o TUG possui ainda valores de sensibilidade e especificidade de 87% (45, 49).

## **Análise de dados**

### **Electromiografia e cinemática**

Os dados electromiográficos e cinemáticos foram recolhidos durante um ciclo de marcha sendo este considerado desde o momento que o calcanhar do membro de referência toca o solo até que o faz novamente <sup>(50)</sup>. Posteriormente à recolha os dados electromiográficos foram tratados no programa Acqknowledge 3.8.1®. e os dados cinemáticos no programa Kinovea 0.8.15 ®.

### **Análise estatística**

Para a análise estatística dos dados foi utilizado o *software* estatístico SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 20 para Windows, sendo considerados os resultados significativos quando apresentassem um valor de significância inferior a 0,05.

Foi realizada estatística descritiva (baseada nas frequências de distribuição, médias e desvios-padrão, mínimos e máximos) para explorar as variáveis de caracterização. Para comparar os dados obtidos entre grupos, valores de *Peak Torque*, foi utilizado o teste de Mann-Whitney U assim como para os dados da activação dos músculos durante a marcha, o comprimento da passada, tempo de apoio unipodal e velocidade e ainda para as pontuações obtidas na POMA, EEB, FES, TUG. Para as correlações foi utilizado Coeficiente de Spearman.

## **Resultados**

Começaremos em primeiro lugar por definir que, em termos de amostra, esta é muito semelhante nos dois grupos pois não há diferenças estatisticamente significativas nos parâmetros caracterizadores avaliados - tabela-1.

		N	Mínimo	Máximo	Média± Desvio Padrão	p
Idade	CHQ	15	65	77	68,93±4,079	0,87
	SHQ	15	65	84	69,4±5,514	
Peso (Kg)	CHQ	15	63,8	97,7	77,86±11,768	0,412
	SHQ	15	57,8	107,9	81,4±13,026	
Altura (m)	CHQ	15	1,48	1,76	1,61±0,0817	0,217
	SHQ	15	1,46	1,75	1,64±0,076	
IMC	CHQ	15	22,64	37,67	30,26±4,65	1,000
	SHQ	15	23,43	38,86	30,2±4,199	
MMSE	CHQ	15	26	30	28,53±1,3	0,713
	SHQ	15	24	30	28,27±1,67	

Tabela 1 - tabela descritiva da população

Nas comparações das médias do Peak Torque e da Razão entre flexão e extensão da tíbio-társica e do joelho nas duas amostras, podemos ver que não existe diferença com significado estatístico nessa comparação no entanto observa-se que é maior a diferença na razão de força dos flexores/extensores da Tibio-Társica - tabela 2.

	Movimento	SHQ n=15	CHQ n=15	p
Peak Torque por unidade de massa (N.m/kg)	Flexão dorsal TT	33,61±25,31	32,44±10,31	0,310
	Flexão plantar TT	39,52±14,30	40,04±14,09	0,967
Razão Flexores <sub>Con</sub> /Extensores <sub>Con</sub> (%)		116,18±139,53	98,56±72,87	0,443
Peak Torque por unidade de massa (N.m/kg)	Flexão joelho	75,39±25,79	69,45±24,28	0,604
	Extensão joelho	124,66±40,68	111,75±32,33	0,604
Razão Flexores <sub>Con</sub> /Extensores <sub>Con</sub> (%)		61,46±11,55	61,86±11,04	0,693

Tabela 2 - comparação entre as médias das duas amostras da força e rácio de força

No domínio da electromiografia também podemos observar que não há significado estatístico na comparação das médias das % RMS relativas à Contração Voluntária Máxima dos músculos em estudo - tabela 3. No entanto podemos observar que os valores relativos ao grupo SHQ são, na generalidade, mais baixos.

	SHQ n=15	CHQ n=15	p
% RMS relativo à CVM do Bicipíte Femural	20,43±13,78	22,73±11,43	0,330
% RMS relativo à CVM do Recto Anterior	19,79±14,17	21,47±13,76	0,494
% RMS relativo à CVM do Solear	43,12±11,26	46,76±14,49	0,548
% RMS relativo à CVM do Gêmeo Interno	40,72±13,51	43,92±11,97	0,443
% RMS relativo à CVM do Médio glúteo	30,65±13,23	37,13±17,10	0,395
% RMS relativo à CVM do Tibial Anterior	38,02±12,74	38,10±14,92	0,983

Tabela 3 - comparação entre as médias das duas amostras da % do RMS

Quanto à comparação das médias das amplitudes articulares do membro inferior em estudo chegamos ao mesmo resultado que na variável anterior mas aqui podemos constatar que o grupo SHQ apresenta, na generalidade, valores mais elevados nas amplitudes articulares em estudo - tabela 4.

	SHQ n=15	CHQ n=15	p
Amplitude da Anca (°)	21,93±10,08	18,53±8,67	0,340
Amplitude do Joelho (°)	26,67±8,63	22,67±4,47	0,197
Amplitude da TT (°)	27,93±7,61	28,20±6,91	0,901

Tabela 4 - comparação entre as médias das duas amostras das amplitudes articulares

Quando analisamos os dados das comparações do MFC vemos que também não há diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos - tabela 5.

	SHQ n=15	CHQ n=15	p
Minimum Foot Clearance (cm)	2,11±0,4	1,93±0,41	0,145

Tabela 5 - comparação entre os valores médios das duas amostras do Minimum Foot Clearance

Se observarmos a correlação entre o MFC e os valores das amplitudes articulares em estudo também chegamos à conclusão de que não existem diferenças entre os dois grupos - tabela 6. Verifica-se no grupo SHQ um coeficiente de correlação sempre negativo enquanto no grupo CHQ o é somente na amplitude da Tibio-Társica.

	SHQ n=15		CHQ n=15	
	MFC	p	MFC	p
Amplitude anca	-0,171	0,542	0,220	0,431
Amplitude joelho	-0,135	0,631	0,510	0,052
Amplitude TT	-0,21	0,453	-0,143	0,611

Tabela 6 - correlações entre amplitudes articulares e o Minimum Foot Clearance

No que respeita aos dados cinemáticos da marcha o resultado é semelhante às três comparações anteriores isto é, não há diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos em estudo - tabela 7 - mas podemos verificar que os valores do grupo SHQ, à excepção da velocidade, são maior valor do que os do grupo CHQ.

	SHQ n=15	CHQ n=15	p
Tempo de apoio direito (s)	0,7474±0,2199	0,7893±0,0912	0,966
Tempo de apoio esquerdo (s)	0,8400±0,1218	0,8033±0,0969	0,645
Comprimento da passada (cm)	110,35±12,42	102,59±14,39	0,165
Velocidade (m/s)	0,87±0,16	0,96±0,51	0,756

Tabela 7 - comparação das médias dos parâmetros cinemáticos das duas amostras

Quando analisamos os dados referentes à maior actividade muscular e em que fase da marcha ocorre, podemos constatar uma grande diversidade nessa actividade em diferentes fases da marcha quer quando se considera apenas duas fases ou mesmo quatro - tabela 8.

	Músculos	Fases da Marcha (2)		Fases da Marcha (4)			
		Fase de apoio	Fase de oscilação	Fase de duplo apoio	Fase de apoio simples à direita	Fase de duplo apoio	Fase de apoio simples à esquerda
Sem Quedas (n=15)	Bicípete Femural	15 (100%)			7 (46,7%)	8(53,3%)	
	Recto Anterior	12 (80%)	3(20%)	2(13,3%)	1 (6,7%)	9 (60%)	3 (20%)
	Solear	10 (66,7%)	5(33,3%)	1 (6,7%)		9 (60%)	5(33,3%)
	Gémeo Interno	11(73,4%)	4(26,6%)	4 (26,7%)	1(6,7%)	6 (40%)	4 (26,7%)
	Médio Glúteo	12(80%)	3 (20%)		2(13,3%)	10(66,7%)	3(20%)
Com Quedas (n=15)	Tibial Anterior	14 (93,4%)	1 (6,6%)	4(26,7%)	10(66,7%)		1 (6,7%)
	Bicípete Femural	15(100%)	3(20%)	2(13,3%)	7(46,6%)	8(53,3%)	
	Recto Anterior	14(93,3%)	1(6%)		3(20%)	11	1(6%)
	Solear	11(73%)	4(26,6%)	2(13,3%)		8(53,3%)	4(26,6%)
	Gémeo Interno	15(100%)		6(40%)		8(53,3%)	
	Médio Glúteo	13(86,6%)	2(13,3%)	1(6%)	2(13,3%)	10(66,6%)	2(13,3%)
	Tibial Anterior	13(86,6%)	2(13,3%)	3(20%)	6(40%)	4(26,6%)	2(13,3%)

Tabela 8 - descrição dos músculos mais activos das duas amostras em cada fase da marcha

No que concerne aos instrumentos de medida utilizados podemos ver que há diferenças estatisticamente significativas na pontuação da Escala de Equilíbrio de Berg e ainda na POMA estando o TUG com diferenças marcadas mas sem significado estatístico - tabela 9.

	SHQ n=15	CHQ n=15	p
Pontuação da Escala de Equilíbrio de Berg	52,47±2,50	47,87±2,75	0,000
Pontuação da Escala Falls Efficacy Scale	97,67±4,17	94,80±7,78	0,281
Pontuação do Timed Up and Go Test	8,48±1,11	9,58±1,55	0,056
Pontuação da Performance Oriented Mobility Assessment	26,87±1,598	24,47±1,597	0,001

Tabela 9 - diferenças de pontuações dos instrumentos de medida utilizados entre os dois grupos

## Discussão de resultados

A amostra deste estudo é homogénea, já que não há diferenças em nenhum dos itens de caracterização entre os dois grupos, o que se torna numa vantagem na apreciação dos resultados já que não se porá a questão de serem outros quaisquer parâmetros a influenciar as diferenças de resultados entre grupos para além dos que estão em estudo.

Quando se apreciam os resultados da avaliação do Pico de Torque por unidade de massa (N.m/kg) e a Razão Flexores<sub>Con</sub>/Extensores<sub>Con</sub> (%) do membro inferior observamos que não existem diferenças estatisticamente significativas entre grupos embora a razão de força entre flexores e extensores do joelho sejam semelhantes nos dois grupos constata-se que os valores do Pico de Torque são mais baixos no grupo CHQ o que revela menores níveis de força nessa articulação e na tíbio-társica, embora também sem significado estatístico quer a razão de força entre flexores e extensores quer os pico de torque são maiores no grupo CHQ. No movimento de flexão plantar do membro inferior dominante o Pico de Torque por unidade de massa (N.m/kg) é ligeiramente superior no grupo CHQ. Refere-se o papel da activação dos músculos do tornozelo como estratégia para evitar quedas e que haja relação entre a diminuição da força muscular dos flexores plantares e a ocorrência de quedas em idosos, este estudo não encontrou diferenças significativas em nenhuma das variáveis de força entre os grupos (51). A literatura refere que os idosos que sofreram quedas apresentam valores de Pico de Torque significativamente menores para os flexores plantares e dorsais em relação ao grupo de idosos SHQ (52).

O facto de no movimento de flexão plantar do membro inferior dominante o Pico de Torque por unidade de massa (N.m/kg) ser ligeiramente superior no grupo CHQ poder-se-á dever às diferenças entre os critérios dos estudos pois Skelton (2002), também não obteve diferenças no Pico de Torque e nos movimentos de extensão e flexão do joelho e tibio-társica entre os grupos CHQ e SHQ. Mas Perry (2007) apresenta diferenças para esta variável nos movimentos de flexão e extensão das referidas

articulações entre os dois grupos. A diferença entre os resultados de Perry e o presente estudo pode estar relacionada com a diferença de idade dos indivíduos, pois Perry usou uma população mais idosa (75,9 anos vs 69,2 anos de idade) (53, 54).

Através da análise da % de RMS relativa à CVM foi possível concluir que, para todos os músculos analisados, no grupo CHQ esses valores foram superiores. Laughon *et al.* afirmam que o aumento da actividade muscular pode ser responsável pelo aumento a curto prazo da oscilação corporal, podendo comprometer a capacidade do indivíduo para manter a estabilidade na posição ortostática e os idosos que apresentam história de quedas demonstram aumento da actividade muscular durante posições estáticas(55). O mesmo autor levanta ainda a hipótese de que os maiores níveis de activação podem acontecer devido à deterioração dos mecanismos de controlo neuromuscular sensoriais, pois níveis de activação superiores ajudam no reforço da propriocepção articular ou devido a alteração dos mecanismos inibitórios musculares e desta forma os idosos recorrem a este tipo de estratégias para conseguirem aumentar a estabilidade articular durante a marcha (56).

Os maiores níveis de % de RMS no grupo CHQ em todos os músculos sugerem que os idosos com história de quedas necessitam de maior recrutamento da sua capacidade neuromuscular que os idosos sem quedas, durante a marcha, para poderem manter o equilíbrio dinâmico durante a tarefa. Este facto aumenta a probabilidade de ocorrência de fadiga e por conseguinte pode aumentar o risco de queda neste grupo. Vários autores concluíram que estes factos também se verificam quando se comparam indivíduos idosos saudáveis com sujeitos jovens(57-59).

Na avaliação do MFC entre os dois grupos não se verificou nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p=0,145$ ). E apesar de não haver diferenças significativas, verificou-se que o grupo CHQ possuía um MFC menor ( $1,93\pm 0,41$ ) do que o grupo SHQ ( $2,11\pm 0,4$ ). Este facto, na nossa opinião, deve-se às diferenças entre os critérios dos estudos. No estudo de Khandoker AH (2008), os indivíduos foram expostos a uma velocidade pré-definida numa passadeira e neste estudo os idosos foram instruídos a realizar uma marcha o mais natural possível isto é, na sua velocidade de conforto, os idosos com história de quedas possuem um MFC inferior aos idosos sem história de quedas. No entanto, quando são expostos a um ambiente externo novo/diferente, eles acabam por adoptar estratégias para minimizar o risco de cair, sendo que essa estratégia passa por aumentar o valor do MFC. Esta hipótese está de acordo com um estudo realizado por Begg et al. (2007) que afirma que os idosos com história de quedas para velocidades desconfortáveis, adquirem estratégias para minimizar o risco de tropeçar (20, 23, 60).

Embora não tenham existido diferenças significativas no valor do MFC, foi averiguada qual das articulações teria mais influência na sua variação, tendo-se verificado que: para o grupo SHQ seria a tibiotársica (21%), em seguida a anca (17,1%) e por fim o joelho (13,5%); para o grupo CHQ seria o joelho (51%), a anca (22%) e por

último a tibiotársica (14,3%). Segundo Schulz (2011), a articulação que mais contribui para a variação do MFC é a tibiotársica (19,5%, comparativamente ao joelho com 9,9% e à anca com 5,7%), contudo este estudo foi realizado em adultos jovens e sob alterações da velocidade e superfície de teste (22). Já Kemoun (2002), ao comparar vários parâmetros da marcha entre idosos com e sem história de marcha, em condições idêntica ao presente estudo, afirma que durante o ciclo de marcha, a articulação que mais contribui para aumentar o risco de queda é a tibiotársica, seguida da anca e por fim o joelho (61). Daqui conclui-se que de um modo geral, a articulação que mais influência tem sobre o MFC e no aumento do risco de quedas é a tibiotársica, contudo no nosso estudo, embora sem dados estatisticamente significativos, para o grupo CHQ a articulação que mais contribui para a variação do MFC é o joelho com 51%. Esta diferença em relação ao estudo de Kemoun (2002), poderá estar relacionada com o facto de terem considerado todo o ciclo de marcha, e não um ponto específico como, no nosso caso, a fase de médio balanço. Na nossa opinião, esta diferença entre o grupo CHQ e SHQ, está relacionada com a diminuição de amplitudes que se verifica na anca e joelho ( $21,93^{\circ} \rightarrow 18,53^{\circ}$  e  $26,67^{\circ} \rightarrow 22,67^{\circ}$ , respectivamente), para o grupo CHQ. Este facto poderá ser explicado por uma eventual diminuição de força ao nível dos flexores da anca e do joelho, o que provoca a diminuição das respectivas amplitudes articulares e consequentemente do valor do MFC.

Deste modo, para uma velocidade conforto e num piso regular a articulação que vai influenciar mais a variação do MFC nos idosos SHQ será a tibiotársica e para os idosos CHQ o joelho.

Relativamente ao facto de não existirem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, no valor do MFC e consequentemente na articulação que mais o influencia, pode estar relacionado com a definição de história de quedas. Não existe um consenso na literatura para a definição de história de quedas, existindo estudos a referir que para haver história de quedas basta ter-se caído uma vez no último ano, e estudos a dizer que têm de existir pelo menos 2 quedas no último ano (62, 63).

Na componente cinemática da marcha verificou-se que o grupo SHQ possui um comprimento da passada maior ( $110,35 \pm 12,42$ cm) do que o grupo CHQ ( $102,59 \pm 14,39$ cm). Auvinet *et al.* (2003) afirma que indivíduos CHQ o comprimento da passada é de 86cm e nos indivíduos que nunca caíram é de 128cm (64). Neste estudo, obtiveram-se valores diferentes pois a marcha foi avaliada em piso regular e a uma velocidade de conforto sendo que Auvinet avaliou a marcha em passadeira. No nosso estudo, a velocidade da marcha é maior no grupo CHQ ( $0,96 \pm 0,51$ ) do que no grupo SHQ ( $0,87 \pm 0,16$ ). Este facto, a nosso ver, pode estar relacionado com o tempo de apoio unipodal esquerdo menor nos indivíduos CHQ ( $0,8033 \pm 0,0969$ ) do que no grupo SHQ ( $0,8400 \pm 0,1218$ ) e pela diminuição do comprimento da passada no grupo CHQ em relação ao grupo SHQ. Devido às adaptações efectuadas do padrão de marcha, os indivíduos CHQ progredem mais rapidamente com o membro inferior direito uma vez que possuem um menor tempo de apoio unipodal esquerdo, progredindo rapidamente

para uma posição mais estável de apoio bipodal. Numa investigação laboratorial realizada por You *et al.* (2001) concluiu-se que velocidades mais rápidas de marcha podem prevenir a ocorrência de perda de equilíbrio para trás (65) isto é, baixas velocidades são mais instáveis aumentando a probabilidade de perda de equilíbrio em situações de deslizamento (66, 67). Estudos realizados mostram que indivíduos CHQ possuem um tempo de duplo apoio muito maior que os indivíduos SHQ (64). Outro facto que pode ter influenciado os valores de velocidade obtidos, pode estar relacionado com a integração no grupo CHQ os indivíduos com 1 queda. Num estudo efectuado por Auvinet *et al.* (2003) a velocidade de marcha dos indivíduos CHQ era de  $0,73 \pm 0,22$  m/s em comparação com os indivíduos SHQ era  $1,24 \pm 0,19$  m/s (64). Verghese *et al.* (2008) conclui que indivíduos com velocidades de marcha inferior a 1,00 m/s representam risco aumentado de queda em comparação com os indivíduos com velocidades superiores (68).

O facto de os resultados obtidos não serem estatisticamente significativos em todos os parâmetros pode estar relacionado com a definição de queda como explicado anteriormente.

Quanto à marcha esta pode ser dividida em duas fases, a fase de apoio que corresponde a 60% do ciclo e a fase de balanço correspondente a 40% (69). Através desta divisão tentou perceber-se em qual das fases os músculos avaliados estariam mais activos. Neste conjunto de indivíduos existe enorme variabilidade da fase do ciclo da marcha em que isso se verifica. De forma a pormenorizar este item optou-se por dividir a fase em 4 períodos, dois correspondentes ao duplo apoio (período entre o contacto inicial de um membro e o membro contralateral abandonar o solo) e dois períodos de apoio simples, um à direita e outro à esquerda (70). Os dados obtidos são ainda mais díspares não existindo qualquer tipo de padrão entre os grupos o que poderá indiciar diferentes estratégias de abordagem à tarefa da marcha.

É evidente que a maioria dos indivíduos apresenta maiores % de RMS no segundo período de duplo apoio. Esta fase é também apelidada de fase de pré-balanço, libertação ou transferência de peso, tem início com o contacto inicial do membro oposto, no caso específico o MI esquerdo e termina com os dedos do MI direito a abandonar o solo. Sendo nesta fase que o membro de referência, neste caso o MI direito, aumenta a flexão plantar da tibio-társica, aumenta a flexão do joelho e diminui a extensão da anca, para que ocorra transferência de carga para o membro contralateral.

A literatura não comprova estes resultados, maioritariamente os estudos são baseados em modelos teóricos, em idosos com patologias como osteoartrose do joelho, não existem estudos que tenham realizado esta avaliação em ambiente laboratorial idêntico ao que este estudo contemplou, a maioria refere que os indivíduos efectuavam a marcha com velocidade controlada, normalmente em passadeira, existindo vários estudos que realizam a comparação entre padrões de activação a velocidade baixa, moderada e alta. Shiavi compilou os resultados de várias investigações e encontrou

inconsistências significativas nas fases em que os músculos/grupos musculares se encontram activos. Estas aparentes divergências podem ser atribuídas à execução de diferentes protocolos de investigação ou mesmo pelas variações reais inter-individuais(71).

Segundo Winter num estudo efectuado em indivíduos entre os 20 e 35 anos concluiu que os flexores plantares (Solear e Gémeo Interno) estão mais activos na fase em que o calcanhar abandona o solo (aos 50% do ciclo de marcha), o Bicipite Femural apresenta actividade crescente na parte final da fase de balanço para controlar o avanço do membro inferior. O Tibial Anterior apresenta um padrão de actividade semelhante na fase de apoio e balanço, apresenta maior actividade durante o momento da aceitação da carga corporal e no início da fase de balanço ao realizar dorsiflexão do pé para deixar o solo. No caso do Médio Glúteo o pico de actividade acontece na fase de oscilação dado o seu papel primordial na manutenção da estabilidade médio-lateral, facto que pode também acontecer quando o idoso durante a marcha tem que transpor um obstáculo(72, 73).

Dos quatro instrumentos de medida utilizados, Escala de Equilíbrio de Berg, Falls Efficacy Scale, Timed Up and Go Test e Performance Oriented Mobility Assessment, somente a pontuação do primeiro e último revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos

A pontuação obtida na EEB revelou uma diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos ( $p=0,000$ ). Neuls *et al.* (2011) afirma que uma pontuação inferior a 45 na EEB indica uma marcha segura mas com necessidades de vigilância (39). Nesta amostra apenas um sujeito do grupo CHQ apresenta pontuação inferior a 45. Foi possível averiguar que o grupo CHQ apresenta uma diminuição do equilíbrio, apesar do valor obtido não ser inferior a 45. Diminuição do equilíbrio indica que existe um aumento do risco médio relativo para a ocorrência de quedas, não sendo condição necessária nem causa suficiente para a sua ocorrência (37). No grupo SHQ o valor obtido da EEB ( $52,47\pm 2,50$ ) demonstra que com a idade existe uma perda natural de equilíbrio. Com o envelhecimento, ocorrem alterações fisiológicas que afectam os diversos sistemas que interferem com o equilíbrio colocando os indivíduos mais velhos em maior risco de queda (74). Por outro lado, no grupo CHQ o valor obtido ( $47,87\pm 2,75$ ) evidência que nesta amostra existe cerca de 10% de probabilidade de ocorrer uma queda, segundo Gallagher e Lajoie (2004) (75). Em relação aos dados obtidos da FES é possível verificar que ambos os grupos apresentam medo de queda, sendo menor no grupo SHQ ( $97,67\pm 4,17$ ). Desta forma, e indo ao encontro de alguns estudos realizados, o medo de queda também é observado em indivíduos saudáveis e que nunca caíram (75), não representando causa directa para queda (76). No entanto, o grupo CHQ ( $94,80\pm 7,78$ ) apresenta maior medo de queda uma vez que está associado de forma consistente com história de queda anterior (77, 78).

No que diz respeito ao TUG o significado estatístico aproxima-se de 0,05 e, no nosso ponto de vista, esse valor não é alcançado porque a diferenciação dos grupos, SHQ e CHQ, fez com que no segundo fossem integrados indivíduos com uma ou mais quedas e a literatura diz que por vezes um indivíduo ter tido uma queda no último ano é semelhante aquele que nunca caiu (62, 63).

Com a aplicação da POMA concluiu-se que os indivíduos pertencentes ao grupo CHQ apresentam em média pontuações inferiores ao grupo SHQ e neste caso com significado estatístico. Este facto é contrariado por alguns autores que na aplicação do mesmo instrumento em sujeitos com e sem quedas não obtiveram resultados significativos(55).

De forma genérica pontuações entre 19 e 24 são indicativas de Risco de Queda (RQ) moderado e abaixo de 19 o RQ é elevado, sendo os valores acima de 24 indicadores de baixo RQ(79). O grupo SHQ apresenta valores médios de  $26,87 \pm 1,60$  enquanto o grupo CHQ apresenta  $24,47 \pm 1,60$ . Apesar de ambos os grupos apresentarem baixo RQ dentro destes grupos existe variabilidade, no grupo CHQ 5 indivíduos apresentam RQ moderado, sendo o valor mais baixo obtido de 21 pontos. No grupo SHQ dois elementos encontram-se no limite superior do risco moderado de queda com 24 pontos, um destes elementos é o idoso mais velho da amostra. Através destes dados pode afirmar-se que com o aumento da idade tende a existir diminuição do equilíbrio, mas essa diminuição não é por si só indicativa de ocorrência de queda, pois esta depende de factores intrínsecos e extrínsecos. Lockhart et al. afirmam que com o envelhecimento ocorrem alterações no sistema vestibular, proprioceptivo e músculo-esquelético que interferem em funções como a marcha e equilíbrio, facilitando a ocorrência de acidentes como as quedas(80). Para além disso os défices de equilíbrio não representam um evento necessário nem uma causa suficiente para que ocorra a queda, razão pela qual estas alterações não estão presentes em todos os indivíduos que caíram ou que futuramente possam vir a cair(81).

## Conclusões

A primeira conclusão que poderá ser extraída deste trabalho é a de que a instrumentação laboratorial não consegue determinar diferenças entre estes dois grupos de estudo, SHQ e CHQ, e que outra abordagem, baseada em instrumentos de avaliação ou de execução de tarefas simples, Escala de Equilíbrio de Berg, Falls Efficacy Scale, Timed Up and Go Test e Performance Oriented Mobility Assessment, são bastante mais sensíveis na diferenciação destes grupos nomeadamente a primeira e a última e serão, com certeza, bastante mais rápidas e menos dispendiosas de aplicar do que a instrumentação utilizada em laboratório. Concluímos também que o fortalecimento muscular do membro inferior deverá estar presente quando propomos um programa de prevenção de quedas para idosos. Como última conclusão achamos que

a selecção dos grupos SHQ e CHQ poderá ter que ser repensada no sentido de perceber se realmente os sujeitos com uma queda estão em igualdade de circunstância com os que nunca caíram ou se serão incluídos no grupo com duas ou mais quedas.

## Bibliografia

1. Brill PA, Macera CA, Davis DR, Blair SN, Gordon N. Muscular strength and physical function. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(2):412-6.
2. American College of Sports Medicine Position Stand. Exercise and physical activity for older adults. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998;30(6):992-1008.
3. Leyk D, Ruther T, Wunderlich M, Sievert A, Essfeld D, Witzki A, et al. Physical performance in middle age and old age: good news for our sedentary and aging society. *Deutsches Arzteblatt international*. 2010;107(46):809-16.
4. INE IP. Censos 2011-Resultados Provisórios. [http://www.ine.pt/xportal/xmain?xpid=INE&xpgid=ine\\_destaques&DESTAQUESdest\\_boui=129675729&DESTAQUESmodo=22011](http://www.ine.pt/xportal/xmain?xpid=INE&xpgid=ine_destaques&DESTAQUESdest_boui=129675729&DESTAQUESmodo=22011).
5. 2011-2016 GTdP. Estratégias para a Saúde II) Perfil de Saúde em Portugal. In: Saúde Md, editor. [http://pns.dgs.pt/files/2011/02/psp\\_15-04-2011.pdf2011](http://pns.dgs.pt/files/2011/02/psp_15-04-2011.pdf2011).
6. Promoção da saúde » Educação para a saúde » Áreas de intervenção » Acidentes e sua prevenção [Internet]. 2007. Available from: <http://www.dgs.pt/promocao-da-saude/educacao-para-a-saude/areas-de-intervencao/acidentes-e-sua-prevencao.aspx>.
7. Masud T, Morris RO. Epidemiology of falls. *Age and ageing*. 2001;30 Suppl 4:3-7.
8. Rose DJ, Clark S. Can the control of bodily orientation be significantly improved in a group of older adults with a history of falls? *Journal of the American Geriatrics Society*. 2000;48(3):275-82.
9. Lai DT, Shilton A, Begg R. On the feasibility of learning to predict minimum toe clearance under different walking speeds. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*. 2010;2010:4890-3.
10. Matsumoto H, Okuno M, Nakamura T, Yamamoto K, Hagino H. Fall incidence and risk factors in patients after total knee arthroplasty. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2012;132(4):555-63.
11. Moylan KC, Binder EF. Falls in older adults: risk assessment, management and prevention. *The American journal of medicine*. 2007;120(6):493 e1-6.
12. Marigold DS, Patla AE. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. *Journal of neurophysiology*. 2002;88(1):339-53.
13. Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *Journal of applied physiology*. 2000;88(4):1321-6.
14. Chan BK, Marshall LM, Winters KM, Faulkner KA, Schwartz AV, Orwoll ES. Incident fall risk and physical activity and physical performance among older men: the Osteoporotic Fractures in Men Study. *American journal of epidemiology*. 2007;165(6):696-703.
15. Beauchet O, Allali G, Annweiler C, Berrut G, Maarouf N, Herrmann FR, et al. Does change in gait while counting backward predict the occurrence of a first fall in older adults? *Gerontology*. 2008;54(4):217-23.
16. Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Physical therapy*. 2006;86(11):1501-10.
17. Lockhart TE, Kim S. Relationship between hamstring activation rate and heel contact velocity: factors influencing age-related slip-induced falls. *Gait & posture*. 2006;24(1):23-34.
18. Hausdorff JM, Nelson ME, Kaliton D, Layne JE, Bernstein MJ, Nuernberger A, et al. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. *Journal of applied physiology*. 2001;90(6):2117-29.
19. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(8):1050-6.
20. Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait & posture*. 2010;32(4):429-35.
21. Berg WP, Alessio HM, Mills EM, Tong C. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and ageing*. 1997;26(4):261-8.

22. Schulz BW. Minimum toe clearance adaptations to floor surface irregularity and gait speed. *Journal of biomechanics*. 2011;44(7):1277-84.
23. Khandoker AH, Lynch K, Karmakar CK, Begg RK, Palaniswami M. Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2010;7:18.
24. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical therapy*. 1992;72(1):45-53; discussion 4-6.
25. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical therapy*. 1990;70(6):340-7.
26. Jung D. Fear of Falling in Older Adults: Comprehensive Review. *Asian Nursing Research*. 2008;2(4):214-22.
27. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Physical therapy*. 1997;77(8):812-9.
28. Elhan AH, Kutlay S, Kucukdeveci AA, Cotuk C, Ozturk G, Tesio L, et al. Psychometric properties of the Mini-Mental State Examination in patients with acquired brain injury in Turkey. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2005;37(5):306-11.
29. Carvalho; J, Oliveira; J, Magalhães; J, Ascensão; A, Mota; J, Soares JMC. Força muscular em idosos I - Será o treino generalizado suficientemente intenso para promover o aumento da força muscular em idosos de ambos os sexos? *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2004;4:51-7.
30. Aquino Mde A, Leme LE, Amatuzzi MM, Greve JM, Terreri AS, Andrusaitis FR, et al. Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. *Revista do Hospital das Clínicas*. 2002;57(4):131-4.
31. Drouin JM, Valovich-mcLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM, Perrin DH. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European journal of applied physiology*. 2004;91(1):22-9.
32. Hermens Hea. Sensor Locations Netherlands [cited 2012 Março]. Available from: <http://www.seniam.org/>.
33. Arielnet.com. 2001 [cited 2014]. Available from: <http://www1.arielnet.com/adi2001/adi/services/support/manuals/gait/images/kvo.jpg>.
34. Whittle M. *Gait analysis : an introduction*. 4th ed. ed. Edinburgh ; New York: Butterworth-Heinemann; 2007.
35. Melo C. Adaptação cultural e validação da escala "Falls Efficacy Scale" de Tinetti. 2003.
36. Scheffer AC, Schuurmans MJ, van Dijk N, van der Hooft T, de Rooij SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age and ageing*. 2008;37(1):19-24.
37. Muir S, Berg K, Chesworth B, Speechley M. Use of the Berg Balance Scale for predicting multiple falls in community-dwelling elderly people: a prospective study. *American physical therapy*. 2008;88:449-59.
38. Bogle Thorbahn LD, Newton RA. Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Physical therapy*. 1996;76(6):576-83; discussion 84-5.
39. Neuls P, Clark T, Heuklon N, Proctor J, Kilker B, Bieber M, et al. Usefulness of the Berg Balance Scale to predict falls in the elderly. *J Geriatr Phys Ther*. 2011;34:3-10.
40. Miyamoto S, Lombardi Junior I, Berg K, Ramos L, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 2004;37:1411-21.
41. Kloos AD, Kegelmeyer DA, Young GS, Kostyk SK. Fall risk assessment using the Tinetti mobility test in individuals with Huntington's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*. 2010;25(16):2838-44.
42. Raiche M, Hebert R, Prince F, Corriveau H. Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *Lancet*. 2000 Sep 16;356(9234):1001-2.
43. Petiz E. *A actividade física, equilíbrio e quedas. Um estudo em idosos institucionalizados*. Porto: Universidade do Porto; 2002.
44. Fuller GF. Falls in the elderly. *American family physician*. 2000;61(7):2159-68, 73-4.
45. Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy*. 2000;80(9):896-903.
46. Beauchet O, Fantino B, Allali G, Muir Sw, Montero-Odasso M, Annweiler C. Timed up and go test and risk of falls in older adults: a systematic review. *Journal of Nutrition, Health, and Aging*. 2011;15(10):933-8.

47. Bohannon RW. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. *Journal of geriatric physical therapy*. 2006;29(2):64-8.
48. Yeung TS, Wessel J, Stratford PW, MacDermid JC. The timed up and go test for use on an inpatient orthopaedic rehabilitation ward. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2008;38(7):410-7.
49. Lindsay R, James EL, Kippen S. The Timed Up and Go Test: unable to predict falls on the acute medical ward. *The Australian journal of physiotherapy*. 2004;50(4):249-51.
50. Cuccurullo S. *Physical Medicine and Rehabilitation Board Review*. New York: Demos Medical Publishing; 2004.
51. Pinho L DR, Freire MTF, Tavares CF, Dias JMD. Avaliação isocinetica da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas.. *Rev Bras Fisioter* 2005;9:93-9.
52. Wolfson L, Judge J, Whipple R, King M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1995:64-7.
53. Skelton DA, Kennedy J, Rutherford OM. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and ageing*. 2002;31(2):119-25.
54. Perry MC, Carville SF, Smith IC, Rutherford OM, Newham DJ. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *European journal of applied physiology*. 2007;100(5):553-61.
55. Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait & posture*. 2003;18(2):101-8.
56. Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2001;31(10):546-66.
57. Pinho J. *Indicadores biomecânicos da marcha de idosos em resposta ao treinamento de força*. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo; 2012.
58. Schmitz A, Silder A, Heiderscheid B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2009;19(6):1085-91.
59. Helbstad JL, Leirfall S, Moe-Nilssen R, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2007;62(9):1010-5.
60. Khandoker AH, Taylor SB, Karmakar CK, Begg RK, Palaniswami M. Investigating scale invariant dynamics in minimum toe clearance variability of the young and elderly during treadmill walking. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008;16(4):380-9.
61. Kemoun G, Thoumie P, Boisson D, Guieu JD. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2002;34(6):278-83.
62. Masud T, Morris RO. Epidemiology of falls. *Age Ageing*. 2001;4:3-7.
63. Koski K, Luukinen H, Laippala P, Kivela SL. Physiological factors and medications as predictors of injurious falls by elderly people: a prospective population-based study. *Age Ageing*. 1996;25(1):29-38.
64. Auvinet B, Berrut G, Touzard C, Moutel L, Collet N, Chaleil D, et al. Gait Abnormalities in elderly fallers. *Journal of Aging and Physical Activity*. 2003;11:40-52.
65. You J, Chou Y, Lin C, Su F. Effect of slip on movement of body center of mass relative to base to support. *Clin Biomech*. 2001;16(2)(167-173).
66. Smeesters C, Hayes W, McMahon T. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *J Biomech*. 2001;34 (3):309-17.
67. Bhatt J, Wening Y-C. Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. *Gait and Posture*. 2005;21:146-56.
68. Verghese J, Holtzer R, Lipton R, Wang C. Quantitative Gait Markers and Incident Fall Risk in Older Adults. *Journal of Gerontology*. 2009;64A:896-901.
69. Whittle M. *Gait analysis- An Introduction*. Fourth Edition ed. China: Elsevier; 2007.
70. Levangie PN, Cynthia. *Joint Structure & Function- A Comprehensive Analysis*. Fourth Edition ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2005.
71. Shiavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: a comprehensive review. *Journal of rehabilitation research and development*. 1985;22(3):85-98.

72. Hahn ME, Lee H-J, Chou L-S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture*. 2005;22(4):356-61.
73. Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 1987;67(5):402-11.
74. Lockhart T, Smith J, Woldstad J. Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Hum Factors*. 2005;47(4):708-29.
75. Lajoie Y, Gallagher S. Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. *Arch Gerontol Geriatr*. 2004;38:11-26.
76. Zijlstra G, Haastregt J, M. Van Eijk J, Rossum E, Stalenhoef P, Kempen G. Prevalence and correlates of fear of falling, and associated avoidance of activity in the general population of community-living older people. *Age and Ageing*. 2007;36:304-9.
77. Legters K. Fear of Falling. *Physical Therapy*. 2002;82:264-72.
78. Fletcher PC, Hirdes JP. Restriction in activity associated with fear of falling among community-based seniors using home care services. *Age and ageing*. 2004;33(3):273-9.
79. Karuka AH, Silva JA, Navega MT. [Analysis of agreement of assessment tools of body balance in the elderly]. *Rev Bras Fisioter*. 2011;15(6):460-6.
80. Lockhart TE, Smith JL, Woldstad JC. Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Hum Factors*. 2005;47(4):708-29.
81. Muir SW, Berg K, Chesworth B, Speechley M. Use of the Berg Balance Scale for predicting multiple falls in community-dwelling elderly people: a prospective study. *Physical therapy*. 2008;88(4):449-59.