

Cindy
Silva



UNIVERSIDADE
NOVA
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Cindy Jordão Silva

Efeitos da introdução da dupla tarefa na aceleração e tempo de marcha da população idosa, medido com Xsens

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia- Ramo das Condições Músculo-Esqueléticas
Relatório de Projecto de Investigação

Orientadora: Professora Doutora Madalena Ramos Lopes Gomes da Silva

Coorientador: Professor Doutor Ricardo da Costa Branco Ribeiro Matias

Novembro 2017

Efeitos da introdução da dupla tarefa na aceleração e tempo de marcha da população idosa, medido com Xsens

2017

Relatório do Projecto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas realizado sob a orientação científica da Professora Doutora Madalena Ramos Lopes Gomes da Silva e coorientação do Professor Doutor Ricardo da Costa Branco Ribeiro Matias.

Declarações

Declaro que este Relatório de Projecto de Investigação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

O candidato,

Setúbal, de Novembro de 2017

Declaro que este Relatório de Projecto de Investigação se encontra em condições de ser apresentada a provas públicas.

O (A) orientador(a),

Setúbal, de Novembro de 2017

“Valeu a pena? Tudo vale a pena

Se a alma não é pequena”

Fernando Pessoa

Agradecimentos

A conclusão deste trabalho de investigação representa a finalização de mais uma etapa da minha vida. Ao longo deste percurso precisei de muita força, coragem e persistência e tudo isto não teria sido possível sem a presença e o apoio das pessoas que permaneceram ao meu lado em todas as fases deste trabalho.

Os meus sinceros agradecimentos à professora Madalena, minha orientadora, pelas palavras de motivação e força e pelo apoio e orientação que me deu ao longo deste percurso.

Ao meu coorientador, o Professor Ricardo Matias, um muito obrigado pela ajuda, partilha de conhecimento, dedicação e disponibilidade.

Agradeço ao professor Eduardo toda a disponibilidade, dedicação e paciência que teve ao longo do meu percurso no mestrado.

A todos os colegas que se disponibilizaram a partilhar informações importantes para a realização deste trabalho de investigação.

Um obrigado muito especial à minha família e ao meu namorado pelo apoio que me deram, pela paciência que tiveram nas minhas horas de stress e desabafo e por nunca me deixarem desistir.

Agradeço ao Luis Brás e a Ritinha por me terem ajudado sempre sem pedir nada em troca.

Agradeço também ao Centro Comunitário de São Sebastião de Setúbal e a todos os utentes que se disponibilizaram a participar neste estudo.

Resumo

Efeitos da introdução da dupla tarefa na aceleração e tempo de marcha da população idosa, medido com Xsens

Silva, C.; Gomes da Silva, M.

Palavras-chave: Idosos, tarefas cognitivas, marcha, parâmetro de aceleração, parâmetro do tempo.

Introdução: O aumento crescente da população idosa é mais visível a partir dos 65 anos. As quedas ocorrem maioritariamente durante a marcha e os idosos têm uma certa incapacidade em adaptar o padrão de marcha às situações inesperadas do dia-a-dia, que geralmente ocorrem quando realizam várias tarefas em simultâneo. As alterações dos parâmetros da marcha têm sido analisadas em inúmeros estudos, no entanto ainda nenhum analisou as alterações da aceleração e tempo da marcha quando introduzida uma dupla tarefa. Dos sistemas ambulatórios de análise da marcha recentemente desenvolvidos, o Xsens já foi utilizado em vários estudos, mas até ao momento a maioria destes utilizaram este sistema em ambiente laboratorial. **Objectivo:** Descrever os efeitos da introdução da dupla tarefa nos parâmetros da aceleração e tempo da marcha da população idosa, na comunidade, medido apenas com um dos sensores do Xsens, colocado em posição semelhante à do *smartphone*. **Metodologia:** Realizou-se um estudo quantitativo, não-experimental, observacional, tendo sido seleccionada uma amostra não probabilística por conveniência. Os participantes realizaram um teste de marcha de 10 metros simples e com tarefa cognitiva. Os dados foram recolhidos através do sistema Xsens MVN. **Resultados:** Para o estudo dos valores médios da aceleração e tempo da marcha, verificou-se através do teste de Mauchly que o princípio de esfericidade foi violado ($p = .001$ e $p = .000$, respectivamente), tendo sido feita uma correcção de Greenhouse-Geisser ($p < .75$) que indicou diferenças intra-sujeito estatisticamente significativas ($p = .000$). Através da análise *post hoc* (Bonferroni) verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois momentos de marcha normal nem entre as condições de dupla tarefa. **Conclusão:** A introdução de uma dupla tarefa durante a marcha em pessoas idosas altera de forma negativa e estatisticamente significativa a aceleração e o tempo da marcha.

Abstract

Effect of the introduction of a dual task, on acceleration and time of gait in older population measured by Xsens

Silva, C.; Gomes da Silva, M.

Keywords: Older adults, cognitive task, gait, acceleration, time.

Introduction: The growth of the older population is more evident after 65 years old. Falls occur mostly during walking and older people develop a certain inability to adjust gait patterns to unexpected daily life situations, which usually occur when performing several tasks simultaneously. Changes in gait parameters have been analysed in several studies, however gait acceleration and time have not been analysed, when a dual task is introduced. The Xsens ambulatory gait systems has been used in several studies but mostly in a laboratory environment. **Objective:** Describe the effect of introducing dual tasks in walking acceleration and time, in older population in the community, measured with one of the Xsens sensors placed in a similar position to that of a *smartphone*. **Methodology:** A quantitative, non-experimental and observational study was implemented, with a non-probabilistic sample. Participants performed a 10 meter walk test, simple and with a cognitive task. The data were collected through the Xsens MVN system. **Results:** We could verify, through the Mauchly's test that the principle of sphericity was violated ($p = .001$ e $p = .000$, respectively) therefore the Greenhouse-Geisser correction ($p < .75$) was used. It indicates that intra-subjects differences were statistically significant ($p = .000$) both for acceleration and gait time. Through the *post hoc* analysis (Bonferroni) we verified that there was no statistically significant difference between the two moments of normal walking and between the two dual task conditions. **Conclusion:** The introduction of a dual task during walking, in elderly people changes in a negative and statistically significant way their gait acceleration and time.

Índice

1. Introdução.....	1
2. Revisão da Literatura.....	3
2.1. Envelhecimento	3
2.2. Marcha	7
2.3. Avaliação da marcha nos idosos	10
2.4. Dupla tarefa.....	12
3. Metodologia.....	17
3.1. Tipo de Estudo:.....	17
3.2. Hipóteses em Estudo:.....	17
3.3. População e Amostra:	17
3.4. Variáveis dependentes e independentes.....	18
3.5. Instrumentos:	19
3.5.1. Questionário de caracterização sociodemográfica e clínica:.....	20
3.5.2. Mini Mental State Examination (MMSE):	20
3.5.3. Xsens® MVN:.....	22
3.6. Procedimentos.....	24
3.6.1. Procedimentos de Seleção da Amostra:	24
3.6.2. Procedimentos de Avaliação:	25
3.7. Análise dos dados:	27
3.8. Considerações Éticas:	28
4. Resultados.....	29
4.1. Caracterização Sociodemográfica e Clínica da Amostra.....	29
4.2. Caracterização da Amostra em Relação às Competências Cognitivas	30
4.3. Aceleração e tempo da marcha com introdução de dupla tarefa	30

5. Discussão	34
6. Conclusão	38
7. Referências Bibliográficas.....	41
8. Apêndices	50
Apêndice I - Parâmetros espaciais e temporais da marcha.....	51
Apêndice II - Questionário de caracterização sociodemográfica e clínica.....	52
Apêndice III - Pedido de autorização formal à Directora Técnica do Centro Comunitário de São Sebastião de Setúbal e respectiva resposta	54
Apêndice IV – Carta explicativa do estudo aos participantes	56
Apêndice V – Consentimento informado	58
9. Anexos.....	59
Anexo I – Versão portuguesa da Escala Mini Mental State Examination (Guerreiro <i>et al.</i> , 1994).....	60

Lista de Abreviaturas

DP = Desvio Padrão

DT = Dupla Tarefa

EIAS = Espinhas Ilíacas Ântero-Superiores

GPS = Sistema de Posição Global

IMC = Índice de Massa Corporal

IMU's = Unidade de Medida Inercial

MMSE = Mini Mental State Examination

1. Introdução

O envelhecimento da população tem vindo a afirmar-se há algumas décadas, tendo sido mais visível a nível do número crescente da população com mais de 65 anos (Leão, Ataíde, Revés, Marques & Ponte, 2011). O processo de envelhecimento é caracterizado por um declínio fisiológico cumulativo dos vários sistemas corporais, caracterizado por alterações estruturais e funcionais que envolvem mudanças que comprometem a performance das capacidades motoras. Estas mudanças incluem a diminuição do controlo postural, alterações da marcha e do equilíbrio, redução da capacidade funcional e dificuldades de adaptação ao meio ambiente, que conseqüentemente podem levar a um elevado risco de quedas (Brito, Fernandes, Coqueiro & De Jesus, 2013).

As quedas consistem num dos factores de risco mais importante para a redução da capacidade funcional nas pessoas idosas (Gasparotto, Falsarella & Coimbra, 2014), correspondendo ao maior problema de saúde e à principal causa de lesões não intencionais de pessoas idosas com idade igual ou superior a 65 anos de idade (Inouye, Studenski, Tinetti & Kuchel, 2007; Hirashima *et al.*, 2015). Embora a causa das quedas seja geralmente multifactorial, a maioria ocorre durante a marcha (Talbot *et al.*, 2005) e a sua prevalência tende a aumentar com a idade (Habib *et al.*, 2014).

A marcha é vista como uma tarefa de mobilidade fundamental para a vida do ser humano, visto que representa as actividades básicas e instrumentais da vida diária (Lowry, Sejdic & Brach, 2013). Embora a marcha seja considerada automática em pessoas saudáveis, com o avanço da idade este automatismo vai-se perdendo, sendo necessário um maior nível de atenção durante as suas actividades para restabelecer as perturbações da marcha e assim evitar possíveis quedas (Bridenbaugh & Kressig, 2011; Holzer, Wang & Verghese, 2012).

Para avaliar a simetria da marcha e identificar possíveis alterações da mesma são analisados os parâmetros da marcha, permitindo verificar o nível de segurança das pessoas idosas durante a realização da actividade (López-Nava *et al.*, 2015; Misu *et al.*, 2014). As alterações dos parâmetros da marcha têm sido analisadas em inúmeros estudos, no entanto verifica-se uma limitação no que diz respeito à capacidade de distinguir entre as disfunções da marcha que estão relacionadas com a idade e as que estão relacionadas com as doenças. Desta forma, torna-se necessário utilizar uma medida que avalie directamente a qualidade do controlo dos movimentos durante a marcha, sendo que o parâmetro da aceleração da

marcha tem demonstrado um grande interesse para os investigadores a este nível, por ser uma medida sensível e fácil de recolher (Lowry *et al.*, 2013).

Durante muitos anos, a análise quantitativa dos parâmetros da marcha foi estudada em laboratórios, equipados com vários aparelhos sofisticados de medida e análise (Nishiguchi *et al.*, 2012) No entanto, nos últimos anos, têm sido utilizados sensores inerciais capazes de efectuar uma análise cinemática tridimensional da marcha, num ambiente mais próximo da vida real (Zhang, Novak, Brouwer & Li, 2013), destacando-se o Xsens® MVN BIOMECH (Xsens Technologies, Enschede, Holanda) que tem sido utilizado em diversos estudos e avaliado por vários autores quanto à sua precisão e fiabilidade a nível das medições cinemáticas (Bellusci, Roetenberg, Dijkstra, Luinge & Slycke, 2011; Roetenberg, Luinge & Slycke, 2013; Saber-Sheikh *et al.*, 2010).

Visto que a maior parte das actividades da vida diária requerem a execução de duas ou mais tarefas em simultâneo, o paradigma da dupla tarefa é considerado clinicamente relevante e capaz de explicar as alterações dos parâmetros da marcha (Guedes *et al.*, 2014). No entanto, todos os estudos que analisaram os efeitos de uma dupla tarefa a nível dos parâmetros da marcha, foram realizados em laboratório e nenhum deles analisou em específico as alterações do parâmetro da aceleração da marcha quando introduzida uma dupla tarefa.

Assim, o objectivo deste estudo é descrever os efeitos da introdução da dupla tarefa nos parâmetros da aceleração e tempo da marcha da população idosa, na comunidade, medido apenas com um dos sensores do Xsens, colocado em posição semelhante à do *smartphone*.

Este estudo está organizado da seguinte forma: a revisão da literatura, onde estarão descritos os conteúdos mais importantes para a boa compreensão e interpretação do presente estudo, seguida da metodologia onde serão descritas as características da amostra, instrumentos utilizados, variáveis em estudo, procedimentos de selecção da amostra e de avaliação, análise dos dados e considerações éticas. Segue-se o capítulo dos resultados onde será descrito os resultados obtidos e de seguida a discussão dos resultados onde se relaciona os resultados obtidos com as informações presentes na literatura. No capítulo seguinte, apresenta-se a conclusão onde se redige uma reflexão relativa às conclusões e mais valias do estudo realizado, assim como as limitações encontradas. Por fim apresenta-se a descrição da bibliografia utilizada e um conjunto de apêndices e anexos que estarão referenciados ao longo do trabalho.

2. Revisão da Literatura

2.1. Envelhecimento

O envelhecimento da população consiste num fenómeno que tem vindo a afirmar-se há algumas décadas, tendo sido na Europa mais visível a nível do número crescente da população idosa com mais de 65 anos, que em 2008 apresentava 84,6 milhões de idosos e em 2060 prevê-se que atinja 151,5 milhões. Segundo o Instituto Nacional de Estatística (2015), Portugal corresponde ao quarto país da União Europeia com uma maior proporção de idosos, sendo que a população com idade igual ou superior a 65 anos, em 2008 correspondia a aproximadamente 116 idosos por cada 100 jovens e em 2060 prevê-se um aumento do índice de envelhecimento com uma proporção de 271 idosos por cada 100 jovens (Leão, Ataíde, Revés, Marques & Ponte, 2011).

Este rápido aumento da população idosa está a ter um impacto a nível social, económico e político, significativo a nível das finanças públicas, visto que se prevê um aumento das despesas públicas em relação às pensões e cuidados de saúde (Leão *et al.*, 2011). Prevê-se igualmente um aumento da procura de serviços de saúde pela parte dos idosos e os internamentos hospitalares serão mais frequentes com o aumento da idade (Veras, 2009).

O envelhecimento demográfico é caracterizado por um baixo nível de natalidade, um declínio da mortalidade e um aumento da esperança média de vida (INE, 2015) tendo sido durante muito tempo considerado como um processo individual evolutivo inalterável. No entanto, actualmente é descrito como sendo o resultado da interacção de múltiplos factores endógenos e exógenos que caracterizam a resposta biológica adaptativa e determinam o papel do envelhecimento de forma individual. A variabilidades destes factores, juntamente com a interacção da componente genética de cada indivíduo, podem condicionar os diferentes processos de envelhecimento. Além disto, o processo de envelhecimento também deve de ser considerado como um equilíbrio dinâmico entre factores físicos, psíquicos e sociais, pois pressupõe uma capacidade de adaptação constante aos desafios do avanço da idade (De Oliveira, Rosa, Pinto, Botelho, Morais & Verríssimo, 2010).

O processo de envelhecimento corresponde aos efeitos da passagem do tempo, do qual resulta um declínio fisiológico cumulativo dos vários sistemas corporais, caracterizado por alterações estruturais e funcionais. Estas alterações envolvem mudanças que comprometem a performance das capacidades motoras, incluindo a diminuição do controlo postural,

alterações da marcha e do equilíbrio, redução da capacidade funcional e dificuldades de adaptação ao meio ambiente, que conseqüentemente podem levar a um elevado risco de quedas (Brito, Fernandes, Coqueiro & De Jesus, 2013).

Em consequência deste declínio fisiológico, verifica-se também um declínio a nível da memória e observa-se clinicamente uma maior dificuldade no resgate das informações apreendidas e uma redução da memória prospectiva e contextual. O nível de atenção também vai diminuindo à medida que a pessoa envelhece, sendo que a capacidade de dividir atenção entre vários estímulos para apreender uma situação é extremamente prejudicada (Morais, F. L. Morais & Lima, 2010).

A alteração mais evidente do processo de envelhecimento corresponde à velocidade pela qual a informação é processada, sendo que a diminuição da velocidade cognitiva influencia todas as outras funções e pode ser responsável pelo déficite cognitivo nos idosos (Morais, F. L. Morais & Lima, 2010).

Com o avanço da idade, irão ocorrer igualmente alterações a nível cerebral que podem conduzir a um declínio neurocognitivo. Em especial, a região pré-frontal do cérebro que intervém no processo do controlo executivo (inibição, planeamento e tomada de iniciativa) e desempenha um papel fundamental na independência das pessoas idosas, corresponde à área mais propensa a este processo de degeneração (Hillman, Erickson & Kramer, 2008).

A atrofia e fraqueza muscular, que é definida pelo termo de sarcopénia, também representa uma das conseqüências do envelhecimento, sendo que sofre uma aceleração causada pelos vários elementos desfavoráveis como o estilo de vida (baixo nível de actividade física, alimentação incorrecta) e as condições clínicas que as pessoas possam apresentar (Bautmans, Puyvelde & Mets, 2009).

O processo de envelhecimento compromete igualmente a capacidade do sistema nervoso central de processar as informações vindas dos sistemas vestibulares, visuais e proprioceptivos, responsáveis pelo equilíbrio postural (Cruz *et al.*, 2012; Ruwer, Rossi & Simon, 2005). Actualmente o desequilíbrio constitui o principal factor responsável pelas limitações que os idosos encontram no seu dia-à-dia, sendo que a diminuição do equilíbrio ocorre na sua maioria entre os 65 e os 75 anos (Paula, Fernandes & Souza, 2014). Desta forma, à medida que o ser humano vai envelhecendo, os sistemas sensoriais responsáveis pelo controlo postural vão perdendo a capacidade de manter o equilíbrio postural e conseqüentemente ocorrem quedas (Ricci, Gazzola & Coimbra, 2009).

As quedas têm sido mencionadas na literatura como importantes fatores de risco para a redução da capacidade funcional nas pessoas idosas e são definidas como sendo um evento não intencional que tem como resultado a mudança da posição inicial do indivíduo para um mesmo nível ou para um nível mais baixo (Gasparotto, Falsarella & Coimbra, 2014). Consistem ainda no maior problema de saúde e na principal causa de lesões não intencionais de pessoas idosas com idade igual ou superior a 65 anos de idade (Inouye, Studenski, Tinetti & Kuchel, 2007; Hirashima *et al.*, 2015), sendo que 28% a 35% desta população sofre quedas todos os anos e esta percentagem aumenta de 32% - 42% para a população com 70 anos (World Health Organization, 2008).

Pereira, Miguel e Fernandes (2010), realizaram um estudo com o objectivo de determinar o risco de quedas e as consequências para a qualidade de vida dos idosos institucionalizados de longa duração, tendo realizado entrevistas a 64 idosos com mais de 65 anos. Através da análise dos resultados verifica-se que o número médio de quedas nos últimos três anos corresponde a $2,41 \pm 2$ quedas, o que corresponde a uma taxa média de incidência de 75 quedas por cada 100 idosos por ano. Observou-se igualmente que a maioria das quedas ocorre dentro das habitações, em locais com piso liso e bem iluminados e geralmente ocorrem durante o período da tarde. Relativamente às causas das quedas, 46,9% ocorreram de forma accidental, 35,9 % devido a tonturas ou vertigens e 17,2% provocadas por terceiros, sendo que a direcção das quedas ocorre com mais frequência para o lado e em 9,4% dos casos os idosos permanecem no chão durante mais de trinta minutos. Aproximadamente 90% dos idosos que caem, ficam com medo de voltar a cair (Pereira, Miguel & Fernandes, 2010). Este medo é devido ao receio de terem alguma lesão, serem hospitalizadas, não serem capazes de se levantar após a queda, perderem a sua independência ou terem de sair da sua casa (WHO, 2007; Bridenbaugh & Kressig, 2011).

Em certos casos, este medo leva as pessoas idosas a terem mais atenção, desenvolvendo adaptações a nível do controlo do equilíbrio durante a marcha para evitarem quedas. No entanto, em certos casos o medo pode levar a um declínio da qualidade de vida, que se reflecte numa redução das actividades necessárias para manter a auto-estima, confiança, força e equilíbrio, que se traduz num aumento do risco de quedas (WHO, 2007).

Os internamentos mais frequentes no seguimento de uma queda consistem na fratura do colo do fémur, sendo que estes incidentes aumentam significativamente com a idade e representam custos clínicos e socioeconómicos elevados, principalmente devido ao grau de

osteoporose característica da população desta faixa etária. Em Portugal, estima-se que os custos hospitalares de cada internamento por fractura do colo do fémur ou de outras localizações, tenham um custo médio de 4.100€. Durante o ano de 2006, a DGS estimou terem sido gastos 52 milhões de Euros em cuidados directos hospitalares estritamente relacionados com as fracturas da extremidade proximal do fémur. Todos os gastos subsequentes com a recuperação e apoio social e outros tipos de custos indirectos, que poderão ser importantes na perspectiva do Sistema Nacional de Saúde (por exemplo o número de camas ocupadas nos serviços de ortopedia e respectivo impacto negativo na capacidade de tratamento de outras indicações ou os reinternamentos codificados por outras causas) e na perspectiva da sociedade (institucionalização, apoio domiciliário, cuidados continuados e cuidadores familiares em idade activa) não estão contabilizados nestes gastos. Por esta razão, é provável que o impacto económico deste tipo de fracturas seja muito superior ao valor acima indicado (Amann, 2012).

Desta forma é possível concluir que a ocorrência de quedas nas pessoas idosas tem um grande impacto a nível económico para a família, para a comunidade e para a sociedade, sendo que o impacto a nível dos cuidados de saúde e dos custos está a aumentar significativamente em todo o mundo (WHO, 2007). Como tal, torna-se importante detectar precocemente as quedas em pessoas idosas de forma a reduzir a ocorrência de lesões e o custo dos cuidados de saúde (Habib *et al.*, 2014; Özdemir & Barshan, 2014).

Embora a causa das quedas seja geralmente multifactorial, a maioria das quedas ocorre durante a marcha (Mortaza, Osman & Mehdikhani, 2014; Talbot, Musiol, Witham & Metter, 2005) e a sua prevalência tende a aumentar com a idade (Habib *et al.*, 2014). O estudo realizado por Talbot *et al.* (2005) teve como objectivo descrever as causas que induzem as quedas, o meio ambiente que influenciou e as lesões resultantes das quedas. Neste estudo foi pedido a 1497 pessoas (homens e mulheres), sendo 292 jovens (20-45 anos), 616 de meia idade (46-65 anos) e 589 idosos (>65 anos), que completassem um questionário relativo à história das quedas. Através da análise dos resultados obtidos, observa-se que as quedas aumentam com a idade, sendo que 35% ocorreram nos participantes idosos. A actividade mais frequente que foi realizada antes da queda ocorrer corresponde à actividade de passear, em todas as idades e em ambos os sexos. Relativamente aos participantes idosos, tendem a cair mais durante a marcha e apresentam mais lesões na cabeça e nos joelhos (Talbot *et al.*, 2005).

O processo de envelhecimento também afecta a marcha, visto que se verifica um declínio a nível fisiológico à medida que uma pessoa envelhece. No decorrer deste processo é possível observa-se uma diminuição da força muscular, principalmente devido à sarcopénia e à diminuição do *input* sensorial (propriocepção, visão e audição) prejudicando os sistemas responsáveis pelo controlo postural e levando à necessidade de manter um maior nível de atenção para manter o controlo motor durante a marcha (Bridenbaugh & Kressig, 2011; Bridenbaugh & Kressig, 2015; Brito *et al.*, 2013).

2.2.Marcha

A marcha é vista como uma tarefa de mobilidade fundamental para a vida do ser humano, visto que representa as actividades básicas e instrumentais da vida diária (Lowry *et al.*, 2013). Esta tarefa consiste numa actividade neuromotora complexa que é influenciada pelo estado dos sistemas cardiovascular, neurológico, músculo-esquelético e cognitivo, nível de actividade da pessoa, características do meio ambiente, função perceptiva e funcional e capacidade do controlo motor (Fritz & Lusardi, 2009; Lowry *et al.*, 2013).

A realização da marcha é considerada automática em pessoas saudáveis, no entanto com o avanço da idade este automatismo vai-se perdendo e a pessoa idosa vai necessitar de um maior nível de atenção durante as suas actividades para restabelecer as perturbações da marcha e evitar possíveis quedas (Bridenbaugh & Kressig, 2011; Holzer *et al.*, 2012).

A marcha é caracterizada por uma sequência de repetições de movimento entre o membro inferior direito e esquerdo. Esta sequência de movimentos designa-se de ciclo de marcha, estando dividido em dois períodos, que correspondem ao apoio e ao balanço e os quais são denominados de fases da marcha. O período do apoio consiste no termo utilizado para designar todo o período durante o qual o pé está em contacto com a superfície, sendo que este está dividido em três intervalos, de acordo com a sequência de contacto entre o solo e os dois pés. Tanto o início como o fim do apoio envolvem um período de contacto bilateral do pé com o solo, que é designado de duplo apoio, enquanto que o apoio na porção média do pé corresponde ao apoio simples (Perry, 2004).

O duplo apoio inicial corresponde ao início do ciclo da marcha e o apoio simples do membro inicia-se quando o pé oposto passa da fase de contacto para a fase de balanço. Durante esta fase de apoio único do membro, o peso total do corpo permanece no membro que permanece em apoio, sendo que a duração desta fase é o melhor índice da capacidade

de apoio do membro. O período de duplo apoio terminal começa quando o outro pé entra em contacto com o solo (contacto inicial contralateral) e vai até ao momento em que o pé que já se encontrava em contacto com o solo, avança para a fase de balanço (Perry, 2004).

A distribuição normal do período de contacto com o solo corresponde a 60% para o período de apoio e a 40% para o período de balanço, sendo que a duração das fases de apoio é de 10% para cada intervalo de apoio e 40% para o apoio simples. Na velocidade de marcha habitual de 80m/min., os períodos de apoio e de balanço correspondem a 62% e a 38% do ciclo de marcha, respectivamente. A duração de ambos os períodos da marcha apresenta uma relação inversa com a velocidade da marcha, sendo que tanto o tempo total de apoio, como o tempo total de balanço diminuem consoante a velocidade da marcha aumenta (Perry, 2004).

Para avaliar a simetria da marcha e identificar possíveis alterações da mesma são analisados os parâmetros da marcha, permitindo verificar o nível de segurança das pessoas idosas durante a realização da actividade (López-Nava *et al.*, 2015; Misu *et al.*, 2014).

Os parâmetros da marcha (Apêndice I) estão divididos em parâmetros espaciais e parâmetros temporais. Dentro dos parâmetros espaciais estão presentes o comprimento da passada (metros; distância entre o momento em que o calcanhar de um dos membros inferiores entra em contacto com o solo e o ponto em que o mesmo calcanhar volta a tocar o solo), comprimento do passo (metros; distância entre o ponto em que o calcanhar do pé de apoio entra em contacto com o solo e o momento em que o calcanhar do membro contralateral entra em contacto com o solo) e a largura do passo (metros; distância lateral entre o centro do calcanhar de um dos pés e a linha formada por dois passos consecutivos do pé contralateral) (Araújo, Fagundes, Fávero, Oliveira & Sá, 2014; Greene & Kenny, 2012; Hollman, McDade & Petersen, 2011).

Os parâmetros temporais são compostos pelo tempo do passo (segundos; diferença do tempo entre o apoio sucessivo do calcanhar entre os dois pés), cadência (número de passos por minuto), velocidade (metros por segundo; distância percorrida num determinado tempo de marcha), aceleração (metros por segundo ao quadrado; taxa de alterações da velocidade com o tempo), tempo do ciclo de marcha (segundos; diferença do tempo entre o apoio sucessivo do calcanhar em cada pé), tempo da fase de apoio (segundos; período de tempo em que o pé está em contacto com o solo, enquanto que o pé contralateral está na fase de balanço), tempo da fase de balanço (segundos; período de tempo entre a retirada do pé e o

apoio do calcanhar, enquanto que o pé contralateral se encontra em contacto com o solo), tempo do duplo apoio (segundos; período de tempo em que os dois pés se encontram em contacto com o solo), tempo do apoio simples (segundos; momento em que o pé contralateral se encontra na fase de balanço) e tempo de marcha (segundos; tempo entre o primeiro contacto do calcanhar com o solo e o último contacto do calcanhar com o solo durante o decorrer do teste) (Araújo *et al.*, 2014; Greene & Kenny, 2012; Green *et al.*, 2010; López-Nava *et al.*, 2015; Lowry *et al.*, 2013; Zijlstra & Hof, 2003).

Para além dos parâmetros espaço-temporais da marcha, também existem os parâmetros angulares que são constituídos pela velocidade angular (graus por segundo; velocidade a que um segmento corporal muda no tempo) e aceleração angular (graus por segundo ao quadrado; ocorre quando há uma alteração na velocidade angular e representa a taxa de modificação da velocidade com o tempo) (Greene & Kenny, 2012; Whittle, 2007).

As alterações dos parâmetros da marcha têm sido analisadas em inúmeros estudos, no entanto verifica-se uma limitação no que diz respeito à capacidade de diferenciar entre as disfunções da marcha que estão relacionadas com a idade e as que estão relacionadas com as doenças. Uma pessoa idosa pode andar devagar mas com um bom controlo motor e outras pessoas idosas, com ou sem doenças, podem andar a uma velocidade normal mas com alteração do controlo motor. Por exemplo, o tempo do passo e a largura do passo fornecem informações relativas ao tempo e distância entre o apoio de um calcanhar e o próximo apoio de calcanhar, mas não fornecem nenhuma informação relativa à qualidade do movimento do corpo durante um determinado tempo. Desta forma, torna-se necessário utilizar uma medida que avalie directamente a qualidade do controlo dos movimentos durante a marcha. A aceleração da marcha representa a taxa de alterações da velocidade com o tempo e consiste num parâmetro de grande interesse para os investigadores, pois consiste numa medida sensível e fácil de recolher. Tem sido sugerido como o parâmetro mais completo na avaliação do controlo motor, visto que qualquer alteração a nível da velocidade da marcha vai influenciar a aceleração da mesma. Lowry, Sejdic & Brach (2013) afirmam que esta situação é explicada pelo facto de o centro de massa corporal alterar a velocidade nas três direcções de movimento (antero-posterior, medio-lateral e vertical) durante a marcha, sendo este processo regular e repetido a cada passo (Lowry *et al.*, 2013). Estes estudos reforçam a necessidade de se avaliar a velocidade da marcha e a aceleração da marcha em pessoas idosas quando introduzida uma tarefa cognitiva, no sentido de verificar se o aumento ou a diminuição da velocidade da marcha é proporcional

ao aumento ou a diminuição da aceleração da marcha, respectivamente. A variabilidade dos parâmetros de marcha resultantes do envelhecimento parecem ser um marcador de avaliação importante e preditivo da mobilidade das pessoas idosas (Guedes *et al.*, 2014).

2.3. Avaliação da marcha nos idosos

O estudo do movimento humano consiste numa área há muitos anos pesquisada que tem como objectivo identificar e caracterizar os parâmetros da marcha. Durante muitos anos, a análise quantitativa dos parâmetros da marcha foi estudada em laboratórios de marcha, equipados com vários aparelhos sofisticados de medida e análise (Nishiguchi *et al.*, 2012).

A avaliação da marcha nos idosos através do método observacional representa o método de avaliação mais utilizado a nível clínico, no entanto consiste num método subjectivo e pode variar em função da interpretação de cada clínico e investigador. Como tal, as técnicas de monitorização e análise da marcha foram amplamente desenvolvidas e estudadas, tendo sido desenvolvidos vários instrumentos de análise quantitativa da marcha que podem ser utilizados na identificação de défices da marcha, risco de quedas e possíveis défices cognitivos (Bridenbaugh & Kressig, 2015; Yang, Hsu, Shih & Lu, 2011). Existem vários sistemas de análise objectiva da marcha, destacando-se os sistemas optométricos (*Vicon Motion Systems*, Los Angeles, Califórnia, USA), plataformas de força (*Kistler Corp.*, Winterthur, Suíça), sistemas de sensores sem fios integrados nos sapatos (*Stride Analyser; B&L Engineering*, Tustin, Califórnia, USA), acelerómetros (*DynaPort MiniMod; McRoberts Moving Technology*, The Hague, Holanda), sistemas transdutores de velocidade angular (*SwayStar; Balance International Innovations GmbH*, Iseltwald, Suíça) e passadeiras electrónicas com sensores de pressão integrados (*GAITRite; CIR Systems*, Havertown, Pa., USA) (Bridenbaugh & Kressig, 2015). No entanto, verificam-se igualmente algumas desvantagens na utilização destes sistemas, visto que são instrumentos caros e sofisticados que requerem profissionais especializados e tornam-se limitados a um ambiente de laboratórios ou clínico (Yang, Hsu, Shih & Lu, 2011).

Nos últimos anos, o uso de sensores inerciais ou unidades de medida inercial (IMU's) tem se tornado uma prática comum na avaliação do movimento humano. O uso combinado de sensores inerciais e magnéticos, têm sido utilizados com o objectivo de efectuar uma análise cinemática tridimensional da marcha, num ambiente mais próximo da vida real. Os sensores inerciais apresentam um tamanho reduzido, permitindo a sua colocação junto dos diferentes segmentos do corpo, possibilitando desta forma a recolha de dados referentes a

parâmetros da aceleração linear, da velocidade angular e de medidas de forças do campo magnético (Zhang *et al.*, 2013). A vantagem dos sensores inerciais, por exemplo em comparação aos sistemas ópticos, consiste no facto de incluírem imunidade relativamente à oclusão e à troca de marcadores, de terem uma grande capacidade de monitorização da área, dos ângulos articulares serem muito precisos e por ser fácil de utilizar porque não têm nenhuma infraestructura instalada. Desta forma pode ser usado em qualquer condição ambiental (Bellusci *et al.*, 2011).

Dos sistemas ambulatórios de análise de marcha recentemente desenvolvidos, pode-se destacar o Xsens® MVN BIOMECH (Xsens Technologies, Enschede, Holanda) que já tem sido utilizado em diversos estudos e avaliado por vários autores quando à sua precisão e fiabilidade a nível das medições cinemáticas (Bellusci *et al.*, 2011; Roetenberg *et al.*, 2013; Saber-Sheikh *et al.*, 2010). Este sistema consiste num sistema tridimensional de análise de movimento baseado em sensores inerciais (Zhang *et al.*, 2013), que se encontra comercialmente disponível, tendo sido introduzido com o intuito de realizar medições cinemáticas de todo o corpo e utiliza um modelo biomecânico específico e algoritmos próprios para estimar a cinemática angular 3D (Roetenberg *et al.*, 2013; Zhang *et al.*, 2013). É composto por dezassete sensores inerciais ou unidades de medida inercial (IMU's), sendo que cada sensor contém um acelerómetro 3D, um giroscópio 3D, um magnetómetro 3D, um filtro de *Kalman* e um sensor de temperatura. Permite também detectar a orientação dos segmentos do corpo e as alterações de posição através dos sinais emitidos pelo sistema do giroscópio e do magnetómetro que estão a ser permanentemente actualizados devido à presença do modelo biomecânico do corpo humano (Roetenberg *et al.*, 2013).

Recentemente, a evolução da tecnologia ao nível dos telemóveis elevou o *smartphone* a uma nova classe de aparelhos com mais recursos avançados de conectividade e equipados com capacidades de computação comparativamente avançadas, sendo que actualmente integram um número crescente de sensores inerciais ou unidades de medida inercial (IMU), integrando os acelerómetros, magnetómetros e girómetros, tal como o Xsens® MVN BIOMECH (Xsens Technologies, Enschede, Holanda). Os *smartphones* incluem igualmente sensores de localização, como os receptores de sistema de posição global (GPS) (Milosevic, Jovanov & Milenkovic, 2013; Rosario, Redmond & Lovell, 2015). Demonstram igualmente uma grande capacidade de monitorizar o movimento físico de forma não invasiva (Rosario, Redmond & Lovell, 2015) e são considerados como sendo o

dispositivo electrónico de consumo mais omnipresente em todo o mundo, verificando-se que na União Europeia 88% da população total usa telemóveis, sendo que 64% corresponde às pessoas com idades entre os 65 e 74 anos (Mellone *et al.*, 2012).

2.4. Dupla tarefa

Realizar uma tarefa de marcha em simultâneo com uma tarefa secundária consiste no paradigma da dupla tarefa (Holtzer *et al.*, 2012), sendo que para as pessoas idosas a marcha requer competências adaptativas para ir de encontro às necessidades das pessoas e do meio ambiente (Sheridan & Hausdorff, 2007). No entanto, os idosos demonstraram ter uma incapacidade de adaptar o seu padrão de marcha às situações inesperadas da sua vida diária, que geralmente ocorrem quando realizam várias tarefas em simultâneo (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

Este fenómeno ocorre devido ao facto do controlo postural e das tarefas motoras e cognitivas serem processadas a um nível cortical nas pessoas idosas, permitindo que uma actividade interfira com a outra. Deste modo ocorre um desvio ou redução dos recursos de atenção na execução de uma das tarefas e a marcha tende a ser executada de forma mais prudente (Barbosa, Prates, Gonçalves, Aquino & Parentoni, 2008; Beauchet, Annweiler & Dubost, 2009).

Quando a execução de uma tarefa interfere com a performance de outra, pode ocorrer uma interacção negativa entre as duas tarefas, o que leva o indivíduo a exceder os recursos de capacidade disponíveis, mesmo quando a tarefa já foi previamente aprendida ou é executada automaticamente (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

A exigência cognitiva que é necessária para manter o controlo motor durante a marcha pode ser explorada através de uma dupla tarefa, sendo que a performance de cada uma ou das duas tarefas concorrentes irá reflectir a extensão da exigência cognitiva necessária (Al-Yahya, Dawes, Smith, Dennis, Howells & Cockburn, 2011). Desta forma, visto que a maior parte das actividades da vida diária requerem a execução de duas ou mais tarefas em simultâneo, a dupla tarefa é considerada clinicamente relevante e capaz de explicar as alterações dos parâmetros da marcha (Guedes *et al.*, 2014), sendo considerada como um método útil na antecipação de quedas entre as pessoas idosas (Hirashima *et al.*, 2015). A realização de uma dupla tarefa permite igualmente detectar alterações da marcha que não seriam possíveis detectar no decorrer de uma tarefa simples, pois neste caso é necessário

um nível de atenção acrescida para realizar as duas tarefas em simultâneo (Bridenbaugh & Kressig, 2015).

O paradigma da dupla tarefa já foi bastante utilizado para investigar a ligação entre o risco de quedas, as tarefas cognitivas e a marcha (Júnior, Porto, Marques, Magnani e Abreu, 2017). Por exemplo, num estudo realizado por Júnior *et al.* (2017), que teve com objectivo comparar as propriedades da cinemática da marcha associada a uma dupla tarefa cognitiva e motora, em idosos com idade igual ou superior a 60 anos de ambos os sexos, que caem e que não caem. As propriedades cinemáticas da marcha foram analisadas segundo três condições diferentes, sendo estas andar a uma velocidade normal, realizar uma tarefa cognitiva em simultâneo com a marcha (andar a uma velocidade normal para o indivíduo e dizer o nome de animais sem repetir os nomes) e realizar uma tarefa motora em simultâneo com a marcha (andar a uma velocidade normal para o indivíduo enquanto transfere uma moeda de um bolso para uma mala que mede 19 x 20 cm). Os resultados deste estudo demonstraram uma redução significativa a nível da velocidade da marcha durante a marcha com tarefa cognitiva ($p = 0.001$) e durante a marcha com tarefa motora ($p = 0.001$), comparativamente à marcha normal. O mesmo foi observado a nível da cadência ($p = 0.0001$ para a marcha com tarefa cognitiva e $p = 0.002$ para a marcha com tarefa motora), do comprimento do passo ($p = 0.0001$ para a marcha com tarefa cognitiva e $p = 0.001$ para a marcha com tarefa motora), do tempo da passada ($p = 0.0001$ para a marcha com tarefa cognitiva e $p = 0.001$ para a marcha com tarefa motora) e do tempo de apoio simples ($p = 0.030$ para a marcha com tarefa cognitiva e $p = 0.020$ para a marcha com tarefa motora). No entanto, não se observou nenhuma diferença significativa entre a marcha com tarefa cognitiva e a marcha com tarefa motora. Em relação ao comprimento do passo, observou-se unicamente uma redução maior durante a marcha com tarefa cognitiva do que durante a marcha com tarefa motora ($p=0.002$). Relativamente à variabilidade do tempo do passo, observou-se um aumento significativo durante a marcha com tarefa cognitiva em comparação à marcha normal ($p = 0.0001$) e à marcha com tarefa motora ($p = 0.004$). Em relação às limitações que este estudo evidenciou, o facto de não se ter encontrado diferenças na cinemática da marcha entre os dois grupos pode ser devido ao facto de os participantes só terem experienciado uma queda nos últimos 6 meses (no grupo dos participantes que já experienciaram quedas). A outra limitação encontrada corresponde ao facto de os resultados terem sido similares em relação à marcha com dupla tarefa no grupo dos participantes que não caíram e no grupo dos que já tinham caído, não sendo possível

concluir que o nível de atenção fosse similar nos dois grupos. Este estudo sugeriu igualmente que existe uma necessidade de realizar novos estudos direccionados para as quedas recorrentes, com o intuito de verificar se essas variáveis podem ser usadas na prática clínica com parâmetros de identificação do risco de quedas em pessoas idosas durante uma dupla tarefa (Júnior *et al.*, 2017).

Lamoth, Deudekom & Campen (2011) também realizou um estudo com o objectivo de quantificar o efeito das alterações cognitivas e da tarefa dupla a nível da variabilidade e estabilidade da marcha em pacientes idosos (com idade igual ou superior a 70 anos). Os participantes foram divididos em dois grupos, sendo que 13 participantes apresentavam demência e 13 não apresentavam demência. Os participantes em estudo realizaram uma actividade de marcha simples à sua velocidade normal num corredor bem iluminado de 40 metros de comprimento (durante 3 minutos, mais ou menos 160 metros) e de seguida realizaram marcha com dupla tarefa, onde tinham de dizer o maior número de palavras possíveis começadas pela letra “R” ou “G”. Os resultados obtidos neste estudo mostraram que a velocidade da marcha e a frequência da passada diminuíram significativamente durante a realização da dupla tarefa ($p < 0.001$), enquanto que a variabilidade da passada aumentou ($p = 0.013$). O tempo médio da passada ($p < 0.001$), o coeficiente de variação do tempo da passada ($p = 0.005$) e índice da fase de variabilidade aumentaram significativamente ($p < 0.001$). Relativamente aos resultados analisados entre os dois grupos, para a marcha com dupla tarefa, não foram observadas diferenças significativas ($p = 0.19$), indicando que todos os participantes foram capazes de realizar a tarefa pedida. O mesmo foi observado na marcha sem dupla tarefa. A limitação que este estudo encontrou corresponde ao facto de os grupos serem compostos por poucos participantes.

Um estudo realizado por Guedes *et al.* (2014) também analisou os efeitos da dupla tarefa nos parâmetros espaço-temporais. Este estudo teve como objectivo investigar o efeito da dupla tarefa e da fragilidade a nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha nas pessoas idosas e identificar qual das variáveis está relacionada com a velocidade da marcha. Participaram neste teste 81 pessoas de ambos os géneros, tendo sido divididos em 3 grupos (frágeis, pré-frágeis e não frágeis). Os parâmetros da marcha foram analisados em laboratório através do sistema GAITRite® e a análise foi dividida em duas partes. Em primeiro os participantes realizaram uma tarefa simples que consistia em andarem em silêncio durante um minuto em cima do tapete. Após 5 minutos de intervalo, foi realizada uma dupla tarefa que consistia em andar durante um minuto em cima do tapete enquanto

respondiam à pergunta “Qual foi o melhor momento da sua vida e porquê?”. Os resultados obtidos neste estudo demonstram que os efeitos da dupla tarefa nos três grupos levaram a uma diminuição estatisticamente significativa da velocidade da marcha, da cadência e do comprimento da passada e um aumento do tempo da passada ($p < 0.001$). A diminuição da velocidade da marcha a nível do grupo frágil durante a actividade de dupla tarefa, demonstrou ter uma correlação positiva com os resultados da MMSE ($p = 0.001$).

Todos estes estudos acima descritos foram realizados em laboratório e analisaram os efeitos de uma dupla tarefa a nível dos parâmetros da marcha. No entanto nenhum deles analisou as alterações do parâmetro da aceleração da marcha quando introduzida uma dupla tarefa. Dos únicos estudos encontrados, foi identificado um estudo realizado por Yoneyama (2014) que teve como objectivo apresentar evidências adicionais relativas à relação entre o ciclo da marcha e a aceleração da marcha na avaliação em indivíduos com um padrão de marcha específico, baseando-se nos resultados experimentais de sujeitos saudáveis e na análise matemática do modelo de marcha simples. Também foram encontrados outros estudos que recorriam aos parâmetros da aceleração da marcha retirados do acelerómetro para identificar automaticamente os sensores inerciais (Weenk, Beijnum, Baten, Hermons & Veltink, 2013) ou para calcular os outros parâmetros da marcha (Misu *et al.*, 2014). O mesmo também aconteceu com os parâmetros angulares da marcha, visto que nenhum dos estudos encontrados analisou em particular os efeitos da dupla tarefa a nível dos parâmetros angulares da marcha, sendo que os únicos estudos encontrados também recorriam aos parâmetros angulares da marcha retirados do acelerómetro para identificar automaticamente os sensores inerciais (Weenk *et al.*, 2013) ou para calcular os outros parâmetros da marcha (Misu *et al.*, 2014).

No estudo realizado por Weenk *et al.* (2013), teve como objectivo identificar automaticamente os sensores inerciais, através dos dados recolhidos da aceleração, da velocidade angular e da aceleração angular, aplicados nos segmentos do corpo humano durante a marcha. Para tal, participaram neste estudo 11 sujeitos saudáveis (2 mulheres e 9 homens, com idades entre os 20 e 30 anos) e foi utilizado o sistema Xsens MVN para retirar os dados da marcha (17 sensores inerciais aplicados em todo o corpo). Os participantes andaram a uma velocidade de marcha normal durante 6 segundos (uma média de 5km/h) e durante este tempo, os valores da magnitude da aceleração, da velocidade angular e da aceleração angular foram retiradas dos eixos x, y e z dos 17 sensores inerciais do sistema Xsens MVN. Através dos dados retirados foi possível observar que a análise de

todos os sensores inerciais, no decorrer de 31 provas de marcha (envolveu 527 sensores no total) 97,5% dos sensores dos dados recolhidos dos sensores foi identificada correctamente (514 sensores). Além desta análise, também foi feita outra análise relativa aos sensores colocados unicamente a nível dos membros inferiores e tronco, concluindo que 100% dos dados recolhidos dos sensores foram identificados correctamente. Neste estudo também foi avaliada a mesma prova de marcha em 7 pacientes após a reconstrução do ligamento cruzado anterior, observando que também foram identificados correctamente os dados recolhidos de 100% dos sensores (Weenk *et al.*, 2013).

No outro estudo, realizado por Misu *et al.* (2014), teve como objectivo analisar a associação entre a força do musculo flexor do dedo do pé e os parâmetros espaço-temporais da marcha, recorrendo aos dados da aceleração e da velocidade angular retirados de um sensor colocado a nível do tornozelo direito.

Analisando as informações recolhidas de todos os estudos analisados, pode-se concluir que embora o Xsens® MVN BIOMECH (Xsens Technologies, Enschede, Holanda) apresente inúmeras vantagens comparativamente aos sistemas laboratoriais anteriormente descritos e tenha sido amplamente estudado, até ao momento a maioria dos estudos que recorreram ao paradigma da dupla tarefa utilizaram este sistema apenas em ambiente laboratorial. No entanto, já foi realizado um estudo que analisa os efeitos da introdução de tarefas cognitivas a nível dos parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos (Augusto, 2016) e outro que estudou os efeitos da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros angulares da marcha na população idosa com recurso ao sistema acima referido, numa população que vive em comunidade (Paiva, 2016). Concluiu-se igualmente que existe literatura que analisa os efeitos da dupla tarefa nos parâmetros da marcha, mas ainda não foi estudado em particular as alterações do parâmetro da aceleração da marcha quando introduzida uma dupla tarefa.

Neste sentido, o objectivo do presente estudo de investigação consiste em perceber quais são os efeitos da introdução da dupla tarefa nos parâmetros da aceleração e tempo da marcha da população idosa, na comunidade, medido apenas com um dos sensores do Xsens, colocado em posição semelhante à do *smartphone*.

3. Metodologia

3.1. Tipo de Estudo:

Tendo em conta os objectivos definidos para este estudo, trata-se de uma metodologia de investigação quantitativa, não-experimental, de tipo observacional, pois o investigador observa os sujeitos em estudo e avalia as variáveis sem realizar qualquer intervenção (Carlson & Morrison, 2009; Song & Chung, 2010).

3.2. Hipóteses em Estudo:

- H₁: A introdução da dupla tarefa durante a marcha em pessoas idosas está associada de forma negativa e estatisticamente significativa, com a aceleração da marcha.
- H₂: A introdução da dupla tarefa durante a marcha em pessoas idosas está associada de forma negativa e estatisticamente significativa, com o tempo da marcha.

3.3. População e Amostra:

A população em estudo é constituída por mulheres e por homens com idade igual ou superior a 65 anos, que frequentam o Centro Comunitário de São Sebastião em Setúbal em 2015. Em relação aos critérios de caracterização estabelecidos, seleccionou-se a idade, o género, o índice de massa corporal (IMC), o estado civil, o centro comunitário que frequentam, os antecedentes pessoais, a capacidade de marcha e o nível de escolaridade.

A amostra seleccionada para este estudo é do tipo não probabilística por conveniência, devido à facilidade de acesso por parte do investigador, tendo respeitado os seguintes critérios de inclusão e de exclusão:

Critérios de Inclusão:

- Idade igual ou superior a 65 anos. A população desta faixa etária conta com cerca de um quarto de mortes derivadas da ocorrência de quedas, em 13% desta população, sendo desta forma considerada indicativo de síndrome geriátrico. Aproximadamente 40% da população desta faixa etária que vive em casa, cai pelo menos uma vez por ano e cerca de 1 em cada 40 pessoas é hospitalizada, sendo que apenas cerca de metade sobrevive após um ano (Rubenstein, 2006);

- Utentes sem alterações a nível cognitivo. Pontuações totais do *Mini Mental State Examination* superior aos valores normativos de referência validados para a população portuguesa, ou seja: Pontuações do MMSE > 22 pontos para 0-2 anos de literacia; Pontuações do MMSE > 24 pontos para 3-6 anos de literacia; Pontuações do MMSE > 27 pontos para indivíduos com literacia \geq 7 anos (Morgado *et al.*, 2009).

Critérios de Exclusão:

- Utilização de auxiliares de marcha (Beauchet, Dubost, Aminian, Gonthier & Kressig, 2005; Kressig & Beauchet, 2006);
- Patologias cardio-respiratórias agudas que alteram a forma como as pessoas idosas caminham (Ambrose, Paul & Hausdorff, 2013);
- Patologias neurológicas (Acidente Vascular Cerebral, Parkinson, Alzheimer, Doença Cerebelar, Mielopatia e Neuropatia periférica) que alteram a forma como as pessoas idosas caminham (Alexander & Goldenberg, 2005; Dubost, *et al.*, 2006; Ambrose *et al.*, 2013);
- Patologia músculo-esqueléticas agudas que envolvam a parte inferior da coluna vertebral, a pélvis ou as extremidades inferiores que possam alterar a marcha (Beauchet *et al.*, 2005; Dubost, *et al.*, 2006);
- Tomar medicamentos no dia das recolhas, no período da manhã ou da tarde, que possam interferir com o desempenho da marcha ou execução motora, em especial os Benzodiazepínicos (Hollman *et al.*, 2011), os Opióides, os Antidepressivos, os Diuréticos e as Fenotiazinas (Rubenstein, 2006; Montero-Odasso, Verghese, Beauchet & Hausdorff, 2012; Ambrose *et al.*, 2013).

3.4. Variáveis dependentes e independentes

Com base na definição de variável dependente propostas por Domholdt (2005) e Hicks (2006), as variáveis dependentes deste estudo consistem na aceleração e no tempo da marcha. A aceleração consiste na taxa de alterações da velocidade com o tempo e é medida em metros por segundo ao quadrado (Lowry, Sejdic & Brach, 2013). O tempo de marcha é medido em segundos e corresponde ao tempo compreendido entre o primeiro contacto do calcanhar com o solo e o último contacto do calcanhar com o solo durante o decorrer do teste (Greene *et al.*, 2010). Estas duas variáveis foram avaliadas através de um dos

sensores inerciais constituintes do Xsens® MVN (localizado a nível do terço superior da coxa) no decorrer de um teste de marcha de 10 metros.

Relativamente às variáveis independentes, estas correspondem às tarefas cognitivas, nomeadamente, as tarefas de fluência verbal e as tarefas aritméticas.

De acordo com os estudos de adaptação transcultural, validação e normalização do MMSE para a população portuguesa, as funções cognitivas são influenciadas de acordo com as variáveis sociodemográficas, que consistem por exemplo na idade e escolaridade (Guerreiro *et al.*, 1994; Morgado *et al.*, 2009; Freitas *et al.*, 2014. Como tal, foram seleccionadas três tarefas de fluência verbal e três tarefas aritméticas para cada um dos três intervalos de escolaridade que Morgado *et al.* (2009) definiu para a população portuguesa, permitindo desta forma diferentes níveis de dificuldade (Quadro I).

Tarefas Cognitivas		
Intervalos de escolaridade	Tarefa de fluência verbal utilizadas	Tarefas aritméticas utilizadas
0 – 2 anos	Memória semântica com nomes de animais sem repetir nenhum (nome dos animais dados pelo investigador antes do início do ensaio).	Contar regressivamente de 1 em 1 a partir do número 20 em voz alta.
3 – 6 anos	Enumerar nomes de animais em voz alta, tantos quantos possíveis	Contar regressivamente de 1 em 1 a partir do número 30 em voz alta.
≥ 7 anos	Nomear palavras começadas por uma certa letra do alfabeto (letra dada pelo investigador antes do início do ensaio)	Contar regressivamente de 1 em 1 a partir do número 100 em voz alta.

Quadro I – Tarefas cognitivas de fluência verbal e aritmética utilizadas neste estudo, que foram definidas por Morgado *et al.* (2009).

3.5. Instrumentos:

Para a realização do presente estudo, os participantes responderam a um questionário de caracterização sócio-demográfica e clínica. Posteriormente foi aplicada a versão portuguesa do instrumento de medida, Mini-Exame do Estado Mental (MMSE), com o objectivo de avaliar as funções cognitivas dos participantes em estudo. No que diz respeito à avaliação da aceleração e tempo de marcha, os participantes utilizaram o Xsens® MVN

Xsens Rechnologies B.V., Enschede, Holanda), que corresponde a um sistema tridimensional de captura do movimento baseado em sensores inerciais. De seguida, são apresentadas as características de cada instrumento de medida utilizado no presente estudo.

3.5.1. Questionário de caracterização sociodemográfica e clínica:

Este questionário (Apêndice II) foi desenvolvido pela equipe de investigadores com o objectivo, por um lado, de caracterizar os participantes quanto às suas características sociodemográficas (idade, género, IMC, estado civil e escolaridade) e clínicas (episódio de quedas após os 65 anos, quedas no último ano e medicação diária) (Hollman *et al.*, 2007) e por outro lado de auxiliar o investigador na selecção dos participantes através de questões relacionada com os critérios de inclusão.

Este questionário é constituído por questões de resposta fechada, aplicado através de uma entrevista dirigida. Para evitar o enviesamento das respostas, o investigador colocou as perguntas exatamente como estavam escritas (Fortin, Côté & Filion, 2009).

3.5.2. Mini Mental State Examination (MMSE):

Para a realização deste estudo foi utilizada a versão adaptada à população portuguesa do MMSE (Anexo I) com o intuito de avaliar as funções cognitivas dos participantes em estudo e desta forma assegurar que os mesmos apresentassem um nível cognitivo adequado para executarem as tarefas cognitivas propostas. Para tal, foram seguidas as instruções de aplicação propostas por Guerreiro *et al.* (1994) e os valores de corte propostos por Morgado, Rocha, Maruta, Guerreiro e Martins (2009).

O MMSE representa um instrumento de medida capaz de avaliar as funções cognitivas nas populações idosas (Morgado *et al.*, 2009; Freitas, Alves, Simões & Santana, 2013), sendo considerado fácil e rápido de administrar (5 a 10 minutos) (Tombaugh & McIntyre, 1992; Morgado *et al.*, 2009). É composto por 30 questões dicotómicas que avaliam seis domínios cognitivos, sendo estes a orientação (10 pontos), retenção (3 pontos), atenção e cálculo (5 pontos), evocação (3 pontos), linguagem (8 pontos) e habilidade construtiva (1 ponto). A pontuação pode variar entre 0 e 30 pontos, sendo que uma pontuação mínima de 0 pontos corresponde a um maior grau de comprometimento cognitivo e uma pontuação máxima de 30 pontos corresponde à melhor capacidade cognitiva (Folstein, M., Folstein, S., & McHugh, 1975; Tombaugh & McIntyre, 1992; Morgado *et al.*, 2009).

Segundo os resultados obtidos numa revisão sistemática de estudos relativos às características psicométricas do MMSE desenvolvidas por Tombaugh e McIntyre (1992),

este instrumento de medida apresenta uma boa consistência interna, com valores de α de Cronbach que variam de $\alpha=0,54$ a $\alpha=0,96$), sendo que o ponto de corte universal proposto corresponde a uma pontuação de 23/24 pontos. No entanto o desempenho do MMSE é influenciado por diversas variáveis demográficas (idade, escolaridade) podendo equacionar falsos positivos em idosos mais velhos e com baixo grau de literacia e falsos negativos em idosos com elevado grau de literacia (Santana *et al.*, 2016).

Guerreiro *et al.* (1994) elaborou o primeiro estudo de adaptação transcultural, validação e normalização do MMSE para a população portuguesa, através de uma amostra por conveniência, essencialmente urbana, tendo sido confirmada a importância da escolaridade no desempenho global (Guerreiro *et al.*, 1994; Santana *et al.*, 2016). Assim, definiram-se valores de corte diferenciados de acordo com os anos de escolaridade, correspondendo assim a 15 pontos para indivíduos analfabetos, 22 pontos para indivíduos com 1 a 11 anos de literacia e 27 pontos para literacia superior a 11 anos (Guerreiro *et al.*, 1994).

Contudo, estes dados normativos poderão já não se encontrar devidamente adaptados à realidade actual, pela razão que os testes cognitivos são influenciados pela linguagem, cultura e escolaridade (Morgado *et al.*, 2009). Neste sentido, Morgado *et al.* (2009) actualizou os valores normativos para a população portuguesa com base numa amostra de indivíduos residentes na área metropolitana de Lisboa ($n = 411$) com idades acima dos 50 anos, tendo sido propostos novos valores de corte de 22 pontos para literacia de 0 a 2 anos, 24 pontos para literacia de 3 a 6 anos e 27 pontos para literacia igual ou superior a 7 anos.

Guerreiro *et al.* (1994) realizou igualmente um estudo no qual identificou a literacia como principal variável preditiva da pontuação total da MMSE. No entanto, nestes dois estudos a amostra utilizada só é composta por indivíduos residentes em Lisboa, concluindo-se que não corresponde a uma amostra estratificada e representativa da população portuguesa.

Como tal, Freitas, Simões, Alves e Santana (2014) desenvolveram um estudo normativo composto por uma amostra estratificada e representativa da população portuguesa ($n = 850$), constituída por 3 grupos etários, sendo estes os jovens entre os 25 e os 49 anos, os adultos de meia idade entre os 50 e os 64 anos e os idosos com idade igual ou superior a 65 anos, que vivem na região geográfica de Portugal continental. O nível de educação foi definido de acordo com o número de anos escolares que constituem o sistema de educação português (1 – 4 anos; 5 – 9 anos; 10 – 12 anos e literacia igual ou superior a 12 anos). Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que o nível de educação e a idade da população, constituem as variáveis mais significativas na predição da pontuação total da

MMSE (Freitas *et al.*, 2014). Os valores normativos da MMSE propostos por Freitas *et al.*, (2014) correspondem a 26 pontos para literacia de 1 a 4 anos, 28 pontos para literacia de 5 a 9 anos e para literacia de 10 a 12 anos e 29 pontos para literacia de mais de 12 anos. No entanto, uma das limitações deste estudo corresponde ao facto destes valores normativos não poderem ser comparados com estudos anteriormente realizados, pela razão de não ser possível fazer uma ligação entre os três grupos etários que constituem a amostra deste estudo e os grupos etários dos outros estudos. O grupo da população mais nova mostra ter um maior nível de educação, comparativamente ao grupo dos participantes mais velhos, reflectindo o perfil demográfico em Portugal que nas últimas décadas impôs um nível de educação obrigatório mais elevado (Freitas *et al.*, 2014).

3.5.3. Xsens® MVN:

O Xsens® MVN (*Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda*) consiste num sistema de captura de movimento que é composto por dezassete sensores inerciais ou unidade de medida inercial (IMU's) (17 MTx, com um peso aproximado de 30g e uma dimensão de 38x53x21mm) (Dinu *et al.*, 2016; Roetenberg *et al.*, 2013; Saber-Sheikh, Bryant, Glazzard, Hamel & Lee, 2010). O MTx representa uma unidade de medida inercial e magnética que é constituído por um girómetro 3D, um acelerómetro 3D e um magnetómetro 3D e são colocados a nível dos pés, coxas, pernas, pélvis, ombros, esterno, cabeça, braços, antebraços e mãos, através de um fato de licra ou de um sistema de fitas de velcro. Estes sensores estão conectados em cadeia aos Xbus Master (colocados a nível das omoplatas) e desempenham a função de fornecer energia aos sensores e de manter uma comunicação sem fios com os receptores que estão conectados via USB a um computador, onde os dados serão posteriormente processados e visualizados. O peso total do sistema (incluindo 8 baterias AA) corresponde a 1,9 kg (Roetenberg *et al.*, 2013).

Cada sensor fornece informações relativas à orientação do corpo em relação a um quadro de referência global (X = plano sagital; Y = centro articular para o centro articular; Z = plano frontal). Como a posição inicial entre os sensores e os segmentos do corpo é inicialmente desconhecida, torna-se necessário realizar um processo de calibração, para que o sistema determine a orientação de cada sensor face ao segmento do corpo e face às distâncias relativas entre as articulações (Roetenberg *et al.*, 2013).

Para executar o processo de calibração, o primeiro passo consiste em pedir ao sujeito para ficar em pé com os braços abertos (*T-pose*) ou para colocar os braços em posição neutra (*N-pose*) e o segundo passo consiste em realizar um determinado movimento que se

assume corresponder a um determinado eixo (Roetenberg *et al.*, 2013). Este esquema de fusão de sensores desempenha igualmente a função de calcular a posição, a velocidade, a aceleração, a orientação, a velocidade angular e a aceleração angular de cada segmento do corpo, respeitando o sistema de coordenadas de referência global (Roetenberg *et al.*, 2013). O Xsens® MVN *Studio* consiste numa interface gráfica que permite o utilizador de observar os movimentos do sujeito em tempo real e de visualizar gravações anteriores. Como tal, através desta interface gráfica é possível processar os dados cinemáticos 3D recolhidos pelos sensores e desta forma construir um modelo biomecânico composto por 23 segmentos (pélvis, L5, L3, T12, T8, pescoço, cabeça, ombro esquerdo e direito, braços, antebraços, mãos, ancas, pernas, pés e dedos (Roetenberg *et al.*, 2013).

A precisão e fiabilidade do Xsens® MVN em estimar a posição do centro de massa durante a posição ereta comparativamente com os mesmos dados recolhidos através de um sistema de análise de movimento baseado em câmaras Vicon® (Vicon Motion Systems, Oxford, Inglaterra) foi avaliada num estudo realizado por Dino *et al.* (2016). Este estudo foi realizado em 20 sujeitos saudáveis (10 homens e 10 mulheres), no qual os dados foram recolhidos pelos dois sistemas em simultâneo. Os sujeitos tinham de realizar 3 posições ortostáticas (braços ao longo do corpo, olhar para a frente durante 30 segundos e de seguida fazer um salto na vertical). Os resultados obtidos demonstram que o Xsens® MVN consegue medir a flutuação do centro de massa com curvas semelhantes ao sistema Vicon®, especialmente no eixo horizontal (X e Y). A correlação entre a medição dos dois sistemas demonstra ser significativa ($r > 0,99$; $p < 0,001$) em todos os componentes (X, Y, Z) e o resultado do *t-test* demonstra uma diferença média, inferior a 6mm, na determinação do centro de massa entre os dois sistemas. Segundo Dino *et al.*, (2016), o Xsens® MVN consiste num método viável para avaliar os parâmetros da cinemática 3D da marcha, uma vez que tem a capacidade de detectar a postura ou micro-movimentos e pode ser utilizado durante um treino sem restrição da área de gravação ou das condições de iluminação.

Num estudo realizado por Saber-Sheikh *et al.* (2010), no qual o objectivo consiste em comparar a detecção do movimento entre um sistema baseado em sensores inerciais (Xsens® MVN) e um sistema de monitorização de movimento electromagnético (Fastrak), foi avaliado o movimento da anca durante a marcha em 20 sujeitos assintomáticos (média de idades = 26,9 anos). Os resultados obtidos neste estudo demonstram que a média da flexão e extensão da anca foi de $38,8^\circ \pm 6,6^\circ$ e $6,6^\circ \pm 4,5^\circ$ com uma frequência de 1,02 Hz $\pm 0,07^\circ$ e uma amplitude de movimento de $45,4^\circ$, demonstrando desta forma que o Xsens®

MVN consiste num método fiável na monitorização dos movimentos da anca durante a marcha (Saber-Sheikh *et al.*, 2010).

Zhang *et al.* (2013) efectuaram um estudo no qual examinaram o desempenho do Xsens® MVN na medição de três ângulos articulares dos membros inferiores em 10 indivíduos saudáveis (5 homens e 5 mulheres; média de idades = 24 ± 4 anos), medidos durante a marcha em três condições diferentes (caminhar no solo, subir escadas e descer escadas), e compararam com um sistema de análise de movimento baseado em câmaras (Optotrak®). Em todas as três condições de marcha, o Xsens® MVN determinou com melhor precisão o ângulo articular de flexão/extensão (coeficiente de correlação múltipla $> 0,96$) de todas as articulações. As medições associadas aos outros dois eixos articulares tiveram uma menor correlação que poderá ser explicada pelas diferenças a nível das estruturas anatómicas utilizadas pelo Xsens® MVN e pelo sistema Optotrak®. Os resultados obtidos neste estudo demonstram que o Xsens® MVN é capaz de estimar as amplitudes articulares de quase todas as articulações de forma similar ao sistema Optotrak®. No entanto, relativamente às amplitudes de abdução/abdução e de rotação interna e externa observa-se uma pobre correlação entre o Xsens® MVN e o sistema Optotrak® (Zhang *et al.*, 2013).

Em conclusão, o Xsens® MVN demonstra ser um sistema viável, ter uma boa relação custo-eficiência, efectuar uma medição precisa dos ângulos e ser de fácil utilização na recolha de amostra, dentro ou fora de um laboratório, sendo que revela ter um grande potencial na análise da marcha em ambulatório (Bellusci *et al.*, 2011; Zhang *et al.*, 2013).

3.6. Procedimentos

Foi inicialmente realizado um treino de competências com sujeitos e colegas para desenvolver os procedimentos experimentais, a fim de detectar possíveis dificuldades práticas. Durante este período inicial foi importante verificar se as tarefas solicitadas tinham um nível adequado, se o tempo disponível para a realização das tarefas era suficiente e se as instruções eram fáceis de compreender. Com base neste treino pequenas alterações foram introduzidas nos procedimentos, já integrados no texto em baixo.

3.6.1. Procedimentos de Seleção da Amostra:

Depois de obtida a autorização da comissão ética, contactou-se por escrito a responsável do Centro Comunitário de São Sebastião de Setúbal, a fim de se solicitar a sua autorização formal para a realização do estudo. Após a emissão da autorização formal por escrito por

parte da Directora Técnica desta instituição (Apêndice III), os responsáveis pelos utentes do centro foram contactados, no sentido de se obter a sua colaboração na sinalização dos utentes que poderiam ser incluídos na população alvo deste estudo.

Para se proceder à fase seguinte de selecção e constituição da amostra, foi estabelecido contacto com os utentes que respeitavam os critérios de inclusão e foi verificado se havia alguém que apresentava algum dos critérios de exclusão. Os utentes que apresentassem critérios de exclusão, não iriam participar no estudo e para aqueles que respeitassem todos os critérios de inclusão, seriam convidados a participarem de forma voluntária. Para tal, foi-lhes entregue um documento informativo relativo aos objectivos do estudo, aos métodos e aos procedimentos a serem realizados e foi igualmente pedido que assinassem um termo de consentimento livre e informado. Os procedimentos do estudo foram também esclarecidos oralmente para permitir que os utentes esclarecessem as suas dúvidas e de seguida procedeu-se à recolha dos dados.

Para o presente estudo foram recrutados no total 16 sujeitos, mas a amostra final foi contida apenas por 15 porque um dos indivíduos desistiu.

3.6.2. Procedimentos de Avaliação:

Para proceder à recolha dos dados foram inicialmente recolhidos os dados de caracterização sociodemográfica e clínica da amostra e numa segunda fase foram feitas a medições das medidas antropométricas para se poder utilizar o Xsens® MVN (*Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda*), sendo que todos os procedimentos de recolha de dados foram realizados numa única fase.

No que diz respeito às medições realizadas, foi necessário obter as medidas da altura, envergadura, distância entre acrómios, distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), distância do trocânter ao chão, distância do côndilo femoral externo ao chão, distância do maléolo externo ao chão e o comprimento do pé. Ainda foram necessárias algumas medições específicas que correspondem à distância de determinadas eminências ósseas específicas aos sensores inerciais, nomeadamente, a distância do trocânter ao sensor, a distância do côndilo femoral interno ao sensor e a distância do maléolo interno ao sensor. Através destas medições foi possível ajustar o modelo biomecânico do Xsens® MVN às medidas do sujeito e calcular desta forma uma localização mais precisa entre os sensores e as referências ósseas. Desta forma, com a introdução destas medições no

software de recolha de dados, Xsens® MVN *Studio*, foi executada uma calibração do *avatar* com base na postura *N-Pose* designada pelo próprio Xsens® MVN.

Os sensores inerciais constituintes do Xsens® MVN foram colocados a nível da cabeça, braços, antebraços, mãos, tórax, pélvis, ancas, pernas e pés através de fitas de velcro e de cabos conectados entre si e as *Master Xbus*. Em relação à aceleração e tempo de marcha, que consistem nas variáveis em estudo, estes dados foram recolhidos unicamente através do sensor inercial colocado a nível da anca, mais especificamente a nível do terço superior da coxa.

Após terminados os procedimentos de calibração e instrumentalização dos participantes em estudo, estes foram instruídos a caminhar em linha reta, virarem e voltarem para o local de partida (Woollacott & Shumway-Cook, 2002; Kressing & Beauchet, 2006) ao longo de uma distância de 10 metros numa superfície regular (Beauchet *et al.*, 2009). Ao longo deste percurso, os participantes foram instruídos a realizarem duas condições, sendo que uma delas consiste em caminharem ao seu ritmo de marcha normal sem executarem nenhuma tarefa cognitiva (Figura I) e a outra consiste em caminharem 5 metros com um ritmo de marcha normal executando uma tarefa de fluência verbal, virarem, voltarem para trás, e caminharem 5 metros com um ritmo normal executando uma tarefa aritmética (Figura II).

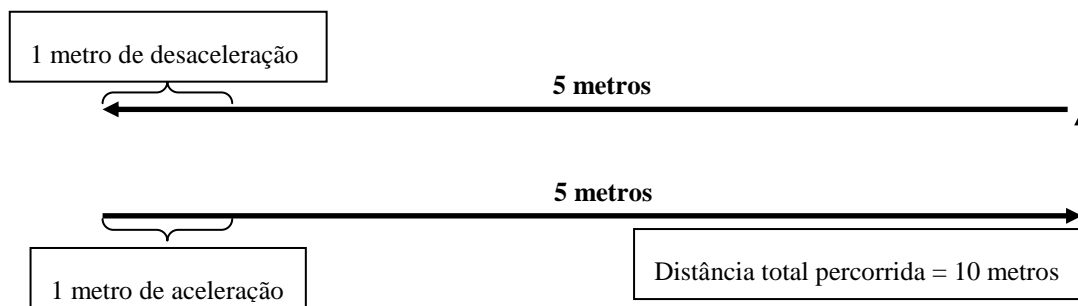


Figura I – Esquema de teste de 10 metros de marcha normal

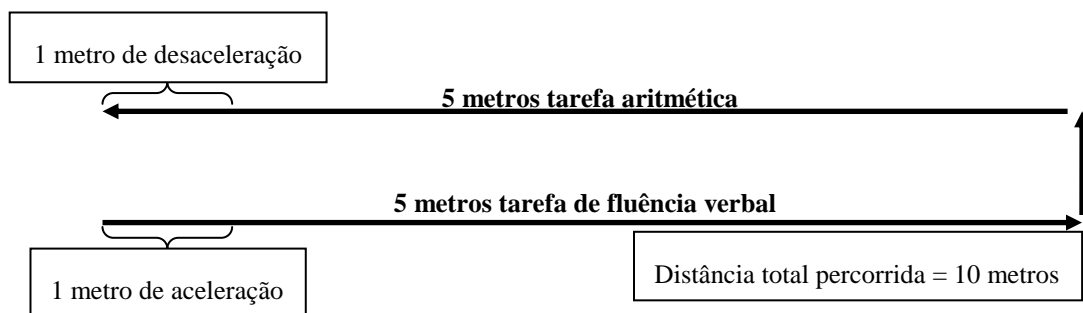


Figura II – Esquema de teste de 10 metros de marcha com tarefa cognitiva verbal e aritmética

A fim de permitir um momento de aceleração e desaceleração no início e no final do teste de marcha, o primeiro e último metro não foram contabilizados. Antes de iniciar a recolha dos dados o investigador exemplificou cada condição, através de instruções verbais e de uma demonstração visual do percurso, permitindo a cada um dos participantes de realizar um ensaio de familiarização das condições estudadas. Foi pedido a todos os participantes para usarem o seu próprio calçado e foram igualmente instruídos a realizar o teste com a melhor das suas capacidades, tanto a tarefa de marcha como as tarefas cognitivas, sendo que cada participante executou cada condição uma única vez. Durante o decorrer do teste, o investigador acompanhou de perto cada um dos participantes, para o caso de ser necessário prestar algum auxílio.

Após a recolha, os dados cinemáticos e cinéticos que correspondem às coordenadas dos segmentos corporais face às referências anatómicas do modelo biomecânico do Xsens® MVN anteriormente citado, foram exportados para uma pasta no computador para de seguida serem enviados para o *software Visual3D* (C-Motion, Inc., Germantown, MD.). Este *software*, que é muito utilizado para fins científicos, clínicos e desportivos na área da biomecânica, permite o processamento, a análise da biomecânica e a modelação dos dados cinemáticos recolhidos pelo Xsens® MVN, após a criação de um modelo esquelético anatómico com seis graus de liberdade (C-Motion, 2013). Como este software tem a capacidade de construir comandos automáticos específicos (*pipelines*) torna-se possível escolher os parâmetros espaço-temporais da marcha que se pretende avaliar neste estudo. Todos os dados obtidos através do *software Visual3D*, foram exportados para uma folha do Microsoft Excel e de seguida foram transferidos para o *PAWS Statistics* para serem analisados através da estatística inferencial. Por fim, os dois parâmetros espaço-temporais foram recolhidos, descritos e modelados no plano sagital (Gabell & Nayak, 1984) em concordância com as normas da *International Society of Biomechanics*.

3.7. Análise dos dados:

Os dados obtidos foram analisados através da estatística descritiva, sendo que as características sociodemográficas, clínicas e da função cognitiva foram analisadas através de medidas de tendência central (média aritmética) e de dispersão (desvio-padrão).

Relativamente aos parâmetros da aceleração e do tempo de marcha, estes foram analisados através da estatística inferencial. Inicialmente foi utilizada uma análise de medidas repetidas ANOVA para verificar a possível existência de diferenças intra-sujeito. Para

verificar se o princípio de esfericidade tinha sido violado foi aplicado o teste de Mauchly, tendo sido de seguida necessário proceder à análise dos dados com a correcção de Greenhouse-Geisser (pelo critério $p < 0.75$). A fim de verificar se existem diferenças significativas entre as quatro condições realizadas pelos sujeitos, procedeu-se à análise *post hoc* de Bonferroni.

Todos os procedimentos estatísticos foram realizados através do *software PASW Statistics* (v.23, SPSS Inc., Chicago, IL), com $\alpha=0,05$ (IC de 95%).

3.8. Considerações Éticas:

- Consentimentos: Foi assegurado o cumprimento das questões éticas versadas pela Declaração de Helsínquia (World Medical Association, 2013) tendo havido a submissão e apreciação da Comissão de Ética para a Investigação da Escola Superior de Saúde de Setúbal. Todos os participantes foram igualmente informados relativamente aos objectivos do estudo, métodos e procedimentos realizados durante a avaliação através de uma carta explicativa (Apêndice IV) e assinaram um termo de consentimento livre e informado (Apêndice V) a cada uma das pessoas que foram incluídas na amostra deste estudo.

- Envolvimento de Terceiras Pessoas: No caso de ter de haver o envolvimento de um cuidador, foi igualmente entregue um consentimento informado, para que os cuidadores tomassem conhecimentos dos objectivos do estudos e de todos os procedimentos realizados durante a avaliação.

- Privacidade: A privacidade, o anonimato e os direitos de confidencialidade de todos os participantes em estudo foi respeitada durante e após a realização de todos os procedimentos do estudo.

- Veracidade: A transmissão de todas as informações necessárias foi claramente transmitida aos participantes em estudo tanto através de um documento informativo como através de esclarecimentos orais no caso do participante apresentar alguma dúvida.

- Beneficência: Tendo em conta que o presente estudo é de tipo observacional e de carácter transversal não são esperados quaisquer danos. No entanto foram tomadas todas as precauções no decorrer do teste marcha com tarefa cognitiva e no decorrer da recolha dos dados para evitar qualquer dano.

4. Resultados

4.1. Caracterização Sociodemográfica e Clínica da Amostra

A amostra em estudo é constituída por 87,6% de participantes do sexo feminino e por 13,3% do sexo masculino, com uma idade média de 75,73 (DP: 6,03) anos e com um grau de escolaridade compreendido entre os 3 e os 6 anos (80%). A amostra é maioritariamente composta por viúvas e viúvos, sendo que mais de metade confirma já ter sofrido um episódio de queda após os 65 anos. Os participantes em estudo apresentam um excesso de peso (IMC médio de 29,15 (4,07) kg/m²) (WHO, 2000) e todos tomam medicação diariamente. Os Antidislipidémicos e os Antidiabéticos consistem na terapêutica medicamentosa mais frequente, cada um com uma percentagem de 60,0%.

Os resultados das características sociodemográficas e clínicas da amostra encontram-se abaixo descritos no quadro II.

Caracterização Sociodemográfica da Amostra		
Género	Feminino	13 (86,7%)
	Masculino	2 (13,3%)
Idade	75,73±6,03	
Índice de Massa Corporal (IMC)	29,15±4,07	
Estado Civil	Solteiro (a)	0
	Casado (a)	5 (33,3%)
	União de facto	0
	Viúvo (a)	9 (60,0%)
	Divorciado (a)	1 (6,7%)
Escolaridade	0-2 anos	2 (13,3%)
	3-6 anos	12 (80,0%)
	≥ 7 anos	1 (6,7%)
Episódios de quedas após os 65 anos	Sim	8 (53,3%)
	Não	7 (46,7%)
Número de quedas no último ano	0	6 (75,0%)
	1	2 (25,0%)
Toma medicação diariamente	Sim	15 (100%)
	Não	0
Tipo de terapêutica medicamentosa	Analgésicos	1 (6,7%)
	Antidiabéticos	9 (60,0%)
	Anticoagulantes	6 (40,0%)
	Antidepressivos	3 (20,0%)
	Antidiabéticos orais	4 (26,7%)
	Antidislipidémicos	9 (60,0%)
	Hormonas da Tiróide e antitiroideos	2 (13,3%)
	Medicamentos para patologia cardíaca	3 (20,0%)
	Medicamentos para gota	1 (6,7%)
	Medicamentos para patologia gástrica	2 (13,3%)
Suplementos alimentares	3 (20,0%)	

Quadro II - Caracterização sociodemográfica e clínica da amostra

4.2. Caracterização da Amostra em Relação às Competências Cognitivas

Todos os participantes em estudo apresentam-se cognitivamente saudáveis com uma pontuação média de MMSE de 29,07 (1,28) pontos. O domínio cognitivo de “Atenção e cálculo” corresponde à pontuação mais alta ($5,00\pm 0,0$ pontos), comparativamente ao domínio cognitivo de “Evocação” que apresentou a pontuação mais baixa ($2,40\pm 0,91$ pontos). Nesta amostra, as médias de todos os intervalos de escolaridade definidos por Morgado, Rocha e Maruta (2009) para a população portuguesa apresentam valores superiores às pontuações de referência de limiar de diagnóstico como representado abaixo no quadro III.

RESULTADOS DO MMSE						
Domínios cognitivos						
Orientação	Retenção	Atenção e Cálculo	Evocação	Linguagem	Habilidade Construtiva	Pontuação Total
9,93±0,26	2,93±0,26	5,00±0,0	2,40±0,91	7,93±0,26	0,87±0,35	29,07±1,28
Intervalo de Escolaridade	Número de participantes em cada intervalo		Média e desvio-padrão das pontuações totais dos participantes de acordo com o intervalo de escolaridade	Pontuação de referência de limiar de diagnóstico para a população portuguesa (Morgado, Rocha & Maruta, 2009)		
0-2 anos	2		26±0,71	22		
3-6 anos	12		29,5±0,80	24		
≥ 7 anos	1		29,0±0,0	27		

Quadro III - Caracterização da amostra em relação às pontuações do MMSE

4.3. Aceleração e tempo da marcha com introdução de dupla tarefa

Os dados foram recolhidos através de um sensor inercial (fixo a nível do terço superior da coxa dos sujeitos através de uma banda de velcro) modelo MTx do Xsens a uma frequência de 120 Hz (o grau de precisão e resolução 3D do sensor está reportado pela marca em $< 0,5^\circ$ e $0,05^\circ$ respectivamente). Deste sensor inercial foram guardados os dados do acelerómetro triaxial que nesta versão são uma combinação da aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$) e da aceleração induzida pelo sujeito durante a actividade realizada. O sinal em bruto foi processado posteriormente com uma rotina desenvolvida para o efeito no software Matlab (2014^a), tendo sido utilizado um filtro passa-alto (Butterworth de ordem, 1 com frequência de corte de 0,45 Hz) com o intuito de retirar a aceleração da gravidade dos dados recolhidos referentes a cada um dos três eixos do acelerómetro, ficando o que é considerado a aceleração do corpo do sujeito (Figura III). De seguida, foi calculada a

magnitude da aceleração total (AC_{mag}) em cada instante temporal (t) a partir das 3 séries temporais respeitantes aos três eixos do acelerómetro (AC_x , AC_y , AC_z), como representado

na equação $AC_{mag}(t) = \sqrt{AC_{x,t}^2 + AC_{y,t}^2 + AC_{z,t}^2}$.

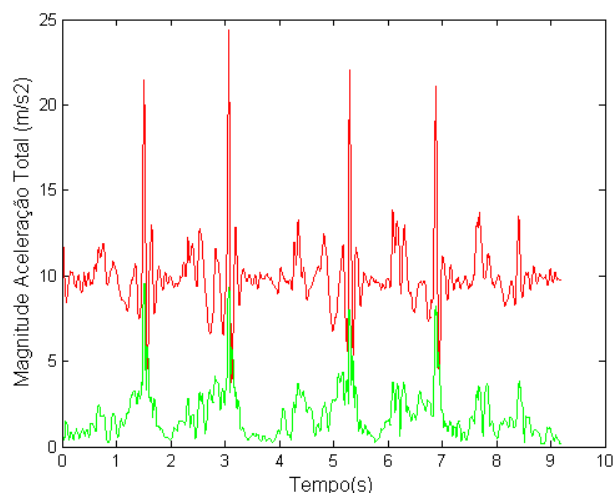


Figura III: Exemplo ilustrativo da magnitude da aceleração total antes e depois do sinal filtrado.

De seguida, foi utilizada uma análise de medidas repetidas ANOVA no software SPSS, com o intuito de analisar a possível existência de diferenças intra-sujeito nos valores médios da magnitude da aceleração total do sujeito entre as 4 condições (Normal_1, Normal_2, Dupla tarefa de memória e Dupla tarefa aritmética) (Quadro IV).

	Mean	Std. Deviation	N
Normal_1	2.837227	.7255023	15
Normal_2	2.935793	.8466865	15
DT_Mem	2.041113	.5093029	15
DT_Arit	1.9514493	.95676324	15

Quadro IV: Estatística descritiva. Valores médios e desvio padrão de aceleração (9,8 m/s²).

Através do teste de Mauchly, foi possível verificar que o princípio da esfericidade foi violado ($p = .001$), pelo que se procedeu à análise dos dados com a correcção de Greenhouse-Geisser ($p < .75$) (Quadro V).

Within Subjects Effect	Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon ^b		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Lower-bound
DualTaskEffect	.200	20.502	5	.001	.603	.688	.333

Quadro V: Teste da esfericidade de Mauchly.

Os resultados obtidos indicam que existem diferenças (intra-sujeito) estatisticamente significativas ($p = .000$) relativamente aos valores médios da magnitude da aceleração total do sujeito entre as 4 condições (Quadro VI).

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
DualTaskEffect					
Sphericity Assumed	12.021	3	4.007	17.482	.000
Greenhouse-Geisser	12.021	1.810	6.642	17.482	.000
Huynh-Feldt	12.021	2.063	5.827	17.482	.000
Lower-bound	12.021	1.000	12.021	17.482	.001

Quadro VI: Testes dos efeitos intra-sujeito.

Através de uma análise *post hoc* (Bonferroni) foi possível verificar que não existem diferenças estatisticamente significativas entre a marcha normal 1 e 2, nem entre as condições de dupla tarefa (memória e aritmética). As diferenças observaram-se unicamente entre as condições de marcha normal e as condições de dupla tarefa (Quadro VII).

(I) DualTaskEffect	(J) DualTaskEffect	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-.099	.102	1.000	-.412	.215
	3	.796*	.150	.001	.335	1.257
	4	.886*	.246	.017	.131	1.640
2	1	.099	.102	1.000	-.215	.412
	3	.895*	.153	.000	.426	1.363
	4	.984*	.181	.001	.429	1.539
3	1	-.796*	.150	.001	-1.257	-.335
	2	-.895*	.153	.000	-1.363	-.426
	4	.090	.184	1.000	-.475	.655
4	1	-.886*	.246	.017	-1.640	-.131
	2	-.984*	.181	.001	-1.539	-.429
	3	-.090	.184	1.000	-.655	.475

Quadro VII: Comparações emparelhadas. Com base em médias marginais estimadas. * = A diferença média é significativa. b = Ajuste para comparações múltiplas.

A mesma análise estatística foi efectuada com a variável tempo, que corresponde ao tempo despendido pelos sujeitos para realizar cada uma das 4 condições. Para verificar a possível existência de diferenças intra-sujeito nos valores médios do tempo necessário, foi utilizada uma análise de medidas repetidas ANOVA no software SPSS (Quadro VIII).

	Mean	Std. Deviation	N
Normal_1	5.924473	1.7654208	15
Normal_2	6.637227	1.4754506	15
DT_Mem	8.376080	2.0937948	15
DT_Ari	9.804953	3.2417148	15

Quadro VIII: Estatística descritiva. Valores médios e desvio padrão do tempo(s).

Através do teste de Mauchly, foi possível verificar que o princípio da esfericidade foi violado ($p = .000$), pelo que se procedeu à análise dos dados com a correcção de Greenhouse-Geisser ($p < .75$) (Quadro IX).

Within Subjects Effect	Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon ^b		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Lower-bound
DualTaskEffect	.170	22.567	5	.000	.515	.567	.333

Figura IX: Teste da esfericidade de Mauchly.

Aos resultados obtidos indicam que existem diferenças (intra-sujeito) estatisticamente significativas ($p = .000$) relativamente aos valores médios do tempo despendido pelos sujeitos para realizar cada uma das 4 condições (Figura X).

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
DualTaskEffect Sphericity Assumed	137.536	3	45.845	12.865	.000
Greenhouse-Geisser	137.536	1.545	89.009	12.865	.000
Huynh-Feldt	137.536	1.700	80.886	12.865	.000
Lower-bound	137.536	1.000	137.536	12.865	.003

Figura X: Testes dos efeitos intra-sujeito.

Através da análise *post hoc* (Bonferroni) foi possível verificar que não existem diferenças estatisticamente significativas entre a marcha normal 1 e 2, nem entre as condições de dupla tarefa (memória e aritmética). As diferenças observam-se unicamente entre as condições de marcha normal e as condições de dupla tarefa (Figura XI).

(I) DualTaskEffect	(J) DualTaskEffect	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	-.713	.295	.180	-1.618	.193
	3	-2.452*	.456	.001	-3.852	-1.051
	4	-3.880*	.956	.007	-6.813	-.948
2	1	.713	.295	.180	-.193	1.618
	3	-1.739*	.442	.009	-3.095	-.382
	4	-3.168*	.827	.011	-5.705	-.631
3	1	2.452*	.456	.001	1.051	3.852
	2	1.739*	.442	.009	.382	3.095
	4	-1.429	.874	.745	-4.110	1.252
4	1	3.880*	.956	.007	.948	6.813
	2	3.168*	.827	.011	.631	5.705
	3	1.429	.874	.745	-1.252	4.110

Figura IX: Comparações emparelhadas. Com base em médias marginais estimadas. * = A diferença média é significativa. b = Ajuste para comparações múltiplas.

5. Discussão

Da apresentação dos resultados obtidos no presente estudo pode-se afirmar que estes vão de encontro às hipóteses inicialmente descritas, pois é possível observar que a introdução de uma dupla tarefa durante a marcha influencia de forma negativa e estatisticamente significativa a aceleração e o tempo da marcha.

São vários os estudos que já analisaram as alterações da marcha durante a realização de uma ou várias tarefas cognitivas e que observaram o consequente impacto a nível dos parâmetros da marcha (Al-Yahya, *et al.*, 2011; Cadore *et al.*, 2015; Dubost *et al.*, 2008; Guedes *et al.*, 2014; Hollman *et al.*, 2007; Lamothe *et al.*, 2011; Júnior, Porto, Marques, Magnani & Abreu, 2017; Verghese *et al.*, 2007). No entanto é de notar que particularmente as alterações dos parâmetros da aceleração e do tempo de marcha ainda não foram muito estudadas quando introduzida uma tarefa cognitiva. Como tal, a articulação entre os resultados obtidos neste estudo e os estudos encontrados na literatura, têm de ser feitas com alguma precaução.

É de acrescentar que apesar de já existirem muitos estudos na literatura que analisam a alteração de uma grande parte dos parâmetros da marcha, verifica-se ainda uma limitação a nível da capacidade de distinguir as alterações da marcha que estão relacionadas com a idade e as alterações que estão relacionadas com uma determinada doença (Lowry, Sejdic & Brach, 2013). Neste sentido, torna-se crucial estudar um parâmetro da marcha que avalie directamente a qualidade do controlo motor durante a marcha.

Analisando os resultados obtidos no presente estudo, foi possível observar uma diminuição da aceleração quando introduzida a tarefa de memória e a tarefa aritmética durante a marcha. Também se verificaram alterações a nível do tempo da marcha quando adicionadas as mesmas tarefas cognitivas, tendo os participantes neste caso demorado mais tempo a terminar a actividade pedida. Desta forma, pode-se afirmar que os resultados obtidos vão de encontro ao que se encontra descrito na literatura, visto ter sido possível observar que os parâmetros da marcha sofrem alterações com a introdução de uma tarefa cognitiva (Bridenbaugh & Kressig, 2015; Guedes *et al.*, 2014).

Os resultados do presente estudo, sugerem que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois momentos de marcha normal ($p = 1.000$), nem entre as duas condições de dupla tarefa ($p = 1.000$), sendo que as diferenças foram unicamente

observadas entre as duas condições de marcha normal e a marcha com dupla tarefa de memória ($p = 0.001$ e $p = 0.000$, respectivamente) e aritmética ($p = 0.017$ e $p = 0.001$, respectivamente), relativamente à análise do parâmetro da aceleração da marcha. Estes resultados vão de encontro aos resultados obtidos por Júnior *et al.* (2017) e por Lamoth *et al.* (2011), que também não observaram diferenças significativas entre a marcha com tarefa cognitiva e a marcha com tarefa motora, tendo unicamente observado diferenças estatisticamente significativas entre a marcha normal e a marcha com dupla tarefa, pelo que parece ser indiferente a tarefa cognitiva a utilizar.

Quanto ao parâmetro do tempo da marcha, também não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois momentos de marcha normal ($p = 0.180$), nem entre as duas condições de dupla tarefa ($p = 0.745$). As únicas diferenças também só foram observadas entre as duas condições de marcha normal e a marcha com dupla tarefa de memória ($p = 0.001$ e $p = 0.009$, respectivamente) e aritmética ($p = 0.007$ e $p = 0.011$, respectivamente). À semelhança da aceleração, na evidência publicada (Júnior *et al.*, 2017; Lamoth *et al.*, 2011) as diferenças estatisticamente significativas também só foram observadas entre o teste de marcha normal e o teste de marcha com tarefa cognitiva, confirmando que a execução de uma tarefa cognitiva interfere com o desempenho da marcha mesmo quando uma determinada actividade já foi previamente aprendida ou é executada automaticamente (Bridenbaugh & Kressig, 2011).

De salientar que mesmo em pessoas idosas que apresentam um nível cognitivo saudável (pontuação média de MMSE de 29,07 pontos), a realização da dupla tarefa intervém na capacidade de dividir a atenção entre a marcha e a execução de uma tarefa cognitiva, provocando perturbações na marcha e aumentando desta forma o risco de queda (Bridenbaugh & Kressig, 2011; Holzer, Wang & Verghese, 2012).

Deste modo, visto que a maior parte das quedas ocorrem durante a marcha (Talbot *et al.*, 2005), e que as quedas consistem num importante factor de risco para a redução da capacidade das pessoas idosas (Gasparotto, Falsarella & Coimbra, 2014), a análise da aceleração da marcha torna-se um parâmetro da marcha importante por ser uma medida sensível, sendo facilmente recolhida através de um único acelerómetro triaxial que identifica os dados da aceleração da marcha nos três eixos do movimento.

Os nossos resultados foram recolhidos através de um dos sensores inerciais do Xsens® MVN (Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda) colocado a nível do terço superior da

coxa, parecem demonstrar que este sistema apresenta uma capacidade suficiente para analisar os parâmetros da marcha, pois identificou com precisão as alterações relativas aos parâmetros da aceleração e do tempo da marcha durante a execução de uma dupla tarefa de memória e aritmética (Bellusci *et al.*, 2011; Faber, Chang, Kingma, Dennerlein & Dieën, 2015; Saber-Sheikh *et al.*, 2010; Week *et al.*, 2013; Zang *et al.*, 2013). Parece então ser legítimo sugerir que a prevenção das quedas nas pessoas idosas poderá tornar-se mais fácil e rápida de identificar, com a utilização de um único sensor semelhante ao utilizado nos *smartphones*, em ambiente real.

Reflectindo sobre as consequências do envelhecimento (Bautmans *et al.*, 2009; Brito *et al.*, 2013; Cruz *et al.*, 2012; De Oliveira *et al.*, 2010; Hillman *et al.*, 2008; Morais *et al.*, 2010) e ao facto das quedas ocorrerem maioritariamente durante a marcha (Mortaza, Osman & Mehdikhani, 2014; Talbot *et al.*, 2005), os resultados obtidos neste estudo demonstraram ser uma mais valia para a prática clínica no futuro, devido ao facto de ter sido utilizado um sistema que possibilitou a recolha dos dados num ambiente em ambulatório, permitindo a avaliação dos parâmetros da marcha das pessoas idosas num local que lhes é familiar e no qual se sentem à vontade, evitando qualquer tipo de enviesamento dos dados recolhidos em laboratório ou desconforto pela parte da pessoa idosa.

Com esta base, poderá no futuro torna-se mais fácil realizar uma avaliação continuada dos parâmetros da marcha, possibilitando a identificação mais precoce de alterações da marcha que podem estar na origem de futuras quedas. Por fim, esta estratégia irá igualmente permitir a verificação do nível de segurança das pessoas idosas enquanto realizam as suas actividades de vida diária, permitindo uma intervenção mais rápida e assim melhorar a sua qualidade de vida.

Analisando a localização do sensor inercial do Xsens® MVN (*Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda*) de onde foram retirados os dados que constituem o presente estudo, pode-se afirmar que corresponde sensivelmente ao posicionamento do bolso das calças que consiste no local onde a maior parte das pessoas coloca o *smartphone*. Tendo em conta que os *smartphones* estão equipados com os mesmos sensores inerciais que o Xsens® MVN (*Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda*) (Milosevic, Jovanov & Milenkovic, 2013; Rosario, Redmond & Lovell, 2015; Shaw, Adam, Izatt, Licina & Askin, 2012) pode-se supor que o *smartphone* tem capacidades semelhantes às do Xsens® MVN (*Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda*) na recolha de dados relativos aos parâmetros da

Efeitos da introdução da dupla tarefa na aceleração e tempo de marcha da população idosa, medido com

Xsens – Dissertação de Mestrado em Fisioterapia

aceleração e do tempo da marcha, propondo desta forma, em estudos futuros, a análise destes parâmetros unicamente com recurso ao *smartphone*.

Se for possível comprovar a eficácia do *smartphone* na detecção das alterações da aceleração da marcha e sua relação com o risco de queda, este poderá vir a ser utilizado no futuro como forma de avaliação e detecção precoce das alterações da marcha em pessoas idosas, podendo consequentemente diminuir a prevalência das quedas que ocorrem nesta população.

6. Conclusão

Os resultados deste estudo contribuem com conhecimentos adicionais aos estudos já existentes na literatura, confirmando que há alterações estatisticamente significativas, na aceleração e velocidade da marcha quando se introduzem duplas tarefas na marcha das pessoas idosas, avaliadas na comunidade com um único sensor.

Foi possível concluir que o Xsens® MVN teve capacidade suficiente para analisar com precisão as alterações relativas à aceleração e ao tempo da marcha, quando comparada a marcha normal com a marcha com introdução de uma dupla tarefa. Além disso, tendo em conta que a maior parte dos estudos que recorreram ao paradigma da dupla tarefa utilizaram o Xsens® MVN apenas em ambiente laboratorial, este estudo confirma que a aceleração e o tempo da marcha podem ser avaliados com precisão na comunidade. Desta forma, conclui-se que o Xsens® MVN tanto é capaz de realizar uma análise precisa em laboratório, como num ambiente mais real para a pessoa idosa.

O local onde foi colocado o sensor a partir do qual se analisaram os dados do presente estudo também permitiu supor que um *smartphone* será igualmente capaz de analisar os parâmetros da marcha e as suas alterações, porque é composto pelos mesmos sensores inerciais que o Xsens® MVN e consiste num aparelho cada vez mais utilizado pelas pessoas idosas.

Se em estudos futuros for possível comprovar que o *smartphone* apresenta as mesmas capacidades de analisar com precisão as alterações dos parâmetros da marcha como o Xsens® MVN, isso irá possibilitar uma monitorização das alterações da marcha das pessoas idosa, unicamente com um único sensor inercial inserido no *smartphone*.

Se num futuro próximo for possível comprovar que estes dois aparelhos apresentam as mesmas capacidades de análise, isso irá permitir que as pessoas idosas tenham um acompanhamento diário e uma detecção precoce de alterações da marcha que as coloque em risco, eventualmente comunicadas directamente aos profissionais de saúde. Desta forma, isto iria possibilitar a detecção precoce das pessoas que se encontram em risco de queda e consequentemente seria possível introduzir estratégias de intervenção atempadas e mais eficazes, minimizando todas as possíveis lesões e complicações que estão inerentes às quedas.

Não era nosso objectivo estabelecer uma relação entre as alterações verificadas e a ocorrência de quedas, pois para tal seria necessário ainda a definição de pontos de corte afim de perceber quando é que uma pessoa idosa passaria a estar em risco de queda. Desta forma, propõe-se que em estudos futuros se analisem os pontos de corte para identificar a população que se encontra em maior risco de queda, para desta forma ser possível detectar as quedas precocemente e diminuir a dependência das pessoas idosas, de forma a assegurar um bom nível de segurança da pessoa idosa durante as suas actividades de vida diária.

Para além do referido, este estudo ofereceu igualmente dados importantes em relação às características da população que participou neste estudo. Mesmo que as pessoas idosas que constituíram a amostra em estudo, tenham sido classificadas com sendo cognitivamente saudáveis, verifica-se que a simples introdução de uma dupla tarefa é suficiente para dividir a atenção da pessoa entre as duas actividades que estão a realizar em simultâneo. Esta diminuição da atenção foi suficiente para provocar alterações a nível da marcha e consequentemente ter aumentado o tempo da marcha e diminuído a aceleração da marcha. Desta forma, esta análise vem comprovar que o paradigma da dupla tarefa é considerado clinicamente relevante e capaz de explicar as alterações dos parâmetros da marcha, como indicado na literatura.

Relativamente às limitações encontradas neste estudo, identifica-se o facto de a amostra em estudo ter sido seleccionada por conveniência devido à proximidade geográfica e de modo a obter o maior número possível de participantes para o estudo, facilitando a execução do teste e a recolha dos dados. Como tal, este facto poderá representar um viés de selecção, sendo desta forma difícil extrapolar os resultados obtidos para a população.

O facto de a amostra ser constituída unicamente por 15 participantes também poderá ser um limite do estudo, pois consiste numa amostra de tamanho pequeno e como tal, mais uma vez não se poderá extrapolar os resultados para a população.

Outra limitação do estudo consiste no facto da amostra ser constituída por participantes do sexo masculino e feminino, sendo que neste caso não se pode generalizar os resultados obtidos para a população porque existem várias diferenças a nível morfológicas e fisiológicas entre os dois sexos. Para além disso, está descrito na literatura que o risco de quedas aumenta com a idade e que o sexo feminino apresenta um risco de queda superior comparativamente aos do sexo masculino (Taira *et al.*, 2015; Yoshida, 2007). Isto é devido ao facto de o sexo feminino estar mais propenso a riscos intrínsecos como a fragilidade,

devido ao baixo nível de massa magra, que vai diminuindo ao longo dos anos e ao baixo grau de força muscular. As mulheres também têm uma maior tendência para manterem uma nutrição inadequada, comparativamente aos homens, pela razão de viverem mais tempo sozinhas (Viljanen *et al.*, 2009).

O facto de também terem sido utilizados sensores inerciais para a recolha dos dados durante o teste de marcha com tarefa cognitiva, poderá ter criado um certo desconforto por ser um objecto estranho para os participantes em estudo e como tal os resultados poderão ter sido de certa forma influenciados.

7. Referências Bibliográficas

- Alexander, N. & Goldberg, A. (2005). Gait disorders: Search for multiple causes. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, 72 (7), 586-600.
- Al-Yahya, E., Dawes, H., Smith, L., Dennis, A., Howells, K., & Cockburn, J. (2011). Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 35, 715-728.
- Amann, G. (2012). *Programa Nacional de Prevenção de Acidentes. Projecto: Com Mais Cuidado - Prevenção de acidentes domésticos com pessoas idosas*. Direcção-Geral da Saúde e Fundação MAPFRE, Lisboa.
- Ambrose, A., Paul, G. & Hausdorff, J. (2013). Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*, 75, 51-61.
- American Geriatrics Society (2011). Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society Clinical Practice Guideline for prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 59 (1), 148-157.
- Araújo, T., Fagundes, I., Fávero, F., *et al.* (2014). Avaliação espacial e temporal do ciclo da marcha nas distrofias musculares. *Revista Neurociências*, 22 (2), 286-293.
- Augusto, N. (2016) *Efeitos da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos medidos por um sistema ambulatório de análise cinemática 3D*. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia, Instituto Politécnico de Setúbal – Escola Superior de Saúde, Setúbal, Portugal.
- Barbosa, J., Prates, B., Gonçalves, C., Aquino, A., & Parentoni, A. (2008). Efeito da realização simultânea de tarefas cognitivas e motoras no desempenho funcional de idosos da comunidade. *Fisioterapia e Pesquisa*, 15 (4), 374-379.
- Bautmans, I., Puyvelde, K., Mets, T. (2009). Sarcopenia and functional decline: Pathophysiology, prevention and therapy. *Acta Clínica Belgica*, 64 (4), 303-316.
- Beauchet, O., Annweiler, C., Dubost, V., *et al.* (2009). Stop walking when talking: a predictor of falls in older adults?. *European Journal of Neurology*, 16, 786-795.

Beauchet, O., Dubost, V., Aminian, K., Gonthier, R. & Kresssig, R. (2005). Dual-task-related gait changes in the elderly: Does the type of cognitive task matter?. *Journal of Motor Behavior*, 37 (4), 259-264.

Bellusci, G., Roetenberg, D., Dijkstra, F., Lunge, H., & Slycke, P. (2011). Xsens MVN MotionGrid: Drift-Free Human Motion Tracking Using Tightly Coupled Ultra-Wideband and Miniature Inertial Sensors. *Xsens Technologies*, 1-10.

Bridenbaugh, S., & Kressig, R. (2011). Laboratory review: The role of gait analysis in seniors' mobility and fall prevention. *Gerontology*, 57, 256-264.

Bridenbaugh, S., & Kressig, R. (2015). Motor cognitive dual tasking. Early detection of gait impairment, fall risk and cognitive decline. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 48, 15-21.

Brito, T., Fernandes, M., Coqueiro, R., & Jesus, C. (2013). Quedas e capacidade funcional em idosos longevos residentes em comunidade. *Texto & Contexto*, 22 (1), 43-51.

Cadore, E., Casa-Herrero, A., Zambom-Ferraresi, F. et al. (2015). Do frailty and cognitive impairment affect dual-task cost during walking in the oldest old institutionalized patients?. *Age*, 37 (6), 1-9.

Carlson, M. & Morrison, R. (2009). Study design, precision, and validity in observational studies. *Journal of Palliative Medicine*, 12 (1), 77-82.

Cruz, D., Ribeiro, L., Viera, M., Teixeira, M., Bastos, R. & Leite, I. (2012). Prevalência de quedas e factores associados em idosos. *Revista de Saúde Pública*, 46 (1), 138-146.

Dino, D., Fayolas, M., Jacquet, M., Leguy, E., Slavinski, J. & Houel, N. (2016). Accuracy of postural human-motion tracking using miniature inertial sensors. *Procedia Engineering*, 147, 655-658.

De Oliveira, Rosa, Pinto, Botelho, Moraes & Verríssimo (2010). *Estudo do Perfil do Envelhecimento da População Portuguesa*. Lisboa: Alto Comissariado da Saúde.

Domholdt, E. (2005). *Rehabilitation Research – Principles and Applications*. (3th edition). United States of America: Elsevier Saunders.

Dubost, V., Annweiler, C., Aminian, K., Najafi, B., Herrmann, F. & Beauchet, O. (2008). Stride-to-stride variability while enumerating animal names among healthy young adults:

Result of stride velocity or effect of attention-demanding task?. *Gait & Posture*, 27 (1), 138-143.

Dubost, V., Kressig, R. Gonthier, R., *et al.* (2006). Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in health older adults. *Human Movement Science*, 25, 372-382.

Faber, G., Chang, C., Kingma, I., Dennerlein, J. & Dieën, J. (2015). Estimating 3D L5/S1 moments and ground reaction forces during trunk bending using a full-body ambulatory inertial motion capture system. *Journal of Biomechanics*, 49 (6), 904-912.

Fortin, M., Côté, J. & Filion, F. (2009). *Fundamentos e etapas do processo de investigação*. Loures: Lusodidacta.

Freitas, S., Alves, L., Simões, L. & Santana, I. (2013). Importância do rastreio cognitivo na população idosa. *Revista E-PSI – Revista Electrónica de Psicología, Educação e Saúde*, 3 (1), 4-24.

Freitas, S., Simões, M., Alves, L. & Santana, I. (2014). The relevance of sociodemographic and health variables on MMSE normative data. *Applied Neuropsychology: Adult*, 22 (4), 1-9.

Fritz, S., & Lusardi, M. (2009). White paper: “Walking speed: the sixth vital sign”. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 32 (2), 2-5.

Gasparotto, L., Falsarella, G. & Coimbra, A. (2014). As quedas no cenário da velhice: conceitos básicos e atualidades da pesquisa em saúde. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 17 (1), 201-209.

Guedes, R., Dias, R., Pereira, L., Silvia, S., Lustosa, L., & Dias, J. (2014). Influence of dual task and frailty on gait parameters of older community-dwelling individuals. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18 (5), 445-452.

Guerreiro, M., Silva, A., Botelho, M. *et al.* (1994). Adaptação à população portuguesa da tradução do “Mini Mental State Examination (MMSE)”. *Revista Portuguesa de Neurologia*, 1, 9-10.

Greene, B., O'Donovan, A., Romero-Ortuno, R., *et al.* (2010). Qualitative falls risk assessment using the Timed Up and Go Test. *Transactions on Biomedical Engineering*, 57 (12), 2918-2926.

Greene, B. & Kenny, R. (2012). Assessment of cognitive decline through qualitative analysis of the Timed Up and Go Test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59 (4), 988-995.

Habit, M., Mohktar, M., Kamaruzzaman, S., *et al.* (2014). Smartphone-based solutions for fall detection and prevention: Challenges and open issues. *Sensors*, 14, 7181-7208.

Hall, C., Echt, K., Wolf, S., & Rogers, W. (2011). Cognitive and motor mechanisms underlying older adults' ability to divide attention while walking. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 91, 1039-1050.

Hicks, C. (2006). *Métodos de Investigação para Terapeutas Clínicos - Concepção de projectos de aplicação e análise*. (3ª edição). Loures: Lusociência.

Hillman, C., Erickson, K., & Kramer, A. (2008). *Nature Reviews*, 9, 58-65.

Hirashima, K., Higuchi, Y., Imaoka, M., *et al.* (2015). Dual-tasking over an extended walking distance is associated with falls among community-dwelling older adults. *Clinical Investigations in Aging*, 10, 643-648.

Hollman, J., Kovash, F., Kubik, J. & Linbo, R. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture*, 26 (1), 113-119.

Hollman, J., McDade, E. & Petersen, R. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*, 34 (1), 111-118.

Holtzer, R., Wang, C., & Verghese, J. (2012). The relationship between attention and gait in aging: Facts and fallacies. *Motor Control*, 16 (1), 64-80.

Inouye, S., Studenski, S., Tinetti, M., & Kuchel, G. (2007). Geriatric syndromes : Clinical, research and policy implications of a core geriatric concept. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55 (5), 780-791.

Instituto Nacional de Estatística (2015). Envelhecimento da população residente em Portugal e na União Europeia. Consultado a 16 de Janeiro, 2017. Disponível em <http://www.ine.pt>.

Júnior, R., Porto, J., Marques, N., Magnani, P., & Abreu, D. (2017). The effects of a simultaneous cognitive or motor task on the kinematics of walking in older fallers and non-fallers. *Human Movement Science*, 51, 146-152.

- Kressig, R. & Beaucher, O. (2006). Guidelines for clinical application of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 18 (2), 174-176.
- Lamoth, C., Deudekom, F., Campen, J., *et al.* (2011). Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 8 (2), 1-9.
- Leão, C., Ataíde, A., Revés, M., Marques, M., & Ponte, S. (2011). *Globalização do envelhecimento – O caso português*. Consultado em Janeiro, 16, 2017, através da fonte http://www.cepese.pt/portal/pt/investigacao/working-papers/populacao-e-prospectiva/globalizacao-do-envelhecimento-2013-o-caso-portugues/glob-envelhecimento-portugal_publicaassapso-cepese.
- López-Nava, I., Muñoz-Meléndez, A., Sampablo, A., *et al.* (2015). Estimation of temporal gait parameters using Bayesian models on acceleration signals. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 19 (4), 396-403.
- Lowry, K., Sejdic, E. & Brach, J. (2013). Acceleration-based gait analysis: accelerating mobility assessment in older adults. *Aging Health*, 9 (5), 465-467.
- Mellone, S., Tacconi, C., Schwickert, L., Klenk, J., Becker, C., & Chiari, L. (2012). Smartphone-based solutions for fall detection and prevention: the FARSEEING approach. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 8, 722-727.
- Milosevic, M., Lovanov, E. & Milenkovic, A. (2013). Quantifying Timed-Up-and-Go Test: A Smartphone implementation. *IEEE International Conference on Body Sensor Networks (BSN)*, 1-6. DOI: [10.1109/BSN.2013.6575478](https://doi.org/10.1109/BSN.2013.6575478).
- Misu, S., Doi, T., Asai, T., *et al.* (2014). Association between toe flexor strength and spatiotemporal gait parameters in community-dwelling older people. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11 (143), 1-7.
- Montero-Odasso, M., Verghese, J., Beauchet, O. & Hausdorff, J. (2012). Gait and cognition: A complementary approach to understanding brain function and the risk of falling. *Journal of the American Geriatrics Society*, 60 (11), 2127-2136.
- Morais, E., Morais, F., & Lima, S. (2010). Características biológicas e psicológicas do envelhecimento. *Revista Médica de Minas Gerais*, 20 (1), 67-73.

Morgado, J., Rocha, C., Murata, C., Guerreiro, M. & Martins, I. (2009). Novos valores normativos do Mini-Mental State Examination. *Sinapse*, 9 (2), 10-16.

Mortaza, N., Osman, N. & Mehdikhani, N. (2014). Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly?. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 50 (6), 677-691.

Narayanan, M., Redmond, S., Scalzi, M., Lord, S., Celler, B., & Lovell, N. (2010). Longitudinal falls-risk estimation using triaxial accelerometry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57 (3), 534-541.

Nishiguchi, S., Yamada, M., Nagai, K., *et al.* (2012). Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone. *Telemedicine and e-Health*, 18 (4), 292-296.

Oliveira, C., Rosa, M., Pinto, A., Botelho, M., Morais, A., & Verríssimo, M. (2010). *Estudo do Perfil do Envelhecimento da População Portuguesa*. Lisboa: Alto Comissariado da Saúde.

Özdemir, A., & Barshan, B. (2014). Detecting falls with wearable sensors using machine learning techniques. *Sensors*, 14, 10691-10708.

Paiva, C. (2016). *Efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros angulares da marcha da população idosa, medido por um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional*. Dissertação de Mestrado em Fisioterapia, Instituto Politécnico de Setúbal – Escola Superior de Saúde, Setúbal, Portugal.

Paula, A., Fernandes, F. & Souza, L. (2014). Factores associados às alterações do equilíbrio no idoso e a intervenção da terapia ocupacional. *Revista Científica da Escola da Saúde*, 3 (2), 107-116.

Pereira, F., Miguel, T., & Fernandes A. (2011). Factores de risco e consequências de quedas em idosos institucionalizados. *Revista Transdisciplinar de Gerontologia*, 4 (1), 32-42.

Perry, J. (2004). *Análise de marcha – Marcha normal (Volume 1)*. São Paulo: Editora Manole.

Morgado, J., Rocha, C., Maruta, C., Guerreiro, M. & Martins, I. (2009). Cutt-off scores in MMSE: a moving target?. *European Journal of Neurology*, 5 (4), 1-4.

- Mortaza, N., Osman, N. & Mehdikhani, N. (2014). Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly?. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 50, 677-691.
- Ricci, N., Gazzola, J. & Coimbra, I. (2009). Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. *Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde*, 34 (2), 94-100.
- Rodríguez-Martín, D., Pérez-López, C., Samà, A., Cabestany, J., & Català, A. (2013). A wearable inertial measurement unit for long-term monitoring in the dependency care area. *Sensors*, 13, 14079-14104.
- Roetenberg, D., Luinge, H., & Slycke, P. (2013). Xsens MVN : Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Technologies*, 3, 1-9.
- Rosario, M., Redmond, s., & Lovell, N. (2015). Tracking the evolution of smatphone sensing for monitoring human movement. *Sensors*, 15, 18901-18933.
- Rubenstein, L. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35 (S2), ii37-ii41.
- Ruwer, S., Rossi, A. & Simon, L. (2005). Equilíbrio no idoso. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, 71 (3), 298-303.
- Saber-Sheikh, K., Bryant, E., Glazzard, C., Hamel, A. & Lee, R. (2010). Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual Therapy*, 15, 122-125.
- Santana, I., Duro, D., Lemos, R., *et al.* (2016). Mini-Mental State Examination: Screening and diagnosis of cognitive decline, using new normative data. *Acta Médica Portuguesa*, 29 (4), 240-248.
- Santos, A. (2012). *Quedas em idosos institucionalizados*. Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Gerontologia, Universidade da Beira Interior, Covilhã.
- Scott, V., Votova, K., & Close, J. (2007). Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. *Age and Ageing*, 36, 130-139.
- Shaw, M., Adam, C., Izatt, M., Licina, P. & Askin, G. (2012). Use of the iPhone for Cobb angle measurement in scoliosis. *European Spine Journal*, 21 (6), 1062-1068.

- Sheridan, P., & Hausdorff, J. (2007). The role of higher-level cognitive function in gait : executive dysfunction contributes to fall risks in Alzheimer's disease. *National Institutes of Health, 24* (2), 125-137.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting, the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Journal of the American Physical Therapy Association, 80* (9), 896-903.
- Song, J. & Chung, K. (2010). Observational studies: Cohort and case-control studies. *Plastic and Reconstructive Surgery, 126* (6), 2234-2242.
- Studenski, S., Perera, S., Patel, K., *et al.* (2011). Gait speed and survival in older adults. *Nacional Institutes of Health, 305* (1), 50-58.
- Taira, T., Morita, S., Umebachi, R. *et al.* (2015). Risk factors for ground-level falls differ by sex. *American Journal of Emergency Medicine, 33* (5), 640-644.
- Talbot, L., Musiol, R., Witham, E. & Metter, J. (2005). Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. *BMC Public Health, 5* (86), 1-9.
- Tombaugh, T. & McIntyre, N. (1992). The Mini-Mental State Examination: A comprehensive review. *Journal of the American Geriatrics Society, 40*, 922-935.
- United Nations (2013). *World Population Ageing*. New York, USA: Department of Economic and Social Affairs, Population Division.
- Veras, R. (2009). Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas; desafios e inovações. *Revista de Saúde Pública, 43* (3), 548-554.
- Vergheze, J., Buschke, H., Viola, L., *et al.* (2002). Validity of divided attention tasks in predictiong falls in older individuals: A preliminary Study. *Journal of the American Geriatrics Society, 50*, 1572-1576.
- Vergheze, J., Kuslansky, G., Holtzer, R., *et al.* (2007). Walking while talking: Effect of prioritization in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88* (1), 50-53.
- Viljanen, A., Kaprio, J., Pyykkö, I., Sorri, M., Koskemvuo, M. & Rantanen, T. (2009). Hearing acuity as a predictor of walking difficulties in older women. *Journal of the American Geriatrics Society, 57* (12), 2282-2286.

Weenk, D., Beijnum, B., Baten, C., Hermens, H. & Veltink, P. (2013). Automatic identification of inertial sensor placement on human body segments during walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10 (31), 1-9.

Whittle, M. (2007). *Gait Analysis – An Introduction* (4 edition). Philadelphia, USA: Elsevier Limited.

Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16 (1), 1-14.

World Health Organization (2000). Obesity: preventing and managing the global epidemic – Report of a WHO Consultation (WHO Technical Report Series 894). Geneva, Suíça: WHO Library Cataloguing-in-Publication Data

World Health Organization (2007). WHO global report falls prevention in older age. Geneva, Suíça: WHO Press.

World Health Organization (2008). World health statistics. Geneva, Suíça : WHO Press.

World Medical Association (2013). World Medical Association Declaration of Helsinki – Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*, 310 (20), 2191-2194.

Yang, C., Hsu, Y., Shih, K. & Lu, J. (2011). Real-time cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system. *Sensors*, 11, 7314-7326.

Yoneyama, M. (2014). A study of gait acceleration and synchronisation in health adult subjects. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 (14), 1542-1552.

Yoshida, S. (2007). *A global report on falls prevention, epidemiology of falls – Epidemiology of falls*. Consultado em Abril, 01, 2016, através da fonte <http://www.who.int/ageing/projects/1.Epidemiology%20of%20falls%20in%20older%20age.pdf>

Zang, J., Novak, A., Brouwer, B., & Li, Q. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement*, 34, 63-69.

Zijlstra, W. & Hof, A. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & Posture*, 18, 1-10.

8. Apêndices

Apêndice I – Parâmetros espaciais e temporais da marcha

Apêndice II – Questionário de caracterização sociodemográfica e clínica

Apêndice III – Pedido de autorização formal à Directora Técnica do Centro Comunitário de São Sebastião de Setúbal e respectiva resposta

Apêndice IV – Carta explicativa do estudo aos participantes

Apêndice V – Consentimento livre e informado

Apêndice I - Parâmetros espaciais e temporais da marcha

Parâmetros espaciais da marcha	
Comprimento da passada (m)	Distância entre o momento em que o calcanhar de um dos membros inferiores entra em contacto com o solo e o ponto em que o mesmo calcanhar volta a tocar o solo
Comprimento do passo (m)	Distância entre o ponto em que o calcanhar do pé de apoio entra em contacto com o solo e o momento em que o calcanhar do membro contra-lateral entra em contacto com o solo
Largura do passo (m)	Distância lateral entre o centro do calcanhar de um dos pés e a linha formada por dois passos consecutivos do pé contra-lateral
Parâmetros temporais da marcha	
Tempo do passo (s)	Diferença do tempo entre o apoio sucessivo do calcanhar entre os dois pés
Cadência (passos/min)	Número de passos por minuto
Velocidade (m/s)	Distância percorrida num determinado tempo de marcha
Aceleração (m/s²)	Taxa de alterações da velocidade com o tempo
Tempo do ciclo da marcha (s)	Diferença do tempo entre o apoio sucessivo do calcanhar em cada pé
Tempo da fase de apoio (s)	Período de tempo em que o pé está em contacto com o solo, enquanto que o pé contralateral está na fase de balanço
Tempo da fase de balanço (s)	Período de tempo entre a retirada do pé e o apoio do calcanhar, enquanto que o pé contralateral se encontra em contacto com o solo
Tempo do duplo apoio (s)	Período de tempo em que os dois pés se encontram em contacto com o solo
Tempo do apoio simples (s)	Momento em que o pé contralateral se encontra na fase de balanço
Parâmetros angulares da marcha	
Velocidade angular (graus/s)	Velocidade a que um segmento corporal muda no tempo
Aceleração angular (graus/s²)	Ocorre quando há uma alteração na velocidade angular e representa a taxa de modificação da velocidade com o tempo

Apêndice II - Questionário de caracterização sociodemográfica e clínica



Instituto Politécnico de Setúbal - Escola Superior de Saúde
Departamento de Fisioterapia
QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO SOCIODEMOGRÁFICA E CLÍNICA

Código ID: _____ Data do preenchimento: ___/___/___

DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS

1. Idade: _____ 2. Sexo: Masculino Feminino

3. Peso (Kg): _____ 4. Altura (m): _____

5. Qual o seu Estado civil?

Solteiro (a) Casado (a) União de Fato Viúvo (a) Divorciado (a)

6. Quantos anos de escolaridade têm?

0 a 2 anos 3 a 6 anos ≥ 7 anos

DADOS CLÍNICOS

7. Já teve algum episódio de queda após os 65 anos? Sim Não

7.1. Se sim, recorde-se de quantas quedas deu no último ano?

8. Toma medicação diariamente? Sim Não

8.1. Se sim, qual/quais?

* Se algum dos medicamentos se incluir dentro dos grupos que afetam a marcha, nomeadamente, os Benzodiazepínicos (Hollman, J., Childs, K., McNeil, M., 2010; Hollman, J., Youdas, J., Lanzino, D., 2011b), os Opióides, os Antidepressivos, os Diuréticos e as Fenotiazinas (Rubenstein, L., 2006; Montero-Odasso, M., Muir, S., Speechley, M., 2012; Ambrose, A., Paul, G., Hausdorff, J., 2013), questionar ao utente se o tomou no dia da recolha.

9. Tem alguma condição cardiorrespiratória que altere a forma como anda?

Sim Não

10.1. Se sim, qual? _____

10. Tem alguma destas condições neurológicas?

Alzheimer

Parkinson

Doença Cerebelar

Mielopatia

Sequelas de Acidente Vascular Cerebral (AVC)

Neuropatia

Nenhuma

Outra Qual? _____

11. Sofre de algum problema de saúde a nível músculo-esquelético, nomeadamente na parte inferior das costas, na pélvis ou nos membros inferiores que altere a forma como anda? Sim Não

12. Usa algum tipo de auxílio na marcha (auxiliares de marcha)? Sim Não

Obrigada pela sua colaboração!

Apêndice III - Pedido de autorização formal à Directora Técnica do Centro Comunitário de São Sebastião de Setúbal e respectiva resposta



Setúbal, 11 de Junho de 2015.

Excelentíssima Dra. Ana Ferreira, solicito a sua atenção para o seguinte,

O meu nome é Nádía Augusto, sou aluna do Mestrado em Fisioterapia-Especialização em Músculo-Esquelética, ministrado pela Escola Superior de Saúde de Setúbal. Neste momento, no âmbito da Unidade Curricular de Trabalho de Projeto, encontro-me a desenvolver a minha dissertação intitulada: “Efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos medidos por um sistema ambulatório de análise cinemática 3D”, sob orientação da Professora Dra. Madalena Gomes da Silva e do Professor Dr. Ricardo Matias.

Este estudo pretende avaliar o efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos, através de um sistema ambulatório de análise cinemática 3D fora do laboratório, com vista a descrever as relações existentes entre as variáveis em estudo. Correlacionado o papel preventivo da fisioterapia na deteção precoce das alterações da marcha associadas ao processo de envelhecimento sob a condição de dupla tarefa. Os dados serão medidos através da colocação de sensores em pontos específicos do corpo humano e posteriormente recolhidos e armazenados através do *software* de apoio ao sistema móvel utilizado. Para caracterizar a população será aplicado um breve questionário e para avaliar a sua capacidade cognitiva para a execução da tarefa cognitiva implícita, será aplicada a Escala do Mini-Exame do Estado Mental (versão adaptada para a população portuguesa).

Neste sentido, venho por este meio solicitar a sua colaboração neste estudo, nomeadamente na autorização para a realização da recolha de dados na vossa instituição e nos vossos utentes, bem como, na delineação da calendarização da realização das mesmas. Agradecendo antecipadamente a atenção de Vossa Excelência, apresento-lhe os meus melhores cumprimentos.

Atenciosamente,
Nádía Coimbra Augusto.

Nádía Coimbra Augusto. 4



Nadja Augusto <naa.fisio.augusto@gmail.com>

Questionamento sobre estado da autorização e datas possíveis

Centro Comunitário S. Sebastião | Setúbal <ccomunitario.ssebastiao@gmail.com>
Para: Nadja Augusto <naa.fisio.augusto@gmail.com>

16 de junho de 2015 às 17:16

Boa tarde!

Serve o presente para lhe dar conta que nos encontramos disponíveis para colaborar no seu estudo. Gostaria que me informasse como pretende realizar a recolha dos dados e em que datas para podermos organizar.

Com os melhores cumprimentos

Ana Bordeira Ferreira
(Diretora Técnica)

[Citação ocultada]

--

Centro Comunitário S. Sebastião
Rua Gonçalo de Abreu nº9/11
Tel. 265 227 601 Fax. 265 548 143

Apêndice IV – Carta explicativa do estudo aos participantes



Instituto Politécnico de Setúbal - Escola Superior de Saúde - Departamento de Fisioterapia
**EFEITO DA INTRODUÇÃO DE TAREFAS COGNITIVAS NOS PARÂMETROS ESPÁCIO-
TEMPORAIS DA MARCHA EM IDOSOS MEDIDOS POR UM SISTEMA AMBULATORIO
DE ANÁLISE CINEMÁTICA 3D**

CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO AOS PARTICIPANTES

Este estudo tem como objetivo avaliar o efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos, através de um sistema ambulatório de análise cinemática 3D fora do laboratório. A informação recolhida poderá no futuro contribuir para o desenvolvimento de um sistema móvel que consiga auferir atempadamente através de variáveis indiretas o risco de queda e assim, contribuir para a redução da sua ocorrência.

Se aceitar participar no estudo, ser-lhe-á aplicado um pequeno questionário e uma escala, esta última que pretende avaliar o nível cognitivo. Posteriormente, ser-lhe-ão colocados sensores, que integram o sistema ambulatório de análise de marcha e ser-lhe-á pedido que caminhe ao longo de uma distância de 10 metros executando uma determinada tarefa cognitiva ao comando verbal do investigador.

A decisão de participar implica a autorização para utilização dos dados recolhidos durante a realização do presente estudo. Todo o material audiovisual e escrito recolhido será codificado e tratado de forma anónima e confidencial, sendo conservado à responsabilidade da Fisioterapeuta Nádia Augusto. A decisão de participar ou não no estudo é voluntária. O presente estudo não acarreta qualquer risco acrescido, nem qualquer tipo de benefício. Se decidir participar no estudo, poderá abandonar o mesmo em qualquer momento, sem ter que fornecer qualquer tipo de explicação.

Os resultados do estudo serão expostos no âmbito da apresentação do Trabalho de Projeto do Mestrado em Fisioterapia – Ramo das Condições Músculo-Esqueléticas, nunca sendo os participantes identificados de forma individual. Uma vez apresentados os resultados, os

dados originais serão destruídos. Caso surja alguma dúvida, ou necessite de informação adicional, por favor contacte: Nádía Augusto, através do e-mail naa.fisio.augusto@gmail.com.

Apêndice V – Consentimento informado



DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Reconheço que os procedimentos de investigação descritos na carta anexa me foram explicados e as minhas questões foram esclarecidas de forma satisfatória. Compreendo que a participação no estudo não acarreta qualquer tipo de vantagens e/ou desvantagens potenciais. Compreendo igualmente que todos os dados recolhidos, incluindo as gravações efetuadas e o material escrito, durante a participação neste projeto de investigação serão unicamente para fins académicos, sendo destruídos após a conclusão do estudo.

Fui informado(a) que tenho o direito a recusar participar e que a minha recusa em fazê-lo não terá consequências para mim. Compreendo que tenho o direito de colocar agora e durante o desenvolvimento do estudo, qualquer questão relacionada com o mesmo. Compreendo que sou livre de, a qualquer momento abandonar o estudo sem ter de fornecer qualquer explicação.

Assim, declaro que aceito participar neste projeto de investigação, com salvaguarda da confidencialidade e anonimato sem prejuízo pessoal de cariz ético ou moral.

O Participante

_____, de _____ de 2015.

Fisioterapeuta responsável pelo estudo:

Nádia Augusto

9. Anexos

Anexo I – Versão portuguesa da Escala Mini Mental State Examination (Guerreiro *et al.*, 1994)

Anexo I – Versão portuguesa da Escala Mini Mental State Examination (Guerreiro *et al.*, 1994)

MINI MENTAL STATE EXAMINATION (MMSE) – MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL
(Folstein, M., Folstein, S., McHugh, P., 1975, com adaptação de Guerreiro, M., Silva, A., Botelho, M., 1994)

1. ORIENTAÇÃO:

“Vou lhe fazer algumas perguntas. A maior parte delas são fáceis, tente responder o melhor que for capaz.” (Dar 1 ponto por cada resposta correta):

1. Em que ano estamos? _____
2. Em que mês estamos? _____
3. Em que dia do mês estamos? _____
4. Em que dia da semana estamos? _____
5. Em que estação do ano estamos? _____
6. Em que país estamos? _____
7. Em que distrito vive? _____
8. Em que terra vive? _____
9. Em que casa estamos? _____
10. Em andar estamos? _____

Nota: _____

2. RETENÇÃO:

“Vou dizer-lhe três palavras. Queria que as repetisse e que procurasse decorá-las porque dentro de alguns minutos vou pedir-lhe que me diga essas três palavras.” As palavras são:

PÊRA

GATO

BOLA

“Repita as três palavras.” (Dar 1 ponto por cada palavra correta):

PÊRA _____ GATO _____ BOLA _____

Nota: _____

3. ATENÇÃO E CÁLCULO:

“Agora peço-lhe que me diga quantos são 30 menos 3 e ao número encontrado volte a subtrair 3 até eu lhe dizer para parar. “ (Dar 1 ponto por cada palavra correta. Parar ao fim de 5 respostas. Se fizer um erro de subtração, mas continuando a subtrair corretamente partir do erro conta-se como um único erro):

(27) (24) (21) (18) (15)

Nota: _____

4. EVOCAÇÃO

(Só se efetua no caso de o sujeito ter aprendido as três palavras referidas anteriormente na prova de retenção)

“Recorde-se agora das três palavras que lhe pedi à pouco para repetir e veja se me consegue dizer quais são. “ (Dar 1 ponto por cada palavra correta):

PÊRA _____

GATO _____

BOLA _____

Nota: _____

5. LINGUAGEM (Dar 1 ponto por cada palavra correta):

a) Mostrar o relógio de pulso. “Como se chama isto? “

Nota: _____

b) Mostrar um lápis. “Como se chama isto? “

Nota: _____

c) Repetir a frase. “O rato rói a rolha. “

Nota: _____

d) “Vou dar-lhe uma folha de papel. Quando eu lhe entregar o papel, pegue nele com a sua mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o no chão. “ (Dar 1 ponto por cada etapa bem executada, sendo a pontuação máxima é de 3 pontos):

Pega no papel com a mão direita _____

Dobra o papel ao meio _____

Nota: _____

Coloca o papel no chão _____

e) “Leia e cumpra o que diz neste cartão.”

Mostrar o cartão com a frase: “FECHE OS OLHOS.” (Dar 1 ponto por cada realização correta):

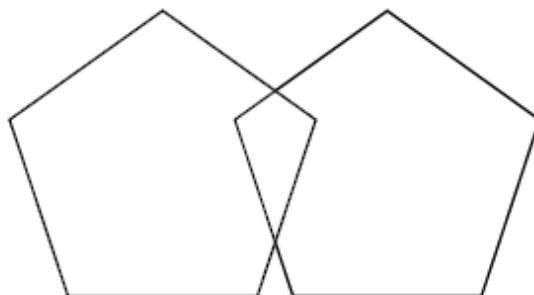
Nota: _____

f) “Escreva uma frase.” (A frase deve ter sujeito, verbo e ter sentido para ser pontuada com 1 ponto. Erros gramaticais ou erros de trocas de letras não contam como erros).

Nota: _____

g) “Copie o desenho que lhe vou mostrar.”

Mostrar o desenho num cartão. (Os 10 ângulos devem de estar presentes e 2 deles estar intersectados para pontuar 1 ponto. Tremor ou erros)



Nota: _____

Pontuação total _____/30

Considera-se indivíduos com compromisso cognitivo: 0 a 2 anos < 22 pontos; 3-6 anos < 24 pontos; ≥ 7 anos < 27 pontos (Morgado, J., Rocha, C., Maruta, C., (2009a, 2009b).