

Deborah Hebling Spinoso

**DEMANDA FUNCIONAL E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DURANTE A MARCHA EM
IDOSAS COM MOBILIDADE FUNCIONAL REDUZIDA**

FISIOTERAPIA

Presidente Prudente
2014

Deborah Hebling Spinoso

**DEMANDA FUNCIONAL E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DURANTE A MARCHA EM
IDOSAS COM MOBILIDADE FUNCIONAL REDUZIDA**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia – FCT/UNESP, campus de Presidente Prudente, para a obtenção do Título de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Presidente Prudente

2014

FICHA CATALOGRÁFICA

Spinoso, Deborah Hebling.
S742d Demanda funcional e variáveis biomecânicas durante a marcha em
idosas com mobilidade funcional reduzida / Deborah Hebling Spinoso. -
Presidente Prudente : [s.n], 2014.
00 f.

Orientador: Mauro Gonçalves
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de
Ciências e Tecnologia
Inclui bibliografia

1. Dupla tarefa. 2. Momento Articular. 3. Força de Reação do Solo. I.
Gonçalves, Mauro. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências
e Tecnologia. III. Demanda funcional e variáveis biomecânicas durante a
marcha em idosas com mobilidade funcional reduzida.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

BANCA EXAMINADORA



PROF. DR. MAURO GONÇALVES
(ORIENTADOR)



PROF. DR. MARCO ANTONIO CAVALCANTI GARCIA
(UFRJ)



PROFA. DRA. FLAVIA ROBERTA FAGANELLO NAVEGA
(UNESP/Marília)



DEBORAH HEBLING SPINOSO

PRESIDENTE PRUDENTE (SP), 13 DE FEVEREIRO DE 2014

RESULTADO: APROVADA

Aos meus pais e meu irmão, pelo incentivo e apoio durante toda a minha trajetória.

Em primeiro lugar quero agradecer a Deus pelo seu cuidado para comigo, por estar ao meu lado e me abençoar todos os dias, por me dar forças para prosseguir e acima de tudo me fazer compreender que esta é apenas mais uma etapa e que os Seus planos para minha vida vão muito além daquilo que possa sonhar ou imaginar. A Ele minha gratidão por ser meu guia e dirigir meus passos.

Aos meus pais, Vito e Márcia, meus exemplos em todas as áreas da minha vida, agradeço os conselhos, o incentivo e apoio durante toda a minha trajetória. Obrigada por todas as demonstrações de amor e carinho, por fazerem de mim uma pessoa melhor e também por poder contar com vocês sempre. Amo incondicionalmente!

Ao meu irmão e grande amigo Henrique, que se faz presente todos os dias na minha vida mesmo estando longe. Obrigada por se preocupar comigo, me apoiar e torcer por mim durante todas as fases da minha vida. Amo você!

Ao meu orientador Mauro Gonçalves por esses três anos de trabalho juntos, por ter acreditado em mim, me ensinado como fazer pesquisa científica e assim ter contribuído de forma ímpar para minha formação profissional. Obrigado por todos os ensinamentos e oportunidades que fizeram com que meu sonho se realizasse!

Agradeço a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo apoio financeiro a esse projeto por meio da concessão de bolsa de estudo, a qual permitiu dedicação exclusiva a esse projeto, bem como, divulgação dos resultados obtidos nessa pesquisa em importantes congressos científicos da área.

Aos grandes amigos que fiz no Laboratório de Biomecânica desta universidade, por todo esse tempo de companheirismo, por dividirem comigo seus conhecimentos, pelos bons momentos de descontração que passamos juntos, as boas risadas e é claro as deliciosas comidas que sempre acompanhavam nossos encontros. Vocês são todos especiais! As nossas lembranças ficarão na memória e sempre levarei vocês dentro de mim!

As minhas grandes amigas Fernanda, Aline, Camilla, Nise, Renata, Natália e Mary Hellen por terem contribuído em todas as fases desse projeto. Sem a ajuda de vocês esse trabalho não teria sido concluído. Obrigada porque além de todo o apoio na área acadêmica vocês me ofereceram a amizade de vocês, que pra mim se tornou fundamental. Vocês são as melhores amigas e agradeço muito a Deus pela vida de cada uma de vocês!

Agradeço a professora Flávia por ter aceitado participar desse momento tão especial na minha vida, aquela que foi minha primeira orientadora e despertou em mim o desejo pela pesquisa. Obrigada por suas contribuições e por fazer desse trabalho melhor.

Ao professor Marco Garcia por mesmo morando numa cidade distante aceitou participar da minha qualificação e da defesa. Obrigado por suas contribuições com esse trabalho, pela sua grande receptividade e por estar colaborando com minha formação profissional.

A toda a minha família e meus amigos que mesmo de longe fisicamente, me incentivaram e acreditaram em mim para que todo esse sonho se realizasse.

As voluntárias que participaram dessa pesquisa pela disponibilidade de tempo, sem as quais a mesma não teria sido concretizada.

Agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para a conclusão de mais essa etapa. A todos vocês o meu muito obrigada!

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”.

Marthin Luther King

<i>Apresentação</i>	<i>13</i>
<i>Introdução</i>	<i>15</i>
<i>Artigo I</i>	<i>19</i>
<i>Artigo II</i>	<i>44</i>
<i>Referencias Introdutórias.....</i>	<i>68</i>
<i>Anexos.....</i>	<i>74</i>

Em consonância com as regras do Programa de Pós Graduação em Fisioterapia desta unidade, a apresentação dessa dissertação inicia-se por uma introdução com objetivo de contextualização do tema pesquisado, seguido de 2 artigos científicos que foram redigidos de acordo com as normas dos periódicos *Gait & Posture* e *Age and Ageing*.

Os artigos serão submetidos em revistas internacionais de grande relevância na área, no entanto serão apresentados em português com intuito de facilitar a apresentação dos mesmos. Ressalta-se ainda que as tabelas estão localizadas no corpo do texto dos artigos, porém serão submetidos conforme as normas de cada periódico, apresentada em anexo.

Abaixo seguem os títulos dos artigos científicos que serão apresentados, seus respectivos autores, bem como, os periódicos para os quais serão encaminhados.

Artigo I: SPINOSO, DH; GONÇALVES, M. Redução da mobilidade funcional em idosos está associada ao aumento da demanda funcional no quadril, joelho e tornozelo. Submissão: *Gait & Posture*.

Artigo II: SPINOSO, DH; GONÇALVES, M. Diminuição da velocidade e força de reação do solo na marcha estão associadas a maior risco de incapacidades em idosos com mobilidade reduzida. Submissão: *Age and Ageing*.

O processo de envelhecimento tem sido foco de muitas pesquisas em todo o mundo, uma vez que, o aumento progressivo da população de idosos nas últimas décadas é considerado um fenômeno mundial e está relacionado, entre outros fatores, à melhoria nas condições de saúde e os avanços na área médica [1-4].

No Brasil, segundo o censo realizado em 2010, existem 20,5 milhões de idosos e a expectativa para o ano de 2025 é que esse número chegue a 64 milhões, tornando o país a quinta nação com maior número de idosos [3,5]. Em contrapartida, o aumento exponencial dessa população tem sido associado a problemas sociais e econômicos devido à deteriorização físico-funcional, uso de medicamentos, estilo de vida sedentário e a presença de doenças crônicas que resultam em menor qualidade de vida e aumento dos gastos públicos com serviços assistenciais [6-8].

As alterações fisiológicas decorrentes do processo de envelhecimento acometem todos os sistemas do corpo humano, entre eles, renal, respiratório, cardiovascular e neuromuscular [2]. Essas modificações são consideradas multifatoriais e podem se manifestar por meio da redução da força muscular, flexibilidade e resistência, diminuição da mobilidade articular, degeneração do sistema vestibular, alterações proprioceptivas, diminuição da acuidade visual, entre outros fatores, que juntos são responsáveis pela perda de autonomia, bem como, pelo aumento do risco de ocorrência de quedas nessa população [1,9].

As quedas em idosos são consideradas um problema de saúde pública devido à frequência com que elas ocorrem, as consequências para a saúde, como por exemplo, entorses, contusões e fraturas, principalmente de quadril e os custos assistenciais [10, 11]. No Brasil aproximadamente 30% dos idosos caem ao menos uma vez por ano e em 2009 o Sistema Único de Saúde registrou 320.000 mil hospitalizações por lesões resultantes de quedas [7,11].

As causas das quedas são multifatoriais, porém cerca de 50% ocorrem durante a marcha [12]. A marcha é uma tarefa funcional crítica para mobilidade, manutenção da saúde e da função e é essencial para realizar a maioria das atividades de vida diária [13]. Além disso, a habilidade de andar é uma tarefa complexa e exige uma perfeita harmonia do sistema sensorial, motor e cognitivo para produzir um padrão de marcha estável, eficiente e seguro [14]. Durante a maioria das atividades de vida diária, a marcha é realizada simultaneamente com outra tarefa motora, como por exemplo, carregar peso ou tarefa cognitiva, como por exemplo, falar ao telefone enquanto caminha [15, 16]. Essa condição

conhecida como dupla-tarefa proporciona maior probabilidade de ocorrência de quedas em idosos devido a menor capacidade do sistema nervoso central em atender aos altos níveis de processamento exigidos para planejar e executar duas tarefas concomitantemente [16-21].

As alterações biomecânicas no padrão de marcha de idosos são frequentemente encontradas na literatura e incluem diminuição da velocidade da marcha e comprimento do passo, aumento da largura da passada, maior tempo da fase de duplo apoio, menor tempo de fase de balanço, diminuição da força de reação do solo vertical, entre outros parâmetros que podem ser observados por meio de análises cinemáticas e cinéticas da marcha [20-24]. Essas modificações motoras na marcha são mais evidentes em condições de dupla-tarefa, sendo considerado um padrão de avaliação superior para diferenciar indivíduos idosos caídores e não caídores [25, 26].

Apesar de muitos estudos considerarem as modificações no padrão de marcha de idosos uma estratégia compensatória para a manutenção do equilíbrio, essas alterações podem ter um efeito negativo sobre a marcha e resultar em um padrão de movimento instável, irregular e menos funcional [27,28]. Entre as possíveis razões para as modificações encontradas na marcha de idosos, a diminuição da mobilidade funcional e a menor força muscular trazem grande preocupação para os profissionais da área da saúde, pois têm sido considerados os principais fatores responsáveis por essas alterações e consequentemente pela maior prevalência de incapacidade funcional, perda da independência e quedas na população idosa [29-34].

A perda de massa muscular com o avanço da idade ocorre de maneira progressiva e acomete principalmente os membros inferiores em relação aos superiores [1, 35]. Essa discrepância de diminuição de forças entre os membros tem importante implicação para a manutenção da mobilidade e prevenção de disfunção haja vista que a força dos membros inferiores é fundamental para a realização de atividades diárias dinâmicas como caminhada, transitar na escada, transferir-se da posição sentada para posição em pé, entre outras [36]. Estudos mostram que a avaliação da força muscular dos extensores do joelho na população idosa é uma ferramenta bastante sensível para identificar início de déficits de mobilidade em decorrência de sua forte correlação com a capacidade de executar as atividades diárias, sendo determinante para garantir o bom desempenho do indivíduo [37, 38].

A diminuição da mobilidade funcional atinge aproximadamente 50% da população com 65 anos idade ou mais, sendo caracterizada por uma diminuição da habilidade de

realizar as atividades diárias e consequentemente gerar limitações funcionais [39,40]. Os menores níveis de mobilidade com o avanço da idade associado a alterações cinemáticas e cinéticas na marcha podem resultar em aumento da demanda funcional exigida para a realização de atividades habituais e proporcionar limitação da intensidade e duração dessas tarefas [41, 42].

A elevada demanda funcional em idosos está associada à diminuição da reserva muscular fisiológica e ao declínio das capacidades físicas com avanço da idade, o que resulta na realização das atividades diárias muito próximas da capacidade muscular máxima representando uma circunstância de risco para essa população [43-45]. A menor capacidade de produção de força muscular observada em idosos também contribui para o aumento da demanda funcional e esta relacionada com a maior percepção de esforço para realizar a mesma atividade que um indivíduo jovem, o que pode causar fadiga precoce, diminuição do controle postural e consequentemente dificuldades para execução da tarefa [46-48].

Haja vista que as atividades diárias representam um grande desafio ao sistema musculoesquelético de indivíduos idosos, diferentemente da população jovem, eles procuram utilizar de importantes estratégias para atender os altos níveis de demanda funcional exigido para execução de uma determinada tarefa [49]. As principais estratégias utilizadas são a diminuição da velocidade e distribuição das forças articulares de forma diferente entre as articulações a fim de compensar a reduzida capacidade musculoesquelética e assim realizar o movimento dentro dos limites de sua capacidade articular [49].

O estudo da demanda funcional exigida durante condições de marcha que fazem parte do cotidiano dos idosos associada a avaliação biomecânica de parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha, é um método que pode ajudar a identificar situações diárias de risco para essa população e assim, diminuir a incidência de quedas, prevenir limitações de mobilidade e garantir a participação em uma vida cotidiana independente [48, 50, 51].

REDUÇÃO DA MOBILIDADE FUNCIONAL EM IDOSOS ESTÁ ASSOCIADA AO AUMENTO DA DEMANDA FUNCIONAL NO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO

Deborah Hebling Spinoso¹, Mauro Gonçalves¹

¹ Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências – UNESP, Rio Claro/SP, Brasil.

Agradecimentos: FAPESP, CNPq

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Avenida 24A, nº1515, CEP 13506-900, Rio Claro, SP

email: labiomec@rc.unesp.br

RESUMO

A porcentagem de força utilizada durante determinada tarefa em relação ao máximo de força que a articulação movimentada pode desenvolver é definida como demanda funcional (DF). A elevada DF para realizar atividades diárias associada aos déficits de mobilidade na população idosa pode resultar em perda da habilidade em realizar essas tarefas de maneira segura. Pelo exposto, o objetivo desse estudo foi identificar o efeito da DF imposta durante a marcha sobre as articulações do membro inferior de idosos. Participaram da análise 15 jovens (GJ), 14 idosos com mobilidade normal (GIMN) e 13 idosos com mobilidade reduzida (GIMR). O torque isométrico foi utilizado para determinação da capacidade muscular máxima. A avaliação biomecânica da marcha foi feita utilizando um sistema de análise 3D com uma plataforma de força. As condições analisadas foram marcha em velocidade de preferência (I), marcha em velocidade de preferência com carga (II), marcha em velocidade de preferência falando ao telefone (III), marcha em velocidade de preferência com obstrução da visão dos pés (IV) e marcha em velocidade de preferência máxima (V). Destas análises, verificou-se que o GIMN e GIMR apresentaram menor capacidade muscular máxima em relação ao GJ. O GIMR apresentou maiores valores de momento articular para o movimento flexor de tornozelo e menores valores para os extensores de quadril em relação ao GJ. A condição V apresentou os maiores valores de momento articular para todos os movimentos analisados em relação as demais condições de marcha. A DF do GIMR foi maior para todos os movimentos analisados em relação ao GJ e GIMN, com exceção dos extensores de quadril. A elevada DF observada em idosos com mobilidade reduzida durante a marcha esta associada a diminuição da capacidade muscular máxima e pode representar maior probabilidade de risco de quedas devido a menor reserva muscular para utilizar em situações inesperadas de desequilíbrio. Em condições de dupla tarefa, a redução da DF pode estar associada a alterações cinemáticas da marcha que contribui negativamente para a mobilidade funcional em idosos.

Palavras-chave: momento articular, marcha, dupla tarefa, idosos

1. INTRODUÇÃO

A população da chamada “terceira idade” vem crescendo em números absolutos e relativos mundialmente [1]. Segundo a Organização Mundial de Saúde, nos países desenvolvidos são considerados idosos os indivíduos com mais de 65 anos de idade, e nos países em desenvolvimento aqueles com mais de 60 anos de idade [2]. Em contrapartida, o aumento exponencial dessa população tem sido associado a problemas sociais e econômicos devido à deteriorização físico-funcional, uso de medicamentos, estilo de vida sedentário e presença de doenças crônicas que resultam em menor qualidade de vida em idosos [3,4].

Déficits de mobilidade atingem aproximadamente 50% da população com 65 anos de idade ou mais, sendo caracterizado pela diminuição na habilidade de realizar uma variedade de tarefas, as quais são importantes para a manutenção das atividades de vida diária como, por exemplo, caminhar, transitar na escada, atravessar a rua, entre outros [5,6]. A dificuldade na realização de tarefas cotidianas que são fundamentais para manutenção da independência é motivo de preocupação para os profissionais da área da saúde, pois está relacionada com isolamento social, maior ocorrência de quedas e consequentemente com o aumento dos gastos públicos em serviços assistenciais à população idosa [7,8].

A marcha é a atividade de vida diária mais frequentemente realizada [9]. Esta tarefa exige uma complexa interação dos sistemas motor, sensorial e cognitivo, e requer a coordenação dos músculos do tronco e membros [9,10]. Os déficits de mobilidade proporcionam alterações de parâmetros biomecânicos da marcha, que resultam em um padrão de marcha instável e irregular e consequentemente proporcionam maior risco de quedas [11]. As modificações motoras na marcha de idosos são mais evidentes em condições de dupla-tarefa, uma vez que, o envelhecimento promove um declínio da capacidade de dividir a atenção para planejar e executar duas tarefas concomitantemente [12-13].

Dentre as causas de modificações encontradas na marcha de idosos, a redução da força muscular e a diminuição da mobilidade têm sido consideradas os principais fatores responsáveis por essas alterações e consequentemente pela maior prevalência de dependência funcional e quedas na população idosa [14]. Uma possível explicação encontra-se na perda de força muscular ocorrer principalmente nos membros inferiores em

relação aos superiores e consequentemente gerar deficiência na manutenção da mobilidade e prevenção de incapacidades funcionais [15,16].

A redução da força muscular com o avanço da idade está relacionada com o aumento da demanda funcional para a realização de atividades habituais, e com isso perda da habilidade em executar as tarefas de maneira eficiente e segura [17]. A demanda funcional expressa a porcentagem de força utilizada durante determinada tarefa em relação ao máximo de força que aquela articulação poderia desenvolver [7,17,18]. A determinação da demanda funcional durante a realização de atividades diárias é dependente de dois fatores primários: a força externa que envolve a ação da gravidade e inércia em cada articulação durante o movimento e a força muscular interna produzida pelos músculos ao redor da articulação com objetivo de neutralizar a força externa para manutenção da estabilidade durante a realização de uma tarefa [17,18].

O aumento da demanda funcional em idosos está associado à diminuição da reserva muscular fisiológica e ao declínio das capacidades físicas com avanço da idade, o que resulta na realização das tarefas habituais muito próximos da capacidade muscular máxima representando uma circunstância de risco para essa população [19-20]. Embora alguns estudos mostrem que indivíduos idosos apresentam maiores valores de demanda funcional durante a marcha em relação aos jovens, ainda não existe na literatura estudos que caracterizaram alterações na demanda funcional de idosos com mobilidade reduzida durante a marcha realizada concomitantemente a tarefas cotidianas. Diante disso, o objetivo desse estudo foi identificar a demanda funcional e o momento articular requeridos nas articulações do membro inferior dominante durante diferentes condições de marcha em jovens, idosos com mobilidade normal e mobilidade reduzida. O segundo objetivo desse estudo foi determinar a capacidade muscular máxima das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Nós hipotetizamos que os idosos com mobilidade reduzida irão adotar estratégias de distribuição de momento articular diferente daquelas apresentadas por jovens e idosos com mobilidade normal para conseguir atender a demanda funcional exigida durante as condições de marcha propostas, e esta será superior em situações de marcha com dupla tarefa.

2. MÉTODOS

2.1 Sujeitos

Foram recrutadas 42 voluntárias, divididas em dois grupos etários: jovens e idosas (Tabela 1). O grupo de jovens (GJ) foi composto por 15 voluntárias com idade entre 18-25 anos, estudantes universitárias, fisicamente ativas. O grupo de idosas foi composto por mulheres com idade entre 60-80 anos, participantes de grupo de atividade física para a comunidade e estas foram subdivididas em grupo de idosas com mobilidade normal (GIMN) e grupo de idosas com mobilidade reduzida (GIMR), conforme descrito no item abaixo. Os critérios de elegibilidade desse estudo foram gênero feminino, não apresentar dor, fratura ou lesão grave em músculos e ligamentos nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias e ser capaz de caminhar de maneira independente. Todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local.

Tabela 1: Características dos sujeitos.

	GJ	GIMN	GIMR
Idade (anos)	23.63±1.6	69.13±5.4*	66.69±4.3 [†]
Massa (kg)	59.11±8.1	65.00±6.8	70.60±10.9 [†]
Estatura (m)	1.61±0.04	1.54±0.05*	1.52±0.05 [†]
Índice de Massa Corporal (kg m ⁻²)	22.44±2.2	27.65±3.6*	30.18±4.2 [†]
Torque extensor de joelho (Nm kg ⁻¹)	2.45±0.52* [†]	1.92±0.2	1.24±0.2 [§]

Valores de Média ±DP. *Diferença significativa entre GJ e GIMN. [†]Diferença significativa entre GJ e GIMR.

[§]Diferença significativa entre GIMR e GIMN, $p < 0.05$.

2.2 Procedimentos

A coleta de dados foi realizada em 2 dias, com intervalo de 2-7 dias entre eles [21]. Durante a primeira visita foi realizada a coleta de dados antropométricos, avaliação do torque isométrico do membro inferior dominante e familiarização com o teste de marcha. O membro inferior dominante foi selecionado de acordo com protocolo proposto por Hoffman e Payne (1995) [22]. O limiar de torque isométrico extensor de joelho de 1.5 Nm Kg⁻¹ foi utilizado para classificar as voluntárias idosas quanto ao nível de mobilidade funcional [23]. Quatorze voluntárias idosas apresentaram valores inferiores a 1.5 Nm kg⁻¹ e foram classificadas para o grupo mobilidade reduzida e, treze mulheres apresentaram valores superiores a 1.5 Nm kg⁻¹ sendo classificadas para o grupo mobilidade normal. Durante a segunda visita ao laboratório, as voluntárias realizaram o teste de marcha em diferentes condições que simulavam atividades que fazem parte do cotidiano.

2.3 Avaliação do Torque Isométrico

A mensuração do torque isométrico do membro inferior dominante foi realizado utilizando o dinamômetro isocinético Biodex System 4 PRO (Biodex®). Foram avaliadas a força isométrica máxima em três angulações distintas dos músculos flexores e extensores do quadril (10° e 20° de flexão, 20° de extensão), joelho (10°, 30° e 60° de flexão) e tornozelo (neutra, 10° de dorsiflexão e 20° de flexão plantar). O posicionamento das voluntárias foi padronizado e foi feita familiarização com o equipamento [24]. Duas contrações isométricas máximas foram realizadas por um período de 5 segundos, com intervalo de 30 segundos entre elas. O intervalo entre cada série de contrações foi de 2 minutos [25]. Encorajamento verbal padronizado e feedback visual foram fornecidos às voluntárias durante a avaliação do torque isométrico.

2.4 Avaliação Biomecânica da Marcha

A avaliação biomecânica da marcha foi realizada utilizando um sistema de análise de movimento 3D com 7 câmeras infravermelhas (Vicon®, 100Hz) e plataforma de força OR6-6 (AMTI®, 100Hz) em uma passarela de 14 metros de comprimento e 2 metros de largura, sendo que os primeiros 2 metros e os últimos 2 metros de comprimento da passarela foram desconsiderados para evitar possíveis influências do processo de aceleração e desaceleração da marcha. Dezesseis marcadores fotorreflexivos foram fixados bilateralmente em pontos anatômicos específicos dos membros inferiores de acordo com o modelo *Plugging Gait* (VICON®). O protocolo de avaliação foi composto de 5 diferentes condições de marcha que simulavam situações que fazem parte do cotidiano, sendo elas *condição I*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela na mesma velocidade que realizam suas atividades de vida diária (C_{normal}), *condição II*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela enquanto carregavam cargas correspondentes 10% do peso corporal em sacolas similares às de compras, divididas em ambos os membros superiores (C_{carga}), *condição III*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela enquanto respondiam ao celular questões simples relacionadas às suas atividades de vida diárias feitas por um examinador ($C_{celular}$), *condição IV*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela carregando uma placa opaca com 29,5 cm de comprimento e 5cm de altura de modo a obstruir a visão dos pés (C_{placa}), e *condição V*: as voluntárias foram

orientadas a caminhar o mais rápido possível sem correr e sem a sensação que iriam tropeçar ou cair (C_{rapida}). As participantes realizaram 10 tentativas para cada condição de marcha proposta.

2.5 Análise dos dados

Para a análise dos dados de torque articular foram obtidos os valores máximos atingidos em cada angulação e esses dados foram normalizados pela massa corporal das voluntárias [26].

Os dados cinemáticos e cinéticos foram processados utilizando um filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz, em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). Para a análise dos dados de ângulos e momentos articulares durante a fase de apoio da marcha para as articulações do quadril, joelho e tornozelo foram considerados o cálculo da média de 3 tentativas na qual toda a região plantar estava em contato com a plataforma de força.

A determinação do nível de demanda funcional durante a fase de apoio da marcha foi feita por meio do cálculo do máximo momento articular interno produzido durante essa fase em uma angulação específica dividido pelo máximo torque isométrico dessa articulação na mesma angulação, conforme proposto por Rowe et al. (2005) e Samuel et al. (2011) [17,18]. O valor de demanda funcional foi multiplicado por 100 a fim de obter a porcentagem da capacidade muscular máxima que estava sendo utilizada durante a tarefa. A interpolação linear dos dados de torque articular foi realizada para estimar o valor de torque isométrico máximo na angulação semelhante aquela atingida durante a fase de apoio na marcha. A normalização dos dados foi obtida em relação ao peso corporal das voluntárias [27].

2.6 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0® (SPSS). Para comparação dos dados de momento articular e demanda funcional entre os grupos e as condições de marcha propostas foi aplicado o teste ANOVA *Two-Way Medidas Repetidas* e o teste post-hoc de *Bonferroni*. Para a comparação dos dados de capacidade muscular máxima entre os grupos foi utilizado o teste ANOVA *One-Way*. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$.

3. RESULTADOS

3.1 Capacidade Muscular Máxima

Para todas as articulações e angulações avaliadas as voluntárias idosas de ambos os grupos apresentaram menor capacidade muscular máxima em relação às jovens, conforme mostra a tabela 2. O GIMR apresentou capacidade muscular máxima flexora de joelho 42% ($p < 0.001$), 49% ($p < 0.001$) e 51% ($p < 0.001$) e extensora 49% ($p < 0.001$), 43% ($p < 0.001$) e 47% ($p < 0.001$) inferior às voluntárias jovens para as angulações de 10°, 30° e 60° de flexão, respectivamente. A máxima capacidade extensora de joelho foi usada para classificar as idosas com mobilidade reduzida e idosas com mobilidade normal ($p = 0.001$) [23]. Para a articulação do quadril, o GIMR obteve capacidade muscular máxima flexora 41% ($p < 0.001$), 38% ($p < 0.001$) e 46% ($p = 0.001$) e extensora 53% ($p < 0.001$), 45% ($p < 0.001$) e 47% ($p < 0.001$) inferior as jovens nas angulações de 10° e 20° de flexão e 20° de extensão, respectivamente. Para a articulação do tornozelo na posição neutra, 10° de flexão e 20° de extensão os valores de capacidade muscular máxima flexora do GIMR foram, respectivamente, 23% ($p = 0.045$), 57% ($p < 0.001$) e 25% ($p = 0.001$) e extensora 43% ($p < 0.001$), 50% ($p < 0.001$) e 45% ($p < 0.001$) inferior àqueles obtidos pelas voluntárias jovens.

O GIMN apresentou valores de capacidade muscular máxima das articulações do joelho e tornozelo superior àqueles obtidos pelo GIMR. Para a articulação do joelho nas angulações de 10°, 30° e 60° de flexão a capacidade muscular extensora foi, respectivamente, 22% ($p = 0.167$), 23% ($p = 0.002$) e 34% ($p < 0.001$) superior àquelas obtidas pelo grupo com mobilidade reduzida, enquanto a flexora de joelho foi superior em 20% ($p = 0.030$), 27% ($p = 0.002$) e 25% ($p = 0.008$), respectivamente. Para a articulação do tornozelo houve diferença significativa para capacidade muscular máxima flexora nas angulações de 10° de flexão e 20° de extensão, sendo que o GIMN apresentou valores 45% ($p = 0.016$) e 16% ($p = 0.049$) superior ao GIMR.

Tabela 2: Valores de capacidade muscular máxima das articulações do membro inferior dominante em diferentes angulações.

	Capacidade Muscular Máxima (Nm kg⁻¹)					
	Extensão			Flexão		
	GJ	GIMN	GIMR	GJ	GIMN	GIMR
Tornozelo 0° (neutro)	1.48±0.58	0.94±0.24 [*]	0.84±0.40 [†]	0.52±0.08	0.42±0.10	0.40±0.20 [†]
Tornozelo 10° flexão	0.93±0.43	0.52±0.19 [*]	0.46±0.21 [†]	0.44±0.07	0.34±0.11	0.19±0.22 ^{†§}
Tornozelo 20° extensão	1.79±0.67	1.31±0.33 [*]	0.98±0.41 [†]	0.51±0.07	0.45±0.06	0.38±0.11 ^{†§}
Joelho 10° flexão	0.76±0.23	0.50±0.10 [*]	0.39±0.17 [†]	1.23±0.21	0.90±0.19 [*]	0.72±0.19 ^{†§}
Joelho 30° flexão	1.41±0.23	1.04±0.14 [*]	0.80±0.20 ^{†§}	1.25±0.24	0.87±0.11 [*]	0.63±0.18 ^{†§}
Joelho 60° flexão	2.45±0.52	1.95±0.21 [*]	1.30±0.21 ^{†§}	1.12±0.22	0.73±0.10 [*]	0.55±0.14 ^{†§}
Quadril 10° flexão	1.46±0.20	0.91±0.25 [*]	0.68±0.33 [†]	1.69±0.25	1.18±0.24 [*]	1.00±0.19 [†]
Quadril 20° flexão	1.89±0.34	1.36±0.44 [*]	1.03±0.26 ^{†§}	1.42±0.24	1.00±0.21 [*]	0.88±0.18 [†]
Quadril 20° extensão	0.97±0.42	0.41±0.23 [*]	0.41±0.12 [†]	1.22±0.48	0.70±0.35 [*]	0.65±0.31 [†]

Valores de Média ±DP. ^{*}Diferença significativa entre GJ e GIMN. [†]Diferença significativa entre GJ e GIMR.

[§]Diferença significativa entre GIMR e GIMN, $p < 0.05$.

3.2 Momento Articular

O pico de momento articular obtido nas articulações do quadril, joelho e tornozelo durante as diferentes condições de marcha proposta estão apresentados na tabela 3. O GIMR apresentou valores de momento extensor de joelho 48% ($p = 0.005$) e 45% ($p = 0.007$) superior às voluntárias do GJ e GIMR, respectivamente, durante a C_{normal} . O GIMN apresentou diminuição do momento flexor de quadril durante a C_{carga} ($p = 0.010$) e extensor do quadril para a $C_{rápida}$ ($p = 0.05$) em relação ao GJ.

Em relação às condições de marcha propostas, o GJ apresentou aumento do momento articular para os movimentos de flexão do tornozelo, flexão e extensão do quadril durante a $C_{rápida}$ em relação as condições C_{normal} ($p = 0.022$), C_{placa} ($p = 0.010$) e C_{carga} ($p = 0.001$), respectivamente. Para o GIMN houve diferença significativa apenas para o momento flexor do quadril durante a $C_{rápida}$ em relação a C_{carga} ($p = 0.004$). As voluntárias do GIMR apresentaram redução do momento extensor do quadril e joelho durante a $C_{celular}$ ($p = 0.026$) e C_{placa} ($p = 0.009$), respectivamente, em relação a C_{normal} . Além disso, durante a $C_{rápida}$ houve aumento dos momentos de flexão e extensão do quadril em relação as condições

C_{celular} ($p = 0.007$, $p = 0.002$) e C_{placa} ($p < 0.001$, $p = 0.025$) e flexão do tornozelo em relação a C_{normal} ($p = 0.021$).

Não houve efeito da interação entre as condições de marcha propostas e os grupos estudados.

Tabela 3: Momento articular nas articulações do quadril, joelho e tornozelo em diferentes condições de marcha.

MOMENTO ARTICULAR ($Nm\ Kg^{-1}$)							
GRUPO	CONDIÇÃO	QUADRIL		JOELHO		TORNOZELO	
		FLEX	EXT	FLEX	EXT	FLEX	EXT
GJ	C _{normal}	0.94 ±0.19	1.14 ±0.35	0.60 ±0.21	0.59 ±0.17 ^{*†}	1.28 ±0.35	0.46 ±0.20
	C _{carga}	0.94 ±0.21 [*]	0.82 ±0.23	0.63 ±0.17	0.61 ±0.16	1.45 ±0.37	0.67 ±0.22
	C _{celular}	0.79 ±0.19	0.85 ±0.25	0.53 ±0.16	0.59 ±0.12 [§]	1.27 ±0.35	0.47 ±0.18
	C _{placa}	0.76 ±0.26	1.01 ±0.29	0.52 ±0.13	0.60 ±0.23	1.35 ±0.36	0.44 ±0.20
	C _{rápida}	1.10 ±0.24 ^d	1.32 ±0.23 ^{*,b,c}	0.62 ±0.22	0.80 ±0.21	1.69 ±0.23 ^a	0.61 ±0.25
GIMN	C _{normal}	0.78 ±0.21	0.95 ±0.34	0.55 ±0.17	0.60 ±0.21	1.57 ±0.44	0.48 ±0.19
	C _{carga}	0.63 ±0.20	0.79 ±0.37	0.63 ±0.21	0.66 ±0.15	1.56 ±0.27	0.51 ±0.13
	C _{celular}	0.73 ±0.22	0.78 ±0.27	0.52 ±0.18	0.51 ±0.17	1.39 ±0.26	0.43 ±0.10
	C _{placa}	0.77 ±0.24	0.89 ±0.31	0.55 ±0.19	0.57 ±0.13	1.43 ±0.29	0.55 ±0.12
	C _{rápida}	0.92 ±0.10 ^b	1.03 ±0.22	0.53 ±0.18	0.67 ±0.22	1.58 ±0.34	0.51 ±0.12
GIMR	C _{normal}	0.80 ±0.22	1.00 ±0.26	0.57 ±0.15	0.88 ±0.17	1.55 ±0.27	0.45 ±0.15
	C _{carga}	0.81 ±0.37	0.78 ±0.21	0.54 ±0.19	0.73 ±0.21	1.53 ±0.36	0.56 ±0.17
	C _{celular}	0.70 ±0.18	0.69 ±0.22 ^a	0.49 ±0.16	0.68 ±0.15	1.34 ±0.34	0.55 ±0.19
	C _{placa}	0.71 ±0.18	0.78 ±0.32	0.54 ±0.18	0.66 ±0.08 ^a	1.54 ±0.33	0.51 ±0.14
	C _{rápida}	0.99 ±0.19 ^{c,d}	1.14 ±0.31 ^{c,d}	0.58 ±0.13	0.82 ±0.16	1.83 ±0.25 ^{a,c}	0.47 ±0.21

Valores de Média ±DP. ^{*}Diferença significativa entre GJ e GIMN. [†]Diferença significativa entre GJ e GIMR. [§]Diferença significativa entre GIMR e GIMN. ^aDiferença em relação a condição I, ^bDiferença em relação a condição II, ^cDiferença em relação a condição III, ^dDiferença em relação a condição IV, p < 0.05.

3.3 Demanda Funcional

Os resultados da DF imposta às articulações do membro inferior durante as condições de marcha analisadas estão apresentados na figura 1. Os valores de DF do GIMR foram superiores aos obtidos pelas voluntárias do GJ para todos os movimentos e condições de marcha analisadas ($p < 0.001$). Em relação ao GIMN, as voluntárias apresentaram valores de DF de flexão de tornozelo superior ao GJ para todas as condições de marcha (C_{normal} $p = 0.005$, C_{carga} $p = 0.019$, $C_{celular}$ $p = 0.001$, C_{placa} $p = 0.002$ e $C_{rápida}$ $p = 0.015$). Na comparação entre GIMN e GIMR, as idosas com mobilidade reduzida apresentaram maior DF para os movimentos de flexão e extensão de joelho durante as condições C_{normal} ($p = 0.007$, $p < 0.001$), $C_{celular}$ ($p = 0.002$, $p = 0.005$), C_{placa} ($p = 0.001$, $p = 0.007$) e $C_{rápida}$ ($p = 0.006$, $p < 0.001$). Além disso, também apresentaram maior DF de flexão do quadril para as condições C_{normal} ($p = 0.010$), C_{carga} ($p = 0.015$), $C_{celular}$ ($p = 0.002$) e $C_{rápida}$ ($p = 0.009$).

Em relação às condições de marcha analisadas, observamos que as voluntárias jovens mostraram menor DF durante a $C_{celular}$ para os movimentos de flexão de joelho ($p = 0.021$), flexão e extensão de quadril ($p = 0.001$, $p = 0.011$, respectivamente) em relação a $C_{rápida}$. Além disso, o GJ apresentou redução da DF de flexão do quadril durante a C_{placa} em relação a C_{normal} ($p = 0.036$) e C_{carga} ($p = 0.048$). Para o GIMN foi encontrado aumento da DF durante a $C_{rápida}$ para os movimentos de flexão do quadril em relação a C_{carga} ($p = 0.004$) e $C_{celular}$ ($p = 0.041$) e para o movimento de extensão de quadril em relação a C_{carga} ($p = 0.007$) e C_{placa} ($p = 0.026$). O GIMR apresentou redução da DF de extensão de joelho durante condições de dupla tarefa em relação a marcha simples (C_{carga} $p = 0.001$, $C_{celular}$ $p = 0.043$ e C_{placa} $p = 0.001$). Durante a $C_{rápida}$, as idosas com mobilidade reduzida apresentaram maior DF de flexão de quadril e extensão de joelho em relação as condições $C_{celular}$ ($p = 0.026$, $p = 0.006$, respectivamente) e C_{placa} ($p = 0.002$, $p < 0.001$, respectivamente).

Não houve efeito de interação entre os grupos e a demanda funcional nas diferentes situações de marcha proposta.

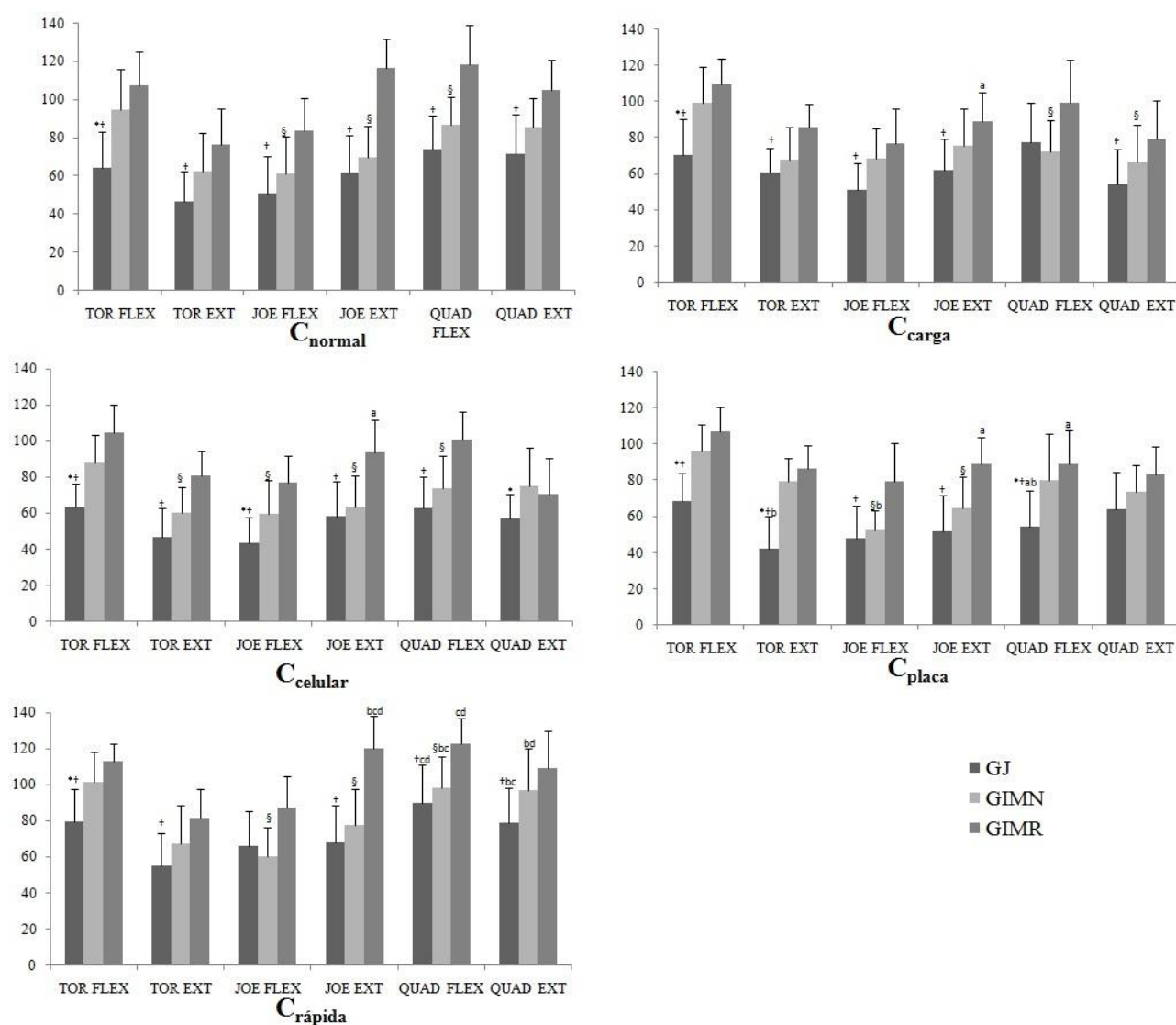


Figura 1: Comparação dos valores de média da DF imposta às articulações do membro inferior entre os grupos e as condições de marcha. Diferença significativa entre GJ e GIMN. [†]Diferença significativa entre GJ e GIMR. [§]Diferença significativa entre GIMR e GIMN. ^aDiferença em relação a condição I, ^bDiferença em relação a condição II, ^cDiferença em relação a condição III, ^dDiferença em relação a condição IV, $p < 0.05$.

4. DISCUSSÃO

O presente estudo procurou analisar a DF imposta às articulações do quadril, joelho e tornozelo durante condições de marcha que fazem parte do cotidiano da população idosa. Nossos resultados mostraram que indivíduos idosos com mobilidade reduzida apresentaram DF funcional imposta às articulações do membro inferior associada aos déficits de mobilidade nessa população pode resultar em perda da habilidade em realizar essas tarefas de maneira eficiente e segura e consequentemente ocasionar menor independência funcional [17,31].

4.1 Capacidade Muscular Máxima

A capacidade muscular máxima de um indivíduo pode ser determinada convencionalmente por meio da avaliação do torque isométrico máximo, que representa o máximo momento articular que pode ser gerado [27]. Nossos resultados mostraram que as voluntárias idosas de ambos os grupos apresentaram menor capacidade muscular máxima do quadril, joelho e tornozelo em relação às voluntárias jovens. Esses resultados estão de acordo com estudos prévios que demonstraram a diminuição da capacidade de produzir força muscular máxima no membro inferior com o aumento da idade [28-31]. A redução da capacidade de gerar torque pelo sistema neuromuscular de indivíduos idosos faz com que o esforço para executar as tarefas diárias seja maior em relação a jovens, o que implica em maior dificuldade para realizar essas atividades habituais com segurança [19,32]. Esse significativo aumento do esforço (% da capacidade máxima) com o avanço da idade resulta em menor reserva muscular fisiológica, o que contribui para o desenvolvimento de fadiga precoce, diminuição do controle postural durante a marcha e consequentemente maior risco associado à tarefa [17,19,33]. Assim, caso ocorra uma situação de desequilíbrio, o idoso pode não ser capaz de gerar a força muscular necessária para responder a essa perturbação, aumentando a probabilidade de sofrer um episódio de queda [15,17,21].

4.2 Momento articular durante a marcha

Os dados de momento articular indicaram que jovens e idosas distribuem os torques articulares de maneira diferente durante a marcha, sendo que as jovens aplicaram maiores momentos para o movimento de flexão na articulação do quadril enquanto as idosas obtiveram maiores picos de momento articular para a extensão do joelho. Resultados semelhantes foram encontrados por DeVita e Hortobagyi (2000) na qual as idosas aplicaram um momento articular flexor do quadril 37% inferior ao das jovens durante a marcha inferindo que a menor capacidade de produzir momento articular em idosos pode resultar em alterações cinemáticas, como por exemplo, diminuição da velocidade de marcha, comprimento do passo e amplitude de movimento das articulações do membro inferior que comprometem a execução de um padrão de marcha eficiente nessa população.

Em relação à articulação do tornozelo, não foi encontrada diferenças significativas entre os grupos estudados, entretanto observamos uma tendência dos grupos GIMN e GIMR apresentarem um aumento do momento articular de flexão em relação às jovens. De acordo com Reeves et al. (2009), os idosos podem apresentar maiores picos de momento no tornozelo como uma estratégia para diminuir o momento imposto a articulação do joelho, que frequentemente esta mais comprometida nesses indivíduos [34]. No presente estudo o momento extensor de joelho foi a variável que diferenciou idosos com mobilidade reduzida daqueles com mobilidade normal durante a condição C_{normal} . Hortobagyi et al. (2003) relataram que o momento articular do joelho é considerado fundamental para o sucesso na execução das atividades diárias, o que pode levar idosos a redistribuírem os torques articulares de maneira que menores proporções sejam impostas ao joelho e maiores sejam empregadas na articulação do quadril [31]. Nossos resultados mostram que o GIMR não foram capazes de reduzir o momento imposto a essa articulação, sendo este significativamente maior em relação aqueles apresentados por idosos com mobilidade normal. A redistribuição do torque articular observada no GIMN pode indicar um mecanismo de plasticidade do sistema neuromuscular para atenuar as alterações decorrentes do envelhecimento e realizar as tarefas dentro dos limites de capacidade máxima de cada articulação, porém essa estratégia mostrou-se falha em idosos com déficits de mobilidade o que pode contribuir para maior risco de desenvolvimento de incapacidade funcional nessa população [31,34].

Em relação às condições de marcha analisadas, durante a condição $C_{rápida}$ os três grupos apresentaram maiores valores de momento articular para os movimentos de flexão/extensão do quadril e flexão do tornozelo em relação às demais condições de marcha. Esses dados são consistentes com aqueles apresentados por Riley et al. (2001) que observaram aumento dos momentos articulares no quadril em condição de marcha em velocidade rápida em relação a marcha em velocidade de preferência inferindo a importante contribuição da produção de momento nessa articulação para gerar maior amplitude de movimento e assim contribuir para o aumento da velocidade durante a marcha [35]. Durante a condição de marcha $C_{celular}$, as voluntárias do GIMR apresentaram menores momentos articulares para todos os movimentos analisados em relação à condição de marcha C_{normal} , sendo significativo apenas para a extensão de quadril. Segundo Plummer-D'Amato et al. (2011), gerar uma narrativa espontânea exige maior demanda atencional do que outras condições de dupla-tarefa e por isso pode produzir maiores alterações nos padrões de marcha, como por exemplo, diminuição da velocidade de marcha, menor comprimento do passo e aumento da duração da passada [36]. Essas alterações cinemáticas podem resultar na diminuição dos momentos articulares produzidos durante a execução dessa tarefa devido a relação linear entre velocidade e força de reação do solo, sendo assim, em condições de marcha que ocorre diminuição da velocidade ocorrerá menores picos de força de reação e consequentemente menores valores de momento articular serão requeridos para absorver essa força externa. O GIMR também apresentou redução do momento extensor de joelho durante a C_{placa} em relação a marcha simples. Bock e Beurskens (2011) encontram diferença na cinemática da marcha entre jovens e idosos ao comparar a marcha simples com a marcha carregando uma placa opaca, ressaltando a importância da visão dos pés para idosos executarem um padrão de marcha estável, garantindo o posicionamento correto do pé no solo. Assim, situações na qual ocorre diminuição da visão do pé poderia gerar insegurança para realização da tarefa e consequentemente resultar em menor velocidade de marcha, o que justificaria a redução do momento articular observado em nossos resultados.

4.3 Demanda Funcional durante a marcha realizada concomitantemente a tarefas cotidianas

Os resultados desse estudo mostraram que durante a condição de marcha C_{normal} as voluntárias do GIMR apresentaram maiores valores de DF para todas as articulações e movimentos analisados em relação às voluntárias jovens e para os movimentos de flexão/extensão de joelho e flexão de quadril em relação ao GIMN, o que pode resultar em perda da habilidade em realizar a tarefa de maneira segura e predispor a maior probabilidade de ocorrência de quedas [17,28]. No estudo de Samuel et al.(2013), ao se comparar o nível de DF de idosos durante a execução de diferentes atividades diárias, observou-se que os maiores valores de demanda nas articulações do quadril e joelho foram encontrados na marcha em relação as atividades de transitar na escada e sentar/levantar da cadeira, demonstrando a complexidade da tarefa de caminhar, muitas vezes considerada uma atividade simples e pouco exigente [28]. No presente estudo, a maior DF durante a marcha simples no GIMR pode estar associada com a menor capacidade muscular máxima decorrente do processo de envelhecimento, que resulta em maiores dificuldades para atender a demanda da tarefa [19]. Tem sido relatado por Reeves et al.(2009) e Reeves et al.(2008), que ao se comparar a DF de jovens e idosos durante a transição na escada, os momentos articulares apresentados foram similares nos dois grupos porém quando relativizados pela capacidade máxima, a demanda imposta pela tarefa foi significativamente maior em idosos proporcionando assim maior risco associado a tarefa [19,34]. Esses achados são consistentes com aqueles apresentados por nosso estudo, na qual os momentos articulares de flexão/extensão de quadril, flexão de joelho e extensão de tornozelo durante a condição de marcha C_{normal} foram similares entre os indivíduos dos três grupos, porém a DF imposta foi significativamente maior para as voluntárias do GIMR.

Durante a condição de marcha $C_{rápida}$ não foi encontrada diferença significativa para a DF de extensão do tornozelo nos grupos GIMN e GIMR em relação as demais condições de marcha. O comprometimento da capacidade muscular máxima com o avanço da idade acomete primeiramente os extensores de tornozelo em relação às outras articulações [37]. A menor habilidade em produzir força nessa articulação faz com que a DF seja elevada em condições de marcha em velocidade de preferência, não se alterando em situações de velocidade de caminhada mais rápida, uma vez que, esta articulação já está trabalhando próximo dos limites de sua capacidade máxima. Em idosos, a manutenção dos altos níveis de DF faz com que eles não sejam

capazes de aumentar a força dos extensores de tornozelo durante a fase de propulsão e consequentemente suas velocidades máximas de caminhada são inferiores às aquelas apresentadas por jovens [35,38]. Riley et al. (2001) também não encontraram diferença nos dados cinéticos do tornozelo ao solicitar que os voluntários idosos caminhassem na máxima velocidade de marcha confortável, sugerindo que a contribuição do tornozelo na fase de apoio se mantém relativamente constante durante diferentes velocidades, sendo o momento extensor do tornozelo um importante fator limitante na marcha [35].

Em relação às condições de marcha associada à dupla-tarefa motora ou cognitiva, não há estudos prévios na literatura que demonstrem a DF imposta às articulações do membro inferior durante essas condições. Esse é o primeiro estudo que identificou redução dos valores de DF para articulação do quadril e joelho em idosos com mobilidade reduzida durante a marcha com dupla-tarefa em relação àqueles encontrados na marcha em velocidade de preferência. As condições de marcha com dupla-tarefa caracterizam as principais atividades de vida diária da população idosa e estão associadas a maior probabilidade de ocorrência de quedas, uma vez que, o envelhecimento promove um declínio da capacidade de dividir a atenção para planejar e executar duas tarefas concomitantemente [39,40]. Esse estudo propôs condições de marcha que simulassem aquelas realizadas por idosos diariamente, porém nossos achados diferem da nossa hipótese inicial na qual esperávamos encontrar um aumento da DF durante essas situações, que segundo Reeves et al.(2009), podem representar um grande desafio ao sistema neuromuscular desses indivíduos [34]. De acordo com Nordin et al.(2010) e Mersmann et al.(2013) as alterações biomecânicas observadas durante a marcha com dupla-tarefa se deve a complexidade da carga cognitiva exigida para o processar tarefas simultaneamente, fazendo com que os indivíduos priorizem a execução da tarefa que exigem maior demanda atencional, como por exemplo a tarefa cognitiva, e assim comprometem a execução da marcha [41,42]. A consequência será alterações biomecânicas no padrão de marcha, como por exemplo, redução da velocidade de marcha, diminuição da amplitude de movimento, menor comprimento do passo, aumento da largura do passo e da cadência que pode justificar a diminuição da DF observada em idosos com déficits de mobilidade durante a marcha com dupla tarefa [12,13,36]. Apesar dessas alterações biomecânicas refletirem uma estratégia para idosos diminuírem a DF e

trabalharem dentro dos limites de suas capacidades máximas, mantendo um melhor controle de equilíbrio e evitando a fadiga precoce, a consequência a longo prazo pode ser um comprometimento ainda maior da mobilidade resultando em incapacidades funcionais e predispondo esses indivíduos a maior risco de quedas.

4.4 Limitações do estudo

A determinação da capacidade muscular máxima por meio da avaliação do máximo torque articular isométrico pode ter subestimado ou superestimado os valores de DF apresentados por esse estudo. De acordo com Fosang e Baker (2006) a contração muscular isométrica representa o momento muscular máximo que pode ser gerado durante contrações concêntricas, porém durante contrações excêntricas esses valores podem ser até 20% superiores do que aqueles mensurados isometricamente [29]. Além disso, alguns estudos tem mostrado que o declínio da força concêntrica com o envelhecimento é superior à excêntrica [34,43]. Haja vista que a marcha é uma atividade dinâmica que envolve contrações concêntricas e excêntricas de diversos grupos musculares, sugerimos que futuros estudos devem ser realizados a fim de determinar a capacidade muscular máxima por meio de contrações concêntricas/excêntricas máximas para a análise da DF imposta as articulações dos membros inferiores durante a marcha.

5. CONCLUSÃO

A análise da DF imposta as articulações dos membros inferiores durante a marcha mostrou que indivíduos idosos com mobilidade reduzida apresentam maiores valores de DF em relação as voluntárias jovens e idosas com mobilidade normal. A diminuição da capacidade de produzir força muscular com o avanço da idade mais evidenciado em idosas com déficits de mobilidade pode contribuir para o aumento da DF observado nessa população, fazendo com que as idosas realizem suas atividades muito próximo de suas capacidades máximas e gerando maior risco associado a tarefa devido a menor reserva muscular para utilizar em situações inesperadas de desequilíbrio. Durante condições de dupla-tarefa, a redução da DF pode estar

associado a alterações cinemáticas que contribui para o desenvolvimento de déficits de mobilidade e maior risco de quedas.

Declaração de conflito de interesses

Os autores declaram que não há conflito de interesses associado a esse estudo.

REFERENCIAS

1. Greve P, Wanderley FDAS, Rebelatto JR. The effects of periodic interruptions of physical activities on the physical capacities of adult active women. *Archives of Gerontology Geriatrics* 2009; 49 (2):268-271.
2. Hirano ES, Fraga GP, Mantovani M. Trauma no idoso. *Medicina, Ribeirão Preto* 2007; 40 (8):352-357.
3. Almeida CWL, Castro CHM, Pedreira PG, Heymann RE, Szejnfeld VL. Percentage height of center of mass is associated with the risk of falls among elderly women: A case–control study. *Gait & Posture* 2011; 34 (2):208-212.
4. Ouden MEMD, Schuurmans MJ, Mueller-Schotte S, Schouw YTV. Identification of high-risk individuals for the development of disability in activities of daily living. A ten-year follow-up study. *Experimental Gerontology* 2013; 48 (4): 437-443.
5. Khokhar SR, Stern Y, Bell K, Anderson K, Noe E, Mayeux R, Albert ST. Persistent mobility deficit in the absence of deficits in activities of daily living: a risk factor of mortality. *American Geriatrics Society* 2001; 49 (11):1536-1543.
- 6- Vries NM, Ravensbergb VD, Hobbelenb JSM, Rikkerd MGMO, Staal JB, Sandena MWGN. Effects of physical exercise therapy on mobility, physical functioning, physical activity and quality of life in community-dwelling older adults with impaired mobility, physical disability and/or multi-morbidity: A meta-analysis. *Ageing Research Reviews* 2012; 11(1):136-149.
- 7- Macdonald AS, Loudon D, Rowe PJ, Samuel D, Hood V, Nicol AC, Grealy AM, Conway BA. Towards a design tool for visualizing the functional demand placed on older adults by everyday living tasks. *Universal Access in the Information Society* 2007; 6 (2):137-144.
- 8- Malta DC, Silva MMA, Mascarenhas MDM, Sa NNB, Neto OLM, Bernal RTI, Monteiro RA, Andrade SSCA, Gawryszewski VP. The characteristics and factors of emergency service visits for falls. *Emergency service visits for falls, Revista de Saúde Pública* 2012; 46 (1): 128-137.
- 9- Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age. *Deutsches Arzteblatt International* 2010; 107 (17): 306-316.
- 10- Lyons MM. Central pattern generation of locomotion: A review of the evidence. *Physical Therapy* 2012; 82 (1): 69-83.
- 11- Baird JL, Richard EA. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. *Clinical Biomechanics* 2009; 24 (10): 826-832.

- 12- Verhoeff LL, Horlings CGC, Janssen LJF, Bridenbaugh SA, Allum JHJ. Effects of biofeedback on trunk sway during dual tasking in the healthy young and elderly. *Gait & Posture* 2009; 30 (1): 76-81.
- 13- Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak S, Lord SR, Close JCT. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait & Posture* 2013; 37 (1): 126-130.
- 14- Abreu SSE, Caldas CP. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2008; 12(4): 324-330.
- 15- Granacher U, Muehlbauer T, Gruber MA. Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. *Journal of Aging Research*, 2012; Article ID 708905, 16 pages.
- 16- Samuel D, Rowe PJ. Effect of ageing on isometric strength through joint range at knee and hip joints in three age groups of older adults. *Gerontology* 2009; 55(6):621-629.
- 17- Samuel D, Rowe P, Hood V, Nicol A. The biomechanical functional demand placed on knee and hip muscles of older Adults during stair ascent and descent. *Gait & Posture* 2011; 34 (2): 239-244.
- 18- Rowe PJ, Hood V, Loudon D, Samuel D, Nicol AC, Macdonald A, Conway B. Calculating and presenting biomechanical functional demand in older adults during activities of daily living. *Proc IASTED Biomech* 2005.
- 19- Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18(2): 218–227.
- 20- Samuel D, Rowe P, Hood V, Nicol A. The relationships between muscle strength, biomechanical functional moments and health-related quality of life in non-elite older adults. *Age and Ageing* 2012; 41 (2): 224-230.
- 21- LaRoche DP, Millett ED, Kralian RJ. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait & Posture* 2011; 33 (4): 668-672.
- 22 - Hoffman M, Payne VG. The effects proprioceptive ankle disk training on healthy subjects. *Journal Ortophedic & Sport* 1995; 21 (2): 90-93.
- 23- Ploutz-Snyder LL, Manini T, Ploutz-Snyder RJ, Wolf DA. Functionally Relevant Thresholds of Quadriceps Femoris Strength. *Journal of Gerontology* 2002; 57 (4): 144-152.

- 24- Costa RA, Oliveira LM, Watanabe SH, Jones A, Natour J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics* 2010; 65 (12):1253-1259.
- 25- Crozara LF, Morcelli MH, Marques NR, Hallal CZ, Spinoso DH, Neto AA, Cardozo AC, Gonçalves M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013; 23 (5): 1131-1138.
- 26- Davies MJ, Dalsky GP. Normalizing strength for body size differences in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1997; 29 (5): 713-717.
- 27- Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture* 2010; 31 (1): 131-135.
- 28- Samuel D, Rowe P, Nicol A. The functional demand (FD) placed on the knee and hip of older adults during everyday activities. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2013; 57 (2): 192-197.
- 29- Fosang A, Baker R. A method for comparing manual muscle strength measurements with joint moments during walking. *Gait & Posture* 2006; 24 (4): 406-411.
- 30- Perry MC, Carville SF, Smith ICH, Rutherford OM, Newham DJ. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *European Journal Applied Physiology* 2007; 100 (5): 553-561.
- 31- Hortogagyi T, Mizelle C, Beam S, DeVita P. Old Adults Perform Activities of Daily Living Near Their Maximal Capabilities. *Journal of Gerontology* 2003; 58 (5): 453-460.
- 32-Larsen AH, Sorensen H, Puggaard L, Aagaard P. Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 2009; 19 (5): 678-689.
- 33- Devita P, Hortobágyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 2000; 88 (5): 1804-1811.
- 34- Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19 (2): 57-68.
- 35- Riley PO, Dellacroce U, Kerrigan DC. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait & Posture* 2001; 14 (3): 264-270.
- 36- Plummer-D'Amato P, Altmann LJP, Reilly K. Dual-task effects of spontaneous speech and executive function on gait in aging: Exaggerated effects in slow walkers. *Gait & Posture* 2011; 33 (2): 233-237.

- 37- Ko S, Stenholm S, Metter EJ, Ferruci L. Age-associated gait patterns and the role of lower extremity strength – Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2012; 55 (2): 474-479.
- 38- Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 1996; 51 (6): 303-312.
- 39- Yang Y, Chen Y, Lee C, Cheng S, Wan-g R. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait & Posture* 2007; 25 (2):182-190.
- 40- Verhoeff LL, Horlings CGC, Janssen LJF, Bridenbaugh SA, Allum JHJ. Effects of biofeedback on trunk sway during dual tasking in the healthy young and elderly. *Gait & Posture* 2009; 30 (1): 76-81.
- 41- Mersmann F, Bohm S, Bierbaum S, Dietrich R, Arampatzis A. Young and old adults prioritize dynamic stability control following gait perturbations when performing a concurrent cognitive task. *Gait & Posture* 2013; 37 (3): 373-377.
- 42- Nordin E, Moe-nilssen R, Remnemark A, Lundin-olsson L. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait & Posture* 2010; 32 (1): 92-97.
- 43- Hortobagyi T, Zheng D, Weidner M, Lambert NJ, Westbrook S, Houmard JA. The influence of aging on muscle strength and muscle fiber characteristics with special reference to eccentric strength. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 1995; 50 (6): 399-406.

**DIMINUIÇÃO DA VELOCIDADE E FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO NA MARCHA
ESTÃO ASSOCIADAS A MAIOR RISCO DE INCAPACIDADES EM IDOSOS COM
MOBILIDADE FUNCIONAL REDUZIDA**

Deborah Hebling Spinoso¹, Mauro Gonçalves¹

¹ Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências – UNESP, Rio Claro/SP, Brasil.

Agradecimentos: FAPESP, CNPq

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Laboratório de Biomecânica. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências
IB/UNESP. Rio Claro, SP.

Avenida 24A, nº1515, CEP 13506-900, Rio Claro, SP

email: labiomec@rc.unesp.br

RESUMO

A diminuição da mobilidade funcional pode levar a alterações nos parâmetros da marcha que estão associadas ao declínio das capacidades físicas e aumento do risco de quedas em idosos. O objetivo do estudo foi analisar como a diminuição da mobilidade afeta o comportamento de variáveis cinéticas e cinemáticas durante a marcha simples e com dupla tarefa. Participaram do estudo 15 jovens (GJ), 14 idosos com mobilidade normal (GIMN) e 13 idosos com mobilidade reduzida (GIMR). O nível de mobilidade foi determinado pelo torque extensor de joelho. A avaliação biomecânica da marcha foi feita utilizando um sistema de análise 3D com uma plataforma de força. As condições analisadas foram marcha em velocidade de preferência (I), marcha em velocidade de preferência com carga (II), marcha em velocidade de preferência falando ao telefone (III), marcha em velocidade de preferência com obstrução da visão dos pés (IV) e marcha em velocidade de preferência máxima (V). O GIMR e GIMN apresentaram velocidade de marcha, comprimento de passo, pico de força de reação do solo e taxa de aceitação do peso e propulsão inferior aos jovens. Apesar de ambos os grupos de idosos terem apresentado alterações no padrão de marcha em relação às voluntárias jovens, essas foram mais evidenciadas em idosos com mobilidade reduzida. Não houve diferença significativa para as variáveis cinéticas e cinemáticas entre GIMN e GIMR. Idosos com mobilidade reduzida apresentam maior comprometimento da velocidade de marcha e força de reação do solo, que quando associado às alterações cinemáticas da marcha pode comprometer a execução de um padrão de marcha eficiente, resultando em menor independência e maior risco de incapacidade funcional e quedas nessa população.

Palavras-chave: marcha, dupla-tarefa, quedas, força de reação do solo.

1. INTRODUÇÃO

As quedas em idosos são consideradas um problema de saúde pública devido à frequência com que elas ocorrem e as consequências que traz para a saúde [1]. As causas das quedas são multifatoriais, porém cerca de 50% ocorrem durante a marcha [2]. A habilidade de andar é uma tarefa complexa e exige uma perfeita harmonia do sistema sensorial, motor e cognitivo para produzir um padrão de marcha estável, eficiente e seguro [3]. Durante a maioria das atividades de vida diária, a marcha é realizada simultaneamente com outra tarefa motora ou cognitiva [4]. Essa condição conhecida como dupla-tarefa proporciona maior probabilidade de ocorrência de quedas em idosos devido a diminuição da habilidade do sistema nervoso central em dividir a atenção para realizar duas tarefas concomitantemente de maneira eficiente [5,6].

As principais alterações no padrão de marcha dos idosos durante condições de dupla-tarefa estão relacionadas a parâmetros espaciais e temporais, como por exemplo, diminuição da velocidade da marcha, comprimento do passo e tempo de balanço, maior largura da passada, aumento do tempo da fase de duplo apoio, aumento da variabilidade eletromiográfica e cinemática, maior co-contração nas articulações dos membros inferiores, entre outros [7-9]. As causas dessas modificações nos parâmetros da marcha são multifatoriais, sendo a força muscular considerada a principal variável que pode ocasionar limitações funcionais durante a realização de tarefas diárias [10-12]. Estudos mostram que a avaliação do torque extensor do joelho na população idosa é uma ferramenta bastante sensível para identificar início de déficits de mobilidade, uma vez que, essa variável está correlacionada com a capacidade de executar as atividades diárias, sendo determinante para garantir o bom desempenho do indivíduo [13-15]. O limiar de torque extensor de joelho de 1.5 Nm Kg^{-1} é utilizado para determinar o nível de mobilidade na população idosa, sendo que valores inferiores a esse limiar indicam início de comprometimento da mobilidade [13].

Déficits de mobilidade atingem aproximadamente 50% da população com 65 anos de idade ou mais, sendo caracterizado por uma diminuição da habilidade de movimentar-se e podem resultar em risco de perda da independência, necessidade de serviços de saúde e elevada incidência de quedas [16,17]. A diminuição da mobilidade funcional com o envelhecimento pode estar associada a um padrão de movimento ineficiente e exacerbação da coativação dos músculos antagonistas, sendo

responsável por aumento do gasto metabólico durante as atividades funcionais, que proporciona limitação da intensidade e duração dessas tarefas [18].

Ainda são poucos os estudos na literatura que abordam o comportamento de variáveis cinéticas e cinemáticas durante a marcha de idosos com mobilidade reduzida e mobilidade normal. O entendimento das estratégias adaptativas empregada por idosos com mobilidade reduzida durante a marcha pode auxiliar na compreensão das alterações biomecânicas que caracterizam esse grupo e ajudar a desenvolver estratégias para a correção e prevenção de incapacidades. Diante disso, o objetivo do estudo foi analisar como a diminuição da mobilidade afeta as variáveis cinéticas e cinemáticas durante condições de marcha simples e com dupla-tarefa. Nós hipotetizamos que idosos com mobilidade reduzida apresentarão maiores alterações biomecânicas da marcha em relação àquelas com mobilidade normal, incluindo diminuição da velocidade, comprimento de passo e tempo de balanço, aumento da largura do passo e tempo de apoio e diminuição das taxas e picos de força de reação do solo. Além disso, acreditamos que em condições de dupla-tarefa essas alterações serão mais evidenciadas.

2. MÉTODOS

2.1 Sujeitos

Foram recrutadas 42 voluntárias, divididas em dois grupos etários: jovens e idosas (Tabela 1). O grupo de jovens (GJ) foi composto por 15 voluntárias com idade entre 18-25 anos, estudantes universitárias, fisicamente ativas. O grupo de idosas foi composto por mulheres com idade entre 60-80 anos, participantes de grupo de atividade física para a comunidade e estas foram subdivididas em grupo de idosas com mobilidade normal (GIMN) e grupo de idosas com mobilidade reduzida (GIMR), conforme descrito no item abaixo. Os critérios de elegibilidade desse estudo foram gênero feminino, não apresentar dor, fratura ou lesão grave em músculos e ligamentos nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias e ser capaz de caminhar de maneira independente. Todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local.

Tabela 1: Características dos sujeitos.

	GJ	GIMN	GIMR
Idade (anos)	23.63±1.6	69.13±5.4 [*]	66.69±4.3 [†]
Massa (kg)	59.11±8.1	65.00±6.8	70.60±10.9 [†]
Estatura (m)	1.61±0.04	1.54±0.05 [*]	1.52±0.05 [†]
Índice de Massa Corporal (kg m ⁻²)	22.44±2.2	27.65±3.6 [*]	30.18±4.2 [†]
Torque extensor de joelho (Nm kg ⁻¹)	2.45±0.52 [†]	1.92±0.2	1.24±0.2 [§]

Valores de Média ±DP. ^{*}Diferença significativa entre GJ e GIMN. [†]Diferença significativa entre GJ e GIMR. [§]Diferença significativa entre GIMR e GIMN, p>0.05.

2.2 Procedimentos

As participantes realizaram duas visitas ao laboratório, com intervalo de 2-7 dias entre eles [19]. Durante a primeira visita foi realizada a coleta de dados antropométricos, avaliação do torque isométrico do membro inferior dominante e familiarização com o teste de marcha. O membro inferior dominante foi selecionado de acordo com protocolo proposto por Hoffman e Payne (1995). O limiar de torque isométrico extensor de joelho de 1.5 Nm Kg⁻¹ foi utilizado para classificar as voluntárias idosas quanto ao nível de mobilidade funcional [20]. Quatorze voluntárias idosas apresentaram valores inferiores a 1,5 Nm kg⁻¹ e foram classificadas para o grupo mobilidade reduzida e treze mulheres apresentaram valores superiores a 1,5 Nm kg⁻¹ sendo classificadas para o grupo mobilidade normal. Durante a segunda visita ao laboratório, as voluntárias realizaram o teste de marcha em diferentes condições que simulavam atividades que fazem parte do cotidiano.

2.3 Avaliação da Marcha

A avaliação da marcha foi realizada utilizando um sistema de análise de movimento 3D com 7 câmeras infravermelhas (Vicon®, 100Hz) e plataforma de força OR6-6 (AMTI®, 100Hz) em uma passarela de 14 metros de comprimento e 2 metros de largura, sendo que os primeiros 2 metros e os últimos 2 metros de comprimento da passarela foram desconsiderados para evitar possíveis influências do processo de aceleração e desaceleração da marcha. Dezesesseis marcadores fotorreflexivos foram fixados bilateralmente em pontos anatômicos específicos dos membros inferiores de acordo com o modelo *Plugging Gait* (VICON®). O protocolo de avaliação foi composto

de 5 diferentes condições de marcha que simulavam situações que fazem parte do cotidiano, sendo elas: *condição I*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela na mesma velocidade que realizam suas atividades de vida diária (C_{normal}), *condição II*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela enquanto carregavam cargas correspondentes 10% do peso corporal em sacolas similares às de compras, divididas em ambos os membros superiores (C_{carga}), *condição III*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela enquanto respondiam ao celular questões simples relacionadas às suas atividades de vida diárias feitas por um examinador ($C_{celular}$), *condição IV*: as voluntárias foram orientadas a caminhar na passarela carregando uma placa opaca com 29,5 cm de comprimento e 5 cm de altura (C_{placa}) e *condição V*: as voluntárias foram orientadas a caminhar o mais rápido possível sem correr e sem a sensação que iriam tropeçar ou cair (C_{rapida}). As participantes realizaram 10 tentativas para cada condição de marcha proposta.

2.3.1 Variáveis espaciais e temporais da marcha

Os dados cinemáticos foram processados utilizando um filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz, em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®) e para análise foram utilizadas a média de 6 passadas consecutivas de cada condição de marcha [20]. Os parâmetros espaciais da marcha foram calculados por meio do processamento dos dados cinemáticos obtidos pelo *software* Nexus (Vicon®). O comprimento do passo foi determinado por meio da distância, no eixo ântero-posterior, entre os marcadores fotorreflexivos do calcâneo direito e esquerdo. A largura do passo foi calculada pela distância, no eixo médio-lateral, entre os marcadores fotorreflexivos posicionados nos maléolos direito e esquerdo. Os parâmetros temporais da marcha foram obtidos por meio de sensores de pressão *FootSwitch* (Noraxon®) posicionados no calcâneo e base do hálux. O tempo de apoio foi determinado pelo tempo decorrido entre o contato inicial do calcâneo com o solo até a retirada do hálux. O tempo de balanço foi calculado pelo tempo entre a retirada do hálux do solo até esse mesmo pé tocar o solo novamente. O tempo de passada foi determinado pelo tempo entre o toque do calcâneo com o solo até o próximo toque de calcâneo do mesmo membro. A velocidade da marcha foi calculada por meio da divisão entre a distância da passarela e o tempo gasto para percorrê-la.

2.3.2 Variáveis cinéticas da marcha

Para a análise das variáveis cinéticas da marcha foram consideradas as tentativas na qual toda a região plantar estava em contato com a plataforma de força. Os dados cinéticos foram processados utilizando filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz, em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). A fase de apoio da marcha foi dividida em fase de aceitação do peso que corresponde à primeira metade do período de contato do pé com o solo; e a fase de propulsão, que corresponde à segunda metade do período de contato do pé com o solo. O pico de força de reação do solo vertical (PFRSV) foi determinado durante a fase de aceitação do peso e propulsão. A análise da taxa de aceitação do peso foi calculada por meio da inclinação da curva força versus tempo entre 10% a 90% do pico de força nessa fase; e a taxa de propulsão foi determinada pela inclinação da curva força versus tempo entre 90% a 10% do pico de força nessa fase [19,21]. A normalização dos dados foi obtida em relação ao peso corporal das voluntárias.

2.4 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW *statistics* 18.0® (SPSS). Para comparação dos dados cinéticos e cinemáticos entre os grupos e as condições de marcha propostas foi aplicado o teste *ANOVA Two-Way Medidas Repetidas* e o teste post-hoc de *Bonferroni*. A correlação entre as variáveis força reação do solo, velocidade de marcha, torque extensor de joelho e idade das voluntárias foi realizada por meio do *Coefficiente de Correlação de Pearson*. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$.

3. RESULTADOS

A tabela 2 e a figura 1 apresentam os dados referentes as variáveis cinemáticas e cinéticas, respectivamente, durante as diferentes condições de marcha propostas em jovens, idosas com mobilidade normal e mobilidade reduzida.

Para a comparação entre os grupos os resultados mostraram que durante a condição de marcha C_{normal} apenas a variável PFRSV na fase de propulsão foi estatisticamente diferente entre os grupos sendo que o grupos GIMN e GIMR apresentaram valores inferiores em 5% ($p = 0.025$) e 9% ($p = 0.028$), respectivamente, em relação as voluntárias jovens. Além disso, essa variável foi a única capaz de discriminar idosas com mobilidade normal daquelas com mobilidade reduzida ($p = 0.037$). Durante a condição de marcha $C_{celular}$ observamos que GIMN e GIMR apresentaram, respectivamente, redução da velocidade de marcha ($p = 0.004$, $p = 0.006$), PSRSV na propulsão ($p = 0.022$, $p = 0.032$), taxa de propulsão ($p = 0.035$, $p = 0.001$), comprimento do passo ($p < 0.001$, $p = 0.001$) e tempo de apoio ($p = 0.022$, $p = 0.025$) em relação as voluntárias jovens, assim como durante a condição de marcha C_{placa} para as variáveis velocidade de marcha ($p = 0.016$, $p = 0.015$) e PFRSV na fase de propulsão ($p = 0.018$, $p = 0.041$).

Para a condição de marcha $C_{rápida}$ os grupos GIMN e GIMR apresentaram redução dos valores das variáveis velocidade ($p < 0.001$, $p < 0.001$), PFRSV nas fases de propulsão ($p = 0.038$, $p = 0.046$) e aceitação do peso ($p = 0.044$, $p = 0.001$), taxa de propulsão ($p < 0.001$, $p = 0.002$) e taxa de aceitação do peso ($p = 0.046$, $p = 0.014$), comprimento do passo ($p = 0.007$, $p = 0.027$), tempo de apoio ($p < 0.001$, $p = 0.005$) e tempo de passada ($p = 0.009$, $p = 0.014$) em relação as jovens.

Em relação à comparação entre as condições de marcha propostas, observamos que durante a condição de marcha $C_{rápida}$ o GJ apresentou redução do tempo de apoio e de balanço e tempo de passada e aumento do comprimento do passo, velocidade, taxa de aceitação do peso e de propulsão e PFRSV na fase de propulsão ($p < 0.001$ para todos) em relação a condição C_{normal} . O GIMN apresentou redução do comprimento do passo durante a condição $C_{celular}$ ($p = 0.008$) em relação a C_{normal} e para a condição $C_{rápida}$ as voluntárias desse grupo apresentaram valores superiores de comprimento do passo ($p = 0.048$), PFRSV na aceitação do peso ($p = 0.007$), velocidade ($p < 0.001$) e inferiores de tempo de apoio ($p = 0.005$), de balanço ($p = 0.001$) e de passada ($p = 0.002$) em relação aqueles apresentados durante a marcha simples.

As voluntárias do GIMR durante a condição de marcha C_{carga} apresentaram aumento dos PFRSV nas fases de aceitação do peso ($p = 0.012$) e propulsão ($p = 0.003$) em relação a C_{normal} . Houve redução significativa do comprimento do passo

durante a C_{celular} ($p = 0.003$). Para a condição de marcha $C_{\text{rápida}}$ o GIMR apresentou redução do tempo de passada e de balanço, bem como, aumento do comprimento do passo e da velocidade ($p < 0.001$, $p = 0.032$, $p = 0.001$ e $p < 0.001$, respectivamente) em relação a condição C_{normal} .

A tabela 3 apresenta a correlação entre a força reação do solo, velocidade de marcha, torque extensor de joelho e idade das voluntárias.

Tabela 2: Comparação cinéticas e cinemáticas entre jovens, idosas com mobilidade normal e idosas com mobilidade reduzida em diferentes condições de marcha.

GRUPO	CONDIÇÃO	Comprimento do Passo (mm)	Largura do Passo (mm)	Velocidade (m s^{-1})	Tempo de Apoio (seg)	Tempo de Balanço (seg)	Tempo de Passada (seg)
GJ	C _{normal}	540 ±50	173 ±24	1.32 ±0.15	0.65 ±0.06	0.39 ±0.03	1.04 ±0.08
	C _{carga}	537 ±51	166 ±19	1.38 ±0.11*	0.62 ±0.05	0.38 ±0.02	1.01 ±0.07
	C _{celular}	555 ±34* [†]	178 ±22 ^b	1.36 ±0.10* [†]	0.64 ±0.06* [†]	0.36 ±0.04 [†]	1.02 ±0.06*
	C _{placa}	539 ±56* [†]	176 ±23	1.40 ±0.12* [†]	0.61 ±0.07	0.39 ±0.07	1.00 ±0.07
	C _{rápida}	633 ±89 ^{abcd}	177 ±17	1.98 ±0.20* ^{†abcd}	0.51 ±0.05* ^{†abdc}	0.31 ±0.04 ^{abc}	0.83 ±0.06* ^{†abcd}
GIMN	C _{normal}	503 ±45	170 ±18	1.22 ±0.16	0.70 ±0.11	0.39 ±0.03	1.05 ±0.08
	C _{carga}	504 ±27	169 ±19	1.26 ±0.17	0.68 ±0.09	0.37 ±0.04	1.04 ±0.07
	C _{celular}	462 ±33 ^{ab}	185 ±25	1.09 ±0.23	0.77 ±0.15	0.40 ±0.04	1.12 ±0.14
	C _{placa}	498 ±34 ^c	177 ±21	1.25 ±0.17	0.67 ±0.07	0.37 ±0.03	1.03 ±0.07
	C _{rápida}	556 ±46 ^{abcd}	178 ±13	1.54 ±0.15 ^{abcd}	0.58 ±0.05 ^{abdc}	0.34 ±0.09 ^{abc}	0.91 ±0.06 ^{abcd}
GIMR	C _{normal}	488 ±63	177 ±23	1.14 ±0.18	0.65 ±0.07	0.40 ±0.05	1.08 ±0.14
	C _{carga}	497 ±50	175 ±22	1.16 ±0.16	0.66 ±0.05	0.37 ±0.02	1.05 ±0.12
	C _{celular}	449 ±58 ^{ab}	192 ±18	1.02 ±0.25	0.74 ±0.11	0.39 ±0.03	1.18 ±0.18
	C _{placa}	488 ±48 ^c	178 ±21 ^c	1.17 ±0.16	0.66 ±0.04	0.36 ±0.03	1.04 ±0.10 ^c
	C _{rápida}	547 ±50 ^{acd}	181 ±27	1.48 ±0.15 ^{abcd}	0.59 ±0.05 ^{bdc}	0.34 ±0.02 ^{abc}	0.93 ±0.09 ^{abcd}

Valores de Média ±DP.FRSV: força de reação do solo vertical. *Diferença significativa entre GJ e GIMN. [†]Diferença significativa entre GJ e GIMR. ^aDiferença em relação a condição I, ^bDiferença em relação a condição II, ^cDiferença em relação a condição III, ^dDiferença em relação a condição IV, p>0.05.

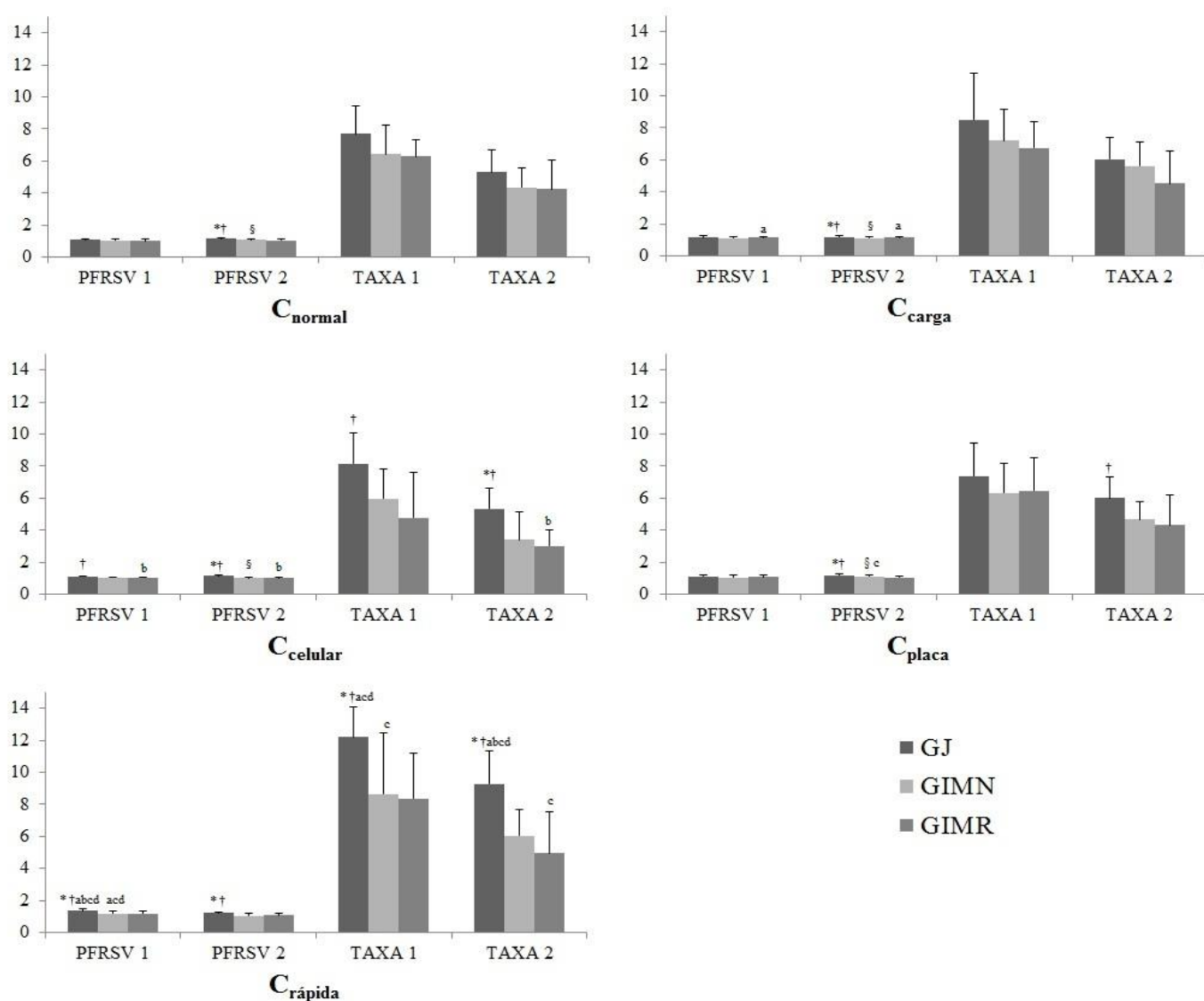


Figura 1: Comparação dos valores de média das variáveis cinéticas entre os grupos e as condições de marcha. *Diferença significativa entre GJ e GIMN. †Diferença significativa entre GJ e GIMR. ‡Diferença significativa entre GIMR e GIMN. §Diferença significativa entre GIMR e GIMN. ^aDiferença em relação a condição I, ^bDiferença em relação a condição II, ^cDiferença em relação a condição III, ^dDiferença em relação a condição IV, $p < 0.05$.

Tabela 3: Correlação entre força reação do solo, velocidade de marcha, torque extensor de joelho e idade das voluntárias.

	PFRS aceitação do peso	PFRS propulsão	Torque Extensor de Joelho
Idade	-0.285	-0.455**	-0.652**
Velocidade de Preferência	0.192	0.204*	0.344*
Velocidade de Preferência Máxima	0.247	0.325	0.561**
PFRS aceitação do peso	-	0.411**	0.279
PFRS propulsão	0.411**	-	0.513**

*Correlação significativa para $p < 0.05$.

**Correlação significativa para $p < 0.01$.

4. DISCUSSÃO

Esse estudo procurou investigar o comportamento de variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha em indivíduos idosos com mobilidade reduzida durante condições de marcha que fazem parte do cotidiano. Diferente da nossa hipótese inicial, houve diferença significativa entre idosas com mobilidade normal e mobilidade reduzida apenas para a variável PFRSV na fase de propulsão. Apesar de ambos os grupos de idosos terem apresentado alterações no padrão de marcha em relação às voluntárias jovens, essas foram mais evidenciadas em idosas com mobilidade reduzida.

4.1 Efeito da mobilidade reduzida nas variáveis da marcha

Alterações biomecânicas durante a marcha simples em idosas com mobilidade reduzida são mostradas na literatura e caracterizam-se por um padrão de marcha instável e irregular que predispõe esses indivíduos a maior risco de quedas. Os resultados desse estudo mostraram que apenas a variável cinética PFRSV na fase de propulsão diferenciou idosos com mobilidade reduzida de jovens e idosos com mobilidade normal durante a marcha em velocidade de preferência. Esse achado difere dos estudos de Baird et al. (2009) e LaRoche et al. (2011), na qual as idosas com déficits de mobilidade apresentaram alterações de parâmetros espaciais e temporais da marcha, sugerindo que essas mudanças biomecânicas podem ser consideradas como estratégia compensatória para manutenção do equilíbrio e do estado metabólico a fim de evitar fadiga, sendo que a consequência dessas alterações seria a redução da

velocidade de marcha que pode contribuir para déficits ainda maiores de mobilidade [19, 22].

As idosas com mobilidade reduzida desse estudo caminharam com valores de velocidade de preferência abaixo de 1.22 m s^{-1} , critério frequentemente utilizado para indicar limitações de mobilidade [23]. A redução da força muscular com o avanço da idade é um dos principais fatores associados a velocidade de marcha em idosos [25]. O declínio progressivo dos níveis de força acompanhado da redução da velocidade de marcha pode comprometer a mobilidade até que as idosas não tenham força suficiente para caminhar em velocidades funcionalmente significativas [19,25]. Os resultados desse estudo mostraram que as variáveis velocidade de preferência e velocidade de preferência máxima foram correlacionadas com o torque extensor de joelho das voluntárias. Essa correlação demonstra a menor capacidade de idosas com mobilidade reduzida aumentarem sua velocidade de marcha quando solicitado e consiste com os achados do estudo de Know et al.(2001), no qual foi observado que os acréscimos na velocidade de marcha ocorrem de maneira linear ao aumento da força dos extensores de joelho, indicando que o quadríceps é um dos principais grupos musculares responsáveis pelo aumento da velocidade de marcha [50-52].

Estudos prévios tem mostrado que a velocidade de caminhada e comprimento do passo apresentam uma relação linear com o componente vertical da força de reação do solo [26]. Nossos resultados mostraram que as voluntárias idosas de ambos os grupos apresentaram menores valores de velocidade e consequentemente de picos e taxas de força de reação do solo na fase de aceitação do peso e propulsão, sendo essas alterações mais evidenciadas em idosas com mobilidade reduzida. Esses achados são consistentes com aqueles apresentados por Stacoff et al. (2005), que encontraram diferença nos valores de pico e taxa de força de reação durante a marcha entre jovens e idosos, atribuindo essas diferenças ao efeito da idade na velocidade de marcha e consequentemente nas variáveis cinéticas [21]. Yamada et al. (2009) encontraram resultados semelhantes durante a tarefa de sentar e levantar da cadeira em indivíduos idosos, inferindo que a redução dos parâmetros de força de reação do solo estão associados a menor capacidade física e maior risco de quedas nessa população [27].

As idosas com mobilidade reduzida obtiveram valores de taxa de propulsão inferior em relação a jovens para todas as condições de marcha sendo estatisticamente

diferente em condições de dupla tarefa e marcha rápida, o que pode ter comprometido o desempenho das voluntárias durante essas condições de marcha. Esses achados são consistentes com LaRoche et al. (2011) que encontraram relação positiva entre a força dos membros inferiores e a taxa de propulsão, indicando que a redução da taxa de propulsão em idosos pode afetar negativamente a mobilidade [19]. Segundo Winter et al. (1980) a fase de propulsão da marcha é fundamental para garantir a eficiência do próximo passo [28]. A propulsão corresponde à segunda metade da fase de apoio da marcha, na qual os músculos flexores plantares geram maior ativação para simultaneamente manter o suporte do peso corporal e realizar a progressão anterior do tronco e perna [29,30]. O aumento do trabalho exercido pelos flexores plantares resulta em acúmulo de energia elástica no tendão que irá contribuir para aumento da taxa de propulsão ocasionando maior aceleração do corpo no sentido vertical e horizontal anterior [29,30]. Estudos prévios tem demonstrado redução significativa da força muscular com a idade em diversos grupos musculares, incluindo a articulação do tornozelo [31-33]. Essa redução da força dos flexores plantares em idosos com mobilidade reduzida pode justificar o comprometimento da função desses músculos em impulsionar o corpo para frente resultando em menor taxa de propulsão, comprimento de passo e velocidade de marcha e consequentemente em um padrão de marcha menos funcional.

O nível de mobilidade das voluntárias idosas foi determinado pelos valores de torque extensor de joelho, conforme proposto por Ploutz-Snyder et al.(2002) [13]. A variável torque apresentou correlação positiva com a velocidade e PFRS na propulsão, ou seja, maiores déficits de mobilidade em idosos estão associados a menores valores de velocidades de marcha e força de reação na fase de propulsão, que pode comprometer o desempenho desses indivíduos durante a marcha e aumentar o risco de desenvolver incapacidades funcionais.

4.2 Efeito da dupla tarefa na variáveis de marcha

Esse estudo propôs avaliar condições de marcha que simulassem atividades que fazem parte do cotidiano da população idosa a fim de compreender as alterações biomecânicas proporcionadas por essas tarefas e suas relações com o risco de quedas.

Na comparação entre marcha em velocidade de preferência e marcha falando ao celular, verificou-se que as idosas apresentaram redução do comprimento do passo, velocidade de marcha, tempo de apoio e do PFRSV e taxa na fase de propulsão em relação a jovens. Esses resultados estão de acordo com Nordin et al.(2010) que encontraram menor comprimento e largura do passo ao solicitar que idosos caminhassem enumerando verbalmente diferentes tipos de animais, sugerindo que as alterações cinemáticas proporcionadas pela dupla tarefa cognitiva refletem uma falha do sistema nervoso central para planejar tarefas simultaneamente e estão associadas a maior risco de quedas nesses indivíduos [35]. Plummer-D'Amato et al. (2011), encontrou diminuição da velocidade durante a marcha com narrativa espontânea de 10% em jovens e 20% em idosos, sugerindo que o maior comprometimento da velocidade em idosos se deve a distração causada por uma tarefa cognitiva que afeta em proporções menores outras populações [37]. De acordo com Nordin et al.(2010) e Mersmann et al. (2013), o declínio da capacidade de processamento de informações com o avanço da idade faz com que a condição de dupla tarefa afete a marcha, a segunda atividade ou ambas dependendo da prioridade e complexidade da tarefa [35,36]. Situações de alta demanda atencional, como por exemplo falar ao telefone, são priorizadas pelo sistema nervoso central fazendo com que a performance da marcha seja prejudicada e isso pode resultar em alterações cinemáticas e cinéticas que predispõe idosos a maior risco de quedas [34-36].

Para a marcha com obstrução da visão dos pés (C_{placa}) foi observado diferença significativa para as variáveis velocidade de marcha e PFRSV na fase de propulsão entre jovens e idosos. Rietdijk e Rhea (2006) demonstraram que a informação visual em idosos é importante para determinar a trajetória de movimento dos membros inferiores, diminuindo a probabilidade de ocorrer tropeços [38]. Bock e Beurskens (2011) encontram diferença para o custo da tarefa em jovens e idosos ao comparar a marcha simples com a marcha carregando uma placa opaca, sendo que essa diferença foi maior para os idosos ressaltando a importância da visão dos pés para eles executarem um padrão de marcha estável, garantindo o posicionamento correto do pé no solo [39]. Essa condição de marcha pode ter proporcionado um desafio maior para voluntárias idosas que resultou na redução da velocidade e consequentemente da força de reação do solo, como estratégia para conseguir executar a tarefa com segurança.

Durante a caminhada carregando cargas correspondentes a 10% do peso corporal, as voluntárias idosas com mobilidade reduzida apresentaram aumento dos PFRSV nas fases de aceitação do peso e propulsão. Nos estudos de Browning e Kram (2007) e LaRoche et al. (2011) indivíduos idosos obesos apresentaram maiores picos e taxas de força de reação em relação aos idosos sem obesidade, demonstrando que as maiores forças aplicadas entre o pé e o solo resultante do aumento da massa corporal são refletidas nos picos de força de reação do solo [42,43]. Hof (2000) assume que a força de reação é proporcional a força produzida para suportar o peso corporal [44]. No presente estudo as voluntárias podem ter aumentado a proporção das forças imposta às articulações do membro inferior a fim de produzir força suficiente para suportar o peso corporal somado as respectivas cargas que elas carregavam, resultando no aumento dos valores da força de reação do solo. De acordo com Qu e Yeo (2011) e Attwells et al. (2006) essas alterações podem ser consideradas uma estratégia de proteção para auxiliar na absorção das forças de impacto que são maiores durante o transporte de carga [46,47].

4.3 Efeito do aumento da velocidade nas variáveis da marcha

A marcha em velocidade de preferência máxima proporcionou significativas alterações nas variáveis cinéticas e cinemáticas nos três grupos avaliados em relação àquelas apresentadas durante as demais condições de marcha.

Em relação as variáveis cinéticas, os grupos GJ e GIMN apresentaram aumento dos picos e taxas de força de reação do solo durante a marcha rápida em relação a marcha em velocidade de preferência. Esses achados são consistentes com aqueles apresentados por Chung e Wang (2010), que observaram o efeito da velocidade na força de reação do solo, sendo que o aumento do pico de força de reação com o acréscimo da velocidade representa a maior demanda imposta aos músculos dos membros inferiores para conter excentricamente a força externa [53]. O aumento da velocidade em diferentes proporções em jovens, idosas com mobilidade normal e mobilidade reduzida, sendo 50%, 29% e 26% em relação a velocidade de preferência, respectivamente, pode ser interpretado como uma estratégia mais cautelosa para as idosas conseguirem conter as maiores forças externas ocasionada por velocidades mais rápidas e assim manter um melhor controle do equilíbrio durante a marcha.

Em relação as variáveis cinemáticas, jovens e idosas apresentaram redução dos tempos de apoio, balanço e passada e aumento do comprimento do passo durante a marcha rápida, sendo essa diferença em menores proporções para idosas com mobilidade reduzida. Esses resultados corroboram com os estudos de Larsen et al.(2009) e LaRoche et al. (2011) que observaram alterações dos parâmetros cinéticos e cinemáticos durante a transição na escada e na marcha, respectivamente, ao comparar velocidade habitual para execução da tarefa com a velocidade máxima, indicando que as idosas apresentaram menor capacidade de reserva muscular para aumentar o comprimento do passo e a velocidade quando solicitado [44,54]. A diminuição da força muscular com o envelhecimento faz com que as idosas executem a marcha próximo de suas capacidades máximas, que pode resultar em fadiga muscular e levar ao comprometimento da habilidade de se movimentar rapidamente que se torna fundamental para se recuperar após perturbação do equilíbrio ou para atravessar a rua com segurança, por exemplo [19,44].

4.4 Limitações do estudo

O fato de nosso estudo ter avaliado idosas que frequentavam grupos de atividade física para a comunidade pode ter contribuído para não encontrarmos diferenças significativas entre os idosas com mobilidade normal e mobilidade reduzida. No entanto, nós observamos um maior comprometimento no desempenho da marcha em idosas com déficits de mobilidade, que pode indicar maior risco para execução das tarefas diárias nessa população.

5. CONCLUSÃO

No presente estudo observamos que a diminuição do torque extensor de joelho, utilizado para classificação do nível de mobilidade em idosos, contribui para diminuição da velocidade de marcha e força de reação do solo e quando associado as alterações cinemáticas da marcha pode comprometer a execução de um padrão de marcha eficiente tanto em condições simples como durante dupla-tarefa, resultando em menor independência e maior risco de incapacidade funcional e quedas nessa população. Esses resultados podem oferecer subsídios para que os programas de exercícios

físicos para idosos abordem atividades voltadas para o fortalecimento dos membros inferiores, principalmente dos extensores de joelho.

REFERENCIAS

- 1- Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Martin KL, Mcginley JL, SANDERS LM, Srikanth VK. Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age and Ageing*, 2011; 40 (4): 481-487..
- 2- Hollman JH, Childs KB, Mueller AC, Quilter CM, Youdas JW. Number of strides required for reliable measurement of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait & Posture* 2010; 32 (1):23-28.
- 3- Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age. *Deutsches Arzteblatt International* 2010; 107 (17): 306-316.
- 4- Verhoeff LL, Horlings CGC, Janssen LJF, Bridenbaugh SA, Allum JHJ. Effects of biofeedback on trunk sway during dual tasking in the healthy young and elderly. *Gait & Posture* 2009; 30 (1): 76-81.
- 5- Bock O. Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2011; 27 (5): 1-9.
- 6- Muhaidat J, Kerr A, Evans JJ, Pilling M, Skelton DA. Validity of Simple Gait-Related Dual-Task Tests in Predicting Falls in Community-Dwelling Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2014; 95 (1): 58-64.
- 7- Hallal CZ, Marques NR, Castro A, Spinoso DH, Rossi DM, Garcia JAM, Navega MT, Gonçalves M. Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos da marcha de idosos. *Motriz : Revista de Educação Física (Online)* 2013; 19 (1):141-150.
- 8- Hallal CZ, Marques NR, Spinoso DH, Vieira ER, Gonçalves M. Electromyographic patterns of lower limb muscles during apprehensive gait in younger and older female adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2013; 23 (5): 1145-1149.
- 9- Lockhart TE, Woldstad JC, Smith JL. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 2003; 46 (12):1136-1160.
- 10- Bean JF, Leveille DK, Bandinelli S, Guralnik J, Ferruci L. A Comparison of Leg Power and Leg Strength Within the InCHIANTI Study: Which Influences Mobility More? *Journal of Gerontology* 2003; 58 (8): 728-733.
- 11- Hicks GE, Shardell M, Alley DE, Miller RR, Bandinelli S, Guralnik J, Laurentani F, Simonsick EM, Ferruci L. Absolute Strength and Loss of Strength as Predictors of Mobility Decline in Older Adults: The InCHIANTI Study. *Journal of Gerontology* 2012; 67 (1): 66-73.

- 12- Manty M, Leon CFM, Rantanen T, Era P, Pedersen AN, Ekmann A, Avlund K. Mobility-Related Fatigue, Walking Speed, and Muscle Strength in Older People. *Journal of Gerontology* 2012; 67 (5): 523-529.
- 13- Ploutz-Snyder LL, Manini T, Ploutz-Snyder RJ, Wolf DA. Functionally Relevant Thresholds of Quadriceps Femoris Strength. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2002; 57 (4):144-152.
- 14- Manini TM, Visser M, Won-Park S, Patel KV, Strotmeyer ES, Chen H, Goodpaster B, Rekeaneire N, Newman A, Simonsick EM, Kritchevsky SB, Ryder K, Schwartz AV, Harris TB. Knee Extension Strength Cutpoints for Maintaining Mobility. *The American Geriatrics Society* 2007; 55 (3): 451-457.
- 15- Marko M, Necille CG, Prince MA, Ploutz-Snyder LL. Lower-Extremity Force Decrements Identify Early Mobility Decline Among Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy* 2012; 92 (9): 1148-1159.
- 16- Rosso AL, Auchincloss AH, Michael YL. The urban built environment and mobility in older adults: a comprehensive review. *Journal of Aging Research*, 2011; Article ID 816106, 10 pages
- 17- Vries NM, Ravensbergb VD, Hobbelenb JSM, Rikkersd MGMO, Staal JB, Sandena MWGN. Effects of physical exercise therapy on mobility, physical functioning, physical activity and quality of life in community-dwelling older adults with impaired mobility, physical disability and/or multi-morbidity: A meta-analysis. *Ageing Research Reviews* 2012; 11 (1): 136-149.
- 18- Knaggs JD, Larkin KA, Manini TM. Metabolic Cost of Daily Activities and Effect of Mobility Impairment in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society* 2011; 59 (11): 2118-2123.
- 19- LaRoche DP, Millett ED, Kralian RJ. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait & Posture* 2011; 33 (4): 668-672.
- 20- Shiavi R, Frigo C, Pedotti A. Electromyographic signals during walking: criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical and Biological Engineering and Computing* 1998; 36 (2):171-178.
- 21- Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stussi E, Quervain IAK. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait & Posture* 2005; 21 (1): 24-38.
- 22- Baird JL, Richard EA. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. *Clinical Biomechanics* 2009; 24 (10): 826-832.
- 23- Rantanen T, Avela J. Leg Extension Power and Walking Speed in Very Old People Living Independently. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 1997; 52 (4): 225-231.

- 24- Khokhar SR, Stern Y, Bell K, Anderson K, NOE E, Mayeux R, Albert ST. Persistent mobility deficit in the absence of deficits in activities of daily living: a risk factor of mortality. *Journal of American Geriatrics Society* 2001; 49 (11): 1536-1543.
- 25- Harries UJ, Bassey EJ. Torque-velocity relationships for the knee extensors in women in their 3rd and 7th decades. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 1990; 60 (3): 187-190.
- 26- Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics* 1996; 11 (5): 253-259.
- 27- Yamada T, Demura S. Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2009; 48 (1): 73-77.
- 28- Winter DA. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. *Journal of Biomechanics* 1980; 13 (11): 923-927.
- 29- Liu M, Anderson F, Pandy M, Delp S. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics* 2006; 39 (14): 2623-2630.
- 30- Farley T, Ferris P. Biomechanics of walking and running: from center of mass movement to muscle action. *Exercise and Sport Science Reviews* 1998; 26:253-285.
- 31- Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19 (2):57-68.
- 32- Marques NR, Hallal CZ, Crozara LF, Morcelli MH, Karuka AH, Navega MT, Gonçalves M. Lower limb strength is associated with gait biomechanical abnormalities in older female fallers and non-fallers? *Isokinetics and Exercise Science* 2013; 21 (2): 151-159.
- 33- Thelen DG, Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA. Effects of age on rapid ankle torque development. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 1996; 51 (5): 226-232.
- 34- Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak S, Lord SR, Close JCT. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait & Posture* 2013; 37 (1): 126-130.
- 35- Nordin E, Moe-nilssen R, Remnemark A, Lundin-Olsson L. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait & Posture* 2010; 32 (1): 92-97.
- 36- Mersmann F, Bohm S, Bierbaum S, Dietrich R, Arampatzis A. Young and old adults prioritize dynamic stability control following gait perturbations when performing a concurrent cognitive task. *Gait & Posture* 2013; 37 (3): 373-377.

- 37- Plummer-D'Amato P, Altmann LJP, Reilly K. Dual-task effects of spontaneous speech and executive function on gait in aging: Exaggerated effects in slow walkers. *Gait & Posture* 2011; 33 (2): 233-237.
- 38- Rietdyk S, Rhea CK. Control of adaptive locomotion: effect of visual obstruction and visual cues in the environment. *Experimental Brain Research* 2006; 169 (2):272-278.
- 39-Bock O, Beurskens R. Age-related deficits of dual-task walking: The role of foot vision. *Gait & Posture* 2011; 33 (2): 190-194.
- 40- Raz N. Aging of the brain and its impact on cognitive performance: integration of structural and functional findings. *The Handbook of Aging and Cognition* 2000.
- 41- Chapman G, Hollands M. Evidence for a link between changes to gaze behaviour and risk of falling in older adults during adaptive locomotion. *Gait & Posture* 2006; 24 (3): 288-294.
- 42- Marigold D. Negotiating varying ground terrain during locomotion: insights into the role of vision and the effects of aging. *Kinesiology* 2006.
- 43- LaRoche DP, Kralian RJ, Millett ED. Fat mass limits lower-extremity relative strength and maximal walking performance in older women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21 (5): 754-761.
- 44- Browning RC, Kram R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2007; 39 (9):1632-1641.
- 45- Hof AL. On the interpretation of the support moment. *Gait Posture* 2000; 12 (3):196-199.
- 46- Qu X, Yeo JC. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *Journal of Biomechanics* 2011; 44 (7):1259-1263.
- 47- Attwells RL, Birrell SA, Hooper RH, Mansfield NJ. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movement and gait. *Ergonomics* 2006, 59 (14):1527-37.
- 48- Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture* 1997; 5 (1): 6-12.
- 49- Kang HG, Dingweel JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture* 2008; 27 (4): 572-577.
- 50- Kwon IS, Oldaker S, Schrage M, Talbot LA, Fozard JL, Metter EJ. Relationship between muscle strength and the time taken to complete a standardized walk-turn-walk test. *J. Gerontol Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2001; 56 (9):398-404.
- 51- Chen IH, Kuo KN, Andriacchi TP. The influence of walking speed on

mechanical joint power during gait. *Gait & Posture* 1997; 6 (3):171–176.

52- Ostchega Y, Dillon CF, Lindle R, Carroll M, Hurley BF. Isokinetic leg muscle strength in older Americans and its relationship to a standardized walk test: data from the national health and nutrition examination survey 1999–2000. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004; 52 (6): 977–982.

53- Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait & Posture* 2010; 31 (1): 131-135.

54- Larsen AH, Sorensen H, Puggaard L, Aagaard P. Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 2009; 19 (5): 678-689.

1. Rebellato JR, Calvo JI, Orejuela JR, Portillo JC. Influência de um programa de atividade física de longa duração sobre a força muscular manual e a flexibilidade corporal de mulheres idosas. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2006; 10 (1): 127-132.
2. Hirano ES, Fraga GP, Mantovani M. Trauma no idoso. *Medicina, Ribeirão Preto* 2007; 40 (8): 352-357.
3. IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. Disponível em: www.ibge.gov.br/home/estatistica/população/ 2010.
4. Marengoni A, Angleman S, Melis R, Mangialasche F, Karp A, Garmen A, Meinow B, Fratiglioni L. Aging with multimorbidity: A systematic review of the literature. *Ageing Research Reviews* 2011; 10 (4): 430-439.
5. Miranda VS, Carvalho VBF, Machado LAC, Dias JMD. Prevalence of chronic musculoskeletal disorders in elderly Brazilians: a systematic review of the literature. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2012; 82 (13): 1-11.
6. Zambaldi PA, Costa TABN, Diniz GCLM, Scalzo PL. Efeito de um treinamento de equilíbrio em um grupo de mulheres idosas da comunidade: estudo piloto de uma abordagem específica, não sistematizada e breve. *Acta Fisiátrica* 2007; 14 (1): 17-24.
7. Almeida CWL, Castro CHM, Pedreira PG, Heymann RE, Szejnfeld VL. Percentage height of center of mass is associated with the risk of falls among elderly women: A case-control study. *Gait & Posture* 2011; 34 (2): 208-212.
8. Ouden MEMD, Schuurmans MJ, Mueller-Schotte S, Schouw YTV. Identification of high-risk individuals for the development of disability in activities of daily living. A ten-year follow-up study. *Experimental Gerontology* 2013; 48 (4): 437-443.
9. Peel NM. Epidemiology of Falls in Older Age. *Canadian Journal on Aging* 2011; 30 (1): 7-19.
10. Callisaya ML, Blizzard L, Schmidt MD, Martin KL, Mcginley JL, Sanders LM, Srikanth VK. Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. *Age and Ageing* 2011; 40 (4): 481-487.
11. Malta DC, Silva MMA, Mascarenhas MDM, Sa NNB, Neto OLM, Bernal RTI, Monteiro RA, Andrade SSCA, Gawryszewski VP. The characteristics and factors of emergency service visits for falls. Emergency service visits for falls, *Revista de Saúde Pública* 2012; 46 (1): 128-137.
12. Hollman JH, Youdas JW, Lanzino DJ. Gender differences in dual task gait performance in older adults. *American Journal of Men's Health* 2009, 5 (1): 11-17.
13. Samuel D, Rowe P, Nicol A. The functional demand (FD) placed on the knee and hip of older adults during everyday activities. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2013; 57 (2): 192-197.

14. Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age. *Deutsches Arzteblatt International* 2010; 107 (17): 306-316.
15. Yang Y, Chen Y, Lee C, Cheng S, Wan-G R. Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait & Posture* 2007; 25 (2): 182-190.
16. Verhoeff LL, Horlings CGC, Janssen LJF, Bridenbaugh SA, Allum JHJ. Effects of biofeedback on trunk sway during dual tasking in the healthy young and elderly. *Gait & Posture* 2009; 30 (1): 76-81.
17. Bock O. Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008; 27 (5):1-9.
18. Mersmann F, Bohm S, Bierbaum S, Dietrich R, Arampatzis A. Young and old adults prioritize dynamic stability control following gait perturbations when performing a concurrent cognitive task. *Gait & Posture* 2013; 37 (3): 373-377.
19. Gobbo S, Bergamim M, Sieverdes JC, Ermolao A, Zaccaria M. Effects of exercise on dual-task ability and balance in older adults: A systematic review. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2014; 58 (2): 177-187.
20. Hallal CZ, Marques NR, Vieira ER, Brunt D, Spinoso DH, Castro A, Cardozo AC, Gonçalves M. Lower limb muscle coactivation levels in healthy younger and older adults during functional dual-task gait. *Motriz : Revista de Educação Física (Online)* 2013; 19 (3): 620-626.
21. Hallal CZ, Marques NR, Spinoso DH, Vieira ER, Gonçalves M. Electromyographic patterns of lower limb muscles during apprehensive gait in younger and older female adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2013; 23 (5): 1145-1149.
22. Pijnappels M, Bobert MF, Van Dieen JH. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture* 2001; 14 (1): 11-18.
23. Lockhart TE, Woldstad JC, Smith JL. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 2003; 46 (12): 1136-1160.
24. Delbaere K, Sturnieks DI, Crombez G, Lord SR. Concern about falls elicits changes in gait parameters in conditions of postural threat in older people. *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2009; 64 (2): 237-242.
25. Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak S, Lord SR, Close JCT. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait & Posture* 2013; 37 (1): 126-130.
26. Muhaidat J, Kerr A, Evans JJ, Pilling M, Skelton DA. Validity of Simple Gait-Related Dual-Task Tests in Predicting Falls in Community-Dwelling Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2014; 95 (1): 58-64.

27. Hollman JH, Kovask FM, Kubit JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait & Posture* 2007; 26 (1): 113-117.
28. Montero-Odasso M, Bergman H, Beland F, Sourial N, Fletcher JD, Dallaire L. Identifying mobility heterogeneity in very frail older adults. Are frail people all the same? *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2009; 49 (2): 272-277.
29. Visser M, Deeg DJ, Lips P, Harris TB, Bouter LM. Skeletal muscle mass and muscle strength in relation to lower-extremity performance in older men and women. *Journal of the American Geriatrics Society* 2000; 48 (4): 381- 386.
30. Farinatti PTV, Lopes LNC. Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2004; 10 (5): 389-394.
31. Shkruratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85 (4): 582-588.
32. Abreu SSE, Caldas CP. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2008; 12 (4):170-175.
33. Manini TM, Visser M, Won-Park S, Patel KV, Strotmeyer ES, Chen H, Goodpaster B, Rekeeneire N, Newman A, Simonsick EM, Kritchevsky SB, Ryder K, Schwartz AV, Harris TB. Knee Extension Strength Cutpoints for Maintaining Mobility. *The American Geriatrics Society* 2007; 55 (3): 451-457.
34. Kirkwood RN, Trede RG, Moreira BS, Kirkwood SA, Pereira LSM. Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly women with history of recurrent falls. *Gait & Posture* 2011; 34 (1): 60-64.
35. Granacher U, Muehlbauer T, Gruber M. A Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. *Journal of Aging Research* 2012; Article ID 708905, 16 pages.
36. Samuel D, Rowe PJ. Effect of ageing on isometric strength through joint range at knee and hip joints in three age groups of older adults. *Gerontology* 2009; 55 (6): 621-629.
37. Ploutz-Snyder LL, Manini T, Ploutz-Snyder RJ, Wolf DA. Functionally Relevant Thresholds of Quadriceps Femoris Strength. *Journal of Gerontology* 2002; 57 (4): 144-152.
38. Marko M, Neville CG, Prince MA, Ploutz-Snyder LL. Lower-extremity force decrements identify early mobility decline among community-dwelling older adults. *Physical Therapy* 2012; 92 (9): 1148-1158.

39. Rosso AL, Auchincloss AH, Michael YL. The urban built environment and mobility in older adults: a comprehensive review. *Journal of Aging Research* 2011; Article ID 816106, 10 pages.
40. Vries NM, Ravensbergb VD, Hobbelenb JSM, Rikkerd MGMO, Staal JB, Sandena MWGN. Effects of physical exercise therapy on mobility, physical functioning, physical activity and quality of life in community-dwelling older adults with impaired mobility, physical disability and/or multi-morbidity: A meta-analysis. *Ageing Research Reviews* 2012; 11 (1): 136-149.
41. Novak AC, Brouwer B. Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait & Posture* 2011; 33 (1): 54-60.
42. Samuel D, Rowe P. An investigation of the association between grip strength and hip and knee joint moments in older adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2012; 54 (2): 357-360.
43. Cress ME, Meyer M. Maximal voluntary and functional performance needed for independence in adults aged 65 to 97 years. *Physical Therapy* 2003; 83 (1): 37-48.
44. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris, CN. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18 (2): 218–227.
45. Samuel D, Rowe P, Hood V, Nicol A. The relationships between muscle strength, biomechanical functional moments and health-related quality of life in non-elite older adults. *Age and Ageing* 2012; 41 (2): 224-230.
46. Hortogagyi T, Mizelle C, Beam S, DeVita P. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *Journal of Gerontology* 2003; 58 (5): 453-460.
47. Larsen AH, Sorensen H, Puggaard L, Aagaard P. Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 2009; 19 (5): 678-689.
48. Liu, J.; Lockhart, T.E. Age-related joint moment characteristics during normal gait and successful reactive-recovery from unexpected slip perturbations. *Gait & Posture* 2009; 30 (3): 276-281.
49. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19 (2): 57-68.

50. Rowe PJ, Hood V, Loudon D, Samuel D, Nicol AC, Macdonald A, Conway B. Calculating and presenting biomechanical functional demand in older adults during activities of daily living. *Proc IASTED Biomech* 2005; 485-420.
51. Ko S, Ling SM, Winters J, Ferruci L. Age-related mechanical work expenditure during normal walking: the baltimore longitudinal study of aging. *Journal of Biomechanics* 2009; 42 (12): 1834-1839.

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

REVISTA GAIT & POSTURE

Guide for Authors

Authors should submit online <http://ees.elsevier.com/gaipos>. This is the Elsevier web-based submission and review system. You will find full instructions located on this site in the Tutorial for Authors. Please follow the guidelines to prepare and upload your article. Once the uploading is done, the system automatically creates an electronic pdf which is used for reviewing. All correspondence, including notification of the Editor's decision and requests for revisions, will be managed via this system.

A manuscript submitted to this journal can only be published if it (or a similar version) has not been published and will not be simultaneously submitted or published elsewhere. A violation of this condition is considered fraud, and will be addressed by appropriate sanctions. Two manuscripts are considered similar if they concern the same hypothesis, question or goal, using the same methods and/or essentially similar data.

Open Access

This journal offers authors two choices to publish their research;

1. Open Access

- Articles are freely available to both subscribers and the wider public with permitted reuse
- An Open Access publication fee is payable by authors or their research funder

2. Subscription

- Articles are made available to subscribers as well as developing countries and patient groups through our access programs (<http://www.elsevier.com/access>)
- No Open Access publication fee

All articles published Open Access will be immediately and permanently free for everyone to read and download. Permitted reuse is defined by your choice of one of the following Creative Commons user licenses:

Creative Commons Attribution-Non Commercial-ShareAlike (CC BY-NC-SA): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, to create extracts, abstracts and other revised versions, adaptations or derivative works of or from an article (such as a translation), to include in a collective work (such as an anthology), to text and data mine the article, as long as they credit the author(s), do not represent the author as endorsing their adaptation of the article, do not modify the article in such a way as to damage the author's honor or reputation, and license their new adaptations or creations under identical terms (CC BY NC SA).

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs (CC-BY-NC-ND): for non-commercial purposes, lets others distribute and copy the article, and to include in a collective work (such as an anthology), as long as they credit the author(s) and provided they do not alter or modify the article.

Creative Commons Attribution (CC-BY): available only for authors funded by organizations with which Elsevier has established an agreement. For a full list please see <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

Elsevier has established agreements with funding bodies. This ensures authors can comply with funding body Open Access requirements, including specific user licenses, such as CC-BY. Some authors may also be reimbursed for associated publication fees. <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

To provide Open Access, this journal has a publication fee which needs to be met by the authors or their research funders for each article published Open Access. Your publication choice will have no effect on the peer review process or acceptance of submitted articles. The Open Access publication fee for this journal is **\$3000 USD**, excluding taxes.

Learn more about Elsevier's pricing policy <http://www.elsevier.com/openaccesspricing>

Preparation of the Manuscript

1. Article types accepted are: Original Article (Full paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, Book Review. Word limits are as follows: Full paper 3,000 words plus no more than 5 figures/tables in total; Short Communication or

Technical Note 1,200 words plus no more than 3 figures/tables in total. The word limits are non-inclusive of figures, tables, references, and abstracts. If the Editor feels that a paper submitted as a Full Paper would be more appropriate for the Short Communications section, then a shortened version will be requested. References should be limited to 30 for Full Papers and Reviews, 15 for Short Papers and 10 for Technical Notes. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Article. The recommended word limit for Review Papers is 6,000 words and 5 figures/tables. Authors must state the number of words when submitting.

2. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English **before** submission. A concise style avoiding jargon is preferred.

3. Authors should supply up to five keywords that may be modified by the Editors.

4. Authors are required to amend research highlights so that they consist of 3 to 5 brief bullet points which convey the core findings of your work. Ensure EACH bullet point does NOT exceed 85 characters (not words!) including spaces. An example of how highlights should look like is given below:

1. We model two hospitals which have regulated prices and compete on quality.
2. We examine changes in the level of information about hospital quality.
3. Increasing information will increase quality if hospital costs are similar.
4. Increasing information will decrease quality if hospital costs are very different.
5. Welfare effects depend on ex-ante or ex-post assumptions about quality information.

5. Acknowledgements should be included in the title page. Include external sources of support.

6. The text should be ready for setting in type and should be **carefully checked** for errors. Scripts should be typed double-spaced on one side of the paper only. Please do not underline anything, leave wide margins and number every sheet.

7. All illustrations should accompany the typescript, **but not** be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in

order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet.

8. Tables should be presented on separate sheets of paper and labelled consecutively but the captions should accompany the table.

9. Authors should also note that files containing text, figures, tables or multimedia data can be placed in a supplementary data file which will be accessible via ScienceDirect (see later section for further details).

10. When submitting your paper please ensure that you separate any identifying author or institution of origin names and details and place them in the title page (with authors and addresses). Submissions including identifying details in the manuscript text will be returned to the author.

Summary of Overall Arrangement of Manuscripts

You should arrange your contribution in the following order:

1. A cover page with complete details of the title, the source, and the authors full contact details. Acknowledgements should be placed on this page.
2. An abstract outlining the purpose, scope and conclusions of the paper.
3. The text suitably divided under headings. (frequently Introduction, Material or Patients, Methods, Results, Discussion will prove satisfactory). .
4. References.
5. Tables with captions (each on a separate sheet).
6. Captions to illustrations (grouped on a separate sheet or sheets).
7. Illustrations, each on a separate sheet containing no text

Illustrations

Authors are required to provide electronic versions of their illustrations. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at <http://www.elsevier.com/wps/find/authors.authors/authorartworkinstructions>.

References

Indicate references to the literature in the text by superior Arabic numerals that run consecutively through the paper in order of their appearance. Where you cite a reference more than once in the text, use the same number each time. References

should take the following form:

1. Amis AA, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73B: 260-267
2. Insall JN. *Surgery of the Knee*. New York: Churchill Livingstone; 1984
3. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1995.

Please ensure that references are complete, i.e. that they include, where relevant, author's name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page reference *and* comply with the reference style of *Gait & Posture*. Only salient and significant references should be included.

What information to include with the manuscript

Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal whether they are submitting their work as an Original Article (Full Paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, or Book Review. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution. Only papers not previously published will be accepted. Comments regarding articles published in the Journal are solicited and should be sent as "Letter to the Editor". Such Letters are subject to editorial review. They should be brief and succinct. When a published article is subjected to comment or criticism, the authors of that article will be invited to write a letter or reply.

A letter of transmittal must include the statement, "Each of the authors has read and concurs with the content in the final manuscript. The material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract." The letter of transmittal must be from all co-authors. All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a

department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

Work on human beings that is submitted to *Gait & Posture* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used.

At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.

All sources of funding should be declared as an acknowledgement. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data; in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state.

Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the Editors. If you do, please supply their postal address and email address, if known to you.

Please note that papers are subject to single-blind review whereby authors are blinded to reviewers.

Randomised controlled trials

All randomised controlled trials submitted for publication in *Gait & Posture* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at www.icmje.org.

Review and Publication Process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript by the Editorial Office before the manuscript is sent to referees. Please contact the appropriate Editor-in-Chief if you do not receive an acknowledgement.

Following assessment one of the following will happen:

A: The paper will be accepted directly. The corresponding author will be notified of acceptance by e-mail or letter. The Editor-in-Chief will send the accepted paper to Elsevier for publication.

B: The paper will be accepted subject to minor amendments. The corrections should be made and the paper returned to the Editor-in-Chief for checking. Once the paper is accepted it will be sent to production.

C: The paper will be rejected but resubmission invited after a major revision. A complete resubmission is required as the paper will be re-evaluated by referees and assessment will start again.

D: The paper will be rejected outright as being unsuitable for publication in *Gait and Posture*.

2. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to the publisher if and when the article is accepted for publication. (<http://www.elsevier.com/wps/find/authorshome.authors/copyright>).

3. Page proofs will be sent to the corresponding author for correction, although at this stage any changes should be restricted to typographical errors. Other than these, any substantial alterations may be charged to the authors. Proofs will be sent preferably by e-mail as a PDF file (although they can be sent by overland post) and must be rapidly checked and returned. Please ensure that all corrections are sent back in one communication. Subsequent corrections will not be possible.

4. An order form for reprints will accompany the proofs.

Preparation of supplementary data

Elsevier now accepts electronic supplementary material to support and enhance your scientific research. Supplementary files offer the author additional possibilities to publish supporting applications, movies, animation sequences, high-resolution images, background datasets, sound clips and more. Supplementary files supplied will be published online alongside the electronic version of your manuscript in Elsevier web products, including ScienceDirect: <http://www.sciencedirect.com>. In order to ensure that your submitted material is directly usable, please ensure that data is provided in one of our recommended file formats. Authors should submit the material in electronic format together with the article and supply a concise and descriptive caption for each file. For more detailed instructions please visit: <http://www.elsevier.com/wps/find/authors.authors/authorartworkinstructions>.

Changes to Authorship

This policy concerns the addition, deletion, or rearrangement of author names in the authorship of accepted manuscripts: *Before the accepted manuscript is published in an online issue*: Requests to add or remove an author, or to rearrange the author names, must be sent to the Journal Manager from the corresponding author of the accepted manuscript and must include: (a) the reason the name should be added or removed, or the author names rearranged and (b) written confirmation (e-mail, fax, letter) from all authors that they agree with the addition, removal or rearrangement. In the case of

addition or removal of authors, this includes confirmation from the author being added or removed. Requests that are not sent by the corresponding author will be forwarded by the Journal Manager to the corresponding author, who must follow the procedure as described above. Note that: (1) Journal Managers will inform the Journal Editors of any such requests and (2) publication of the accepted manuscript in an online issue is suspended until authorship has been agreed.

After the accepted manuscript is published in an online issue: Any requests to add, delete, or rearrange author names in an article published in an online issue will follow the same policies as noted above and result in a corrigendum.

Copyright

Upon acceptance of an article, authors will be asked to sign a "Journal Publishing Agreement" (for more information on this and copyright see <http://www.elsevier.com/wps/find/authorshome.authors/copyright>). Acceptance of the agreement will ensure the widest possible dissemination of information. An e-mail (or letter) will be sent to the corresponding author confirming receipt of the manuscript together with a 'Journal Publishing Agreement' form. If excerpts from other copyrighted works are included, the author(s) must obtain written permission from the copyright owners and credit the source(s) in the article. Elsevier has preprinted forms for use by authors in these cases: contact Elsevier's Rights Department, Philadelphia, PA, USA: Tel. (+1) 215 238 7869; Fax (+1) 215 238 2239; e-mail healthpermissions@elsevier.com. Requests may also be completed online via the Elsevier homepage (<http://www.elsevier.com/locate/permissions>).

Proofs

One set of page proofs in PDF format will be sent by e-mail to the corresponding author (if we do not have an e-mail address then paper proofs will be sent by post). Elsevier now sends PDF proofs which can be annotated; for this you will need to download Adobe Reader version 7 available free from <http://www.adobe.com/products/acrobat/readstep2.html>. Instructions on how to annotate PDF files will accompany the proofs. The exact system requirements are given at the Adobe site: <http://www.adobe.com/products/reader/tech-specs.html>. If you do not wish to use the PDF annotations function, you may list the corrections (including replies to the

Query Form) and return to Elsevier in an e-mail. Please list your corrections quoting line number. If, for any reason, this is not possible, then mark the corrections and any other comments (including replies to the Query Form) on a printout of your proof and return by fax, or scan the pages and e-mail, or by post.

Please use this proof only for checking the typesetting, editing, completeness and correctness of the text, tables and figures. Significant changes to the article as accepted for publication will only be considered at this stage with permission from the Editor. We will do everything possible to get your article published quickly and accurately. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are sent back to us in one communication: please check carefully before replying, as inclusion of any subsequent corrections cannot be guaranteed. Proofreading is solely your responsibility. Note that Elsevier may proceed with the publication of your article if no response is received.

Offprints

The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail or, alternatively, 25 free paper offprints. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use. Additional paper offprints can be ordered by the authors. An order form with prices will be sent to the corresponding author.

Further Information

Authors in Japan: please note that upon request, and if the author feels that it is necessary, Elsevier Japan will provide authors with a list of specialists who can check and improve the English of their manuscript (*before submission*). Please contact our Tokyo office: Elsevier K.K., 4F Higashi-Azabu, 1-Chome Bldg, 1-9-15 Higashi-Azabu, Minato-ku, Tokyo 106-0044, Japan. Tel: (+81)(3)5561-5037; Fax: (+81) (3) 5561 5047.

AudioSlides

The journal encourages authors to create an AudioSlides presentation with their published article. AudioSlides are brief, webinar-style presentations that are shown next to the online article on ScienceDirect. This gives authors the opportunity to summarize their research in their own words and to help readers understand what the paper is

about. More information and examples are available at <http://www.elsevier.com/audioslides>. Authors of this journal will automatically receive an invitation e-mail to create an AudioSlides presentation after acceptance of their paper.

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

REVISTA AGE AND AGEING

INSTRUCTIONS TO AUTHORS

Please read and follow these instructions carefully. Manuscripts not meeting all of the requirements outlined below cannot be considered for publication and may be returned to the authors for completion. The editors and publisher reserve the right to reject manuscripts which do not conform to policies of Age and Ageing or Oxford University Press. Submissions may be modified or shortened by the Editor before acceptance for publication. Manuscripts should conform to the Uniform Requirements of the International Committee of Medical Journal Editors. www.icmje.org For reporting of randomised trials, authors are advised to work to the guidelines in the CONSORT statement. www.consort-statement.org *Age and Ageing* is a member of the Committee of Publication Ethics (COPE) www.publicationethics.org.uk. In accordance with the code of conduct we will report any cases of suspected plagiarism or duplicate publishing. *Age and Ageing* reserves the right to use plagiarism detecting software to screen submitted papers. For support and more information please contact the Age and Ageing Editorial Office. The Editorial Manager is Katy Ladbroke.

Editorial office

Age & Ageing journal

31 St John's Square

London

EC1M 4DNTel: 077913 91979

Fax: 0117 3721875

E-mail: aa@bgs.org.uk

ARTICLE CATEGORIES

All articles must conform to our formatting guidelines and not exceed the word count limit for its category. Where the author wishes to exceed the word limit or use a large data set, we may be able to accommodate additional information on our web site as Supplementary Data if the paper is accepted.

The following manuscript categories must be submitted electronically via the journal's online submission system, [online submission system](#).

Research Papers: Should report original findings and include a structured abstract using appropriate headings. Those including original data may be sent for peer review. A maximum of 2500 words of text, plus abstract, 30 references, 3 tables or figures.

Short Report: A shorter article which should report original findings. Short Reports may contain no more than 2 tables or figures, a maximum of 1500 words and 30 references. Short Reports include an abstract and are fully citable. Authors of longer articles may be invited to re-submit a shorter version of their manuscript for publication in this section. Those including original data may be sent for peer review.

Reviews and Systematic Reviews: We are particularly interested in reviews of any whole field or aspect of geriatric medicine or gerontology that is of relevance to our mainly clinical readership. These should be authoritative and identify any gaps in our knowledge or understanding. Systematic Reviews must contain a brief section entitled "Search strategy and selection criteria." This should state clearly: the sources (databases, journal or book reference lists, etc) of the material covered, and the criteria used to include or exclude studies – for example, English language only or studies conducted after a specific date. Maximum 3000 words, 30 references, 250 word structured abstract, 4 tables OR figures.

Editorials: While most of our editorials are commissioned to relate to papers appearing in the journal, we also welcome editorials that deal with important topics on which the author would like to express an opinion, i.e. 'hot' topics. Maximum 1000 words and 15 references.

Case Reports: Clinically interesting cases should be written in a maximum of 600 words (plus 125 word abstract) with no more than 1 figure or table and maximum of 10 references. Case reports should be of conditions that provide new insight, describe rare but modifiable disorders or present new treatments or understanding. Case reports are usually peer-reviewed.

Clinical Reminders: Very short and simple resumes of Case Reports that are not unusual enough to be published in full, but are still useful messages that could be of use to general readers and juniors. Clinical Reminders should be of no more than 150 words, 1 small table or figure and 3 references. They do not contain abstracts or Key Points.

Commentary: Commentaries include debate articles, long comments or personal observations on current research or trends in gerontology or geriatric medicine that is likely to be of interest to Age and Ageing readers. Maximum 1500 words, 15 references and 1 table or figure.

Letters to the Editor: We welcome lively, provocative, stimulating and amusing letters on general points of interest, as well as comments on and criticisms of articles

previously published in the journal. This correspondence offers an opportunity for feedback, debate and the promotion of ideas for future articles.

Letters should be submitted online using the E-letters function. E-letters should be of no more than 450 words, 5 references, 1 table or figure. E-letters may be edited and some will be featured in the print version of *Age and Ageing*. The E-letters page is moderated by the editorial team.

The following articles can be emailed straight to the Editorial Office

Fillers and Special Sections: We are always pleased to receive short pieces of a thoughtful or humorous nature that touch on the personal or professional experiences of colleagues working in care of the elderly. We also welcome suggestions for relevant short quotations from any source. Maximum 900 words.

Book Reviews: Before submitting a book review, it should first be discussed with the Book Reviews Editor. Please contact Dr Kalman Kafetz at the *Age and Ageing* Editorial Office.

Web Sites: We are pleased to accept short descriptions of web sites that are likely to be of interest to our readers. These should first be sent to the Web Reviews Editor, Dr Taj Hasan, at the *Age and Ageing* Editorial Office.

Conference Reports: We would be interested in reports distilling the essence of papers presented at conferences that would be of interest to the readers of *Age and Ageing*. Before submitting such a report, please contact the Editor for prior agreement. Maximum 1000 words.

FORMATTING GUIDELINES

General Points

- Please submit your paper as one integral document - avoid sending your table, figures etc as separate files.
- We operate double blind peer review, so your submission must be anonymous. Please be careful to remove all author details from the document including from the file name.
- Your paper should be double-spaced and numbered on each page.

Key Point and Keywords

When submitting your manuscript you will be asked to provide 3-5 Keywords and 3-5 Key Points (short sentences which summarise the main message of your paper).

These Key Words and Points are for indexing purposes, to help your paper be more easily discovered in internet searches. Choosing these Key Words and Points carefully can help readers to find your published work. For more information and advice on how to optimise your paper's search terms, please see [this editorial from the Annals of Occupational Hygiene by Lee Kenny](#).

Abstracts

All papers, reviews and case reports must include an abstract. On publication these sections are made freely available online and therefore are an important opportunity to draw in the reader. Headings might include background, objective, design, setting, subjects, methods, results, conclusions.

References

References should be numbered in order of citation and cited in the text by numbers in square brackets. They should be listed in the reference list in the form prescribed in the [Uniform Requirements](#) (giving the names and initials of all authors, unless there are more than six, when the first three should be given, followed by et al.). Provenance of laboratory and biochemical equipment specifically mentioned in the text of your paper must also be provided, including full contact details of manufacturers.

Illustrations

Please provide a title for each table or figure. If your paper is accepted you may be asked to send electronic versions of any illustrations as high-resolution image files. Degree of magnification should be indicated where necessary. It is the responsibility of the author(s) to ensure that any requirements of copyright and courtesy are fulfilled in reproducing illustrations and appropriate acknowledgements included with the captions.

Please note that authors will be required to pay for colour reproduction of figures in the printed version of the journal.

Abbreviations

Please ensure all abbreviations are defined at first usage, scientific measurements are in SI units, and approved names are used for drugs. Please try to avoid abbreviations wherever possible. In particular, avoid using them in the abstract. If abbreviations are essential, ensure that they are defined at first usage.

Language

Try to avoid language that might be deemed unacceptable or inappropriate (e.g. 'older people' is preferred to 'the elderly', the word 'senile' is best avoided). Take care with wording that might cause offence to ethnic or cultural groups.

Language Editing

All publications in the journal will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English before

submission.

Particularly if English is not your first language, before submitting your manuscript you may wish to have it edited for language. This is not a mandatory step, but may help to ensure that the academic content of your paper is fully understood by journal editors and reviewers. Language editing does not guarantee that your manuscript will be accepted for publication. If you would like information about one such service please click [here](#). There are other specialist language editing companies that offer similar services and you can also use any of these. Authors are liable for all costs associated with such services.

SUPPLEMENTARY DATA

Where the author wishes to exceed the word limit, use a large data set, or a longer list of references we may be able to accommodate additional information on our web site as Supplementary Data. This should be referenced in the paper as Appendices. The material should not be essential to understanding the conclusions of the paper, but should contain data that is additional or complementary and directly relevant to the article content.

References:

If, for example the limit for your manuscript is 30 references, select the 30 most important references and put the reference numbers for these in bold type throughout the text. Example: "Several previous publications have addressed the management of asymptomatic PHPT in the general population [4,**5**,6,7,**8**,9,10]." In the reference list at the end of the paper, list only these 30 references. Insert an instruction to the readers to advise that the full list is on the website. Eg: *"PLEASE NOTE: The very long list of references supporting this review has meant that only the most important are listed here and are represented by bold type throughout the text. The full list of references is available on the journal website <http://www.ageing.oxfordjournals.org/> as appendix 1..."* Upload the full list of references separately to the main body of the paper, clearly marked as Supplementary Data.

Tables or Figures:

If, for example the limit for your manuscript is 3 tables or figures, select the 3 most important and assign the rest as supplementary data. You should reference each of the omitted tables/figures as appendices and insert the following type of instruction in the printed version of the paper. Eg: *"...please see the table Appendix 2 in the supplementary data on the journal website <http://www.ageing.oxfordjournals.org/>"* Upload the supplementary tables or figures separately to the main body of the paper, clearly marked as Supplementary Data.

Bodies of Text:

If you are required to edit down the length of your paper, you may want to select sections of text to be Supplementary Data. These sections (for example, methodology) will be removed from the printed version of your paper but be left in the online version that will be published on our website. Please label the sections of Supplementary data as appendices and insert an instruction to the readers from the place where the data is removed. Eg: "...*please see Appendix 3 in the supplementary data on the journal website (<http://www.ageing.oxfordjournals.org/>)...*" Upload the supplementary text files separately to the main body of the paper, clearly marked as Supplementary Data.

There is also a possibility of instead paying extra page charges incurring where the typeset article exceeds the limit for its category. Please contact the Editorial Office for more information.

PUBLICATION REQUIREMENTS

Author Statements

Whatever section your submission belongs to, it will be subject to certain legal and ethical submission requirements including:

- Author consent
- Duplicate publishing
- Patient/ research participant consent
- Conflicts of interest
- Declaration of sources of funding
- Ethics committee approval
- Clinical trial registration

Submissions not meeting all of the requirements cannot be considered for publication and may be returned to the authors for completion.

At the point of acceptance, all authors will be asked to give signed consent to publication, to confirm that they have approved the final version and have made all required statements and declarations. For reference, a copy of the Authors' Statement form can be downloaded here [click here](#). Accepted manuscripts will not be able to proceed to publication until signed statements from all authors have been received.

Declaration of Sources of Funding

All sources of funding must be disclosed at the end of the Methods section or, if there is no Methods section, as an acknowledgement at the end of the text, under the heading „Declaration of Sources of Funding“. Authors must also describe what role their financial

sponsors played in the design, execution, analysis and interpretation of data, or writing of the study. If they played no role the authors should state this.

The following rules should be followed:

- The sentence should begin: „This work was supported by ...“
- The full official funding agency name should be given, i.e. „National Institutes of Health“, not „NIH“ (full RIN-approved list of UK funding agencies) Grant numbers should be given in brackets as follows: „[grant number xxxx]“
- Multiple grant numbers should be separated by a comma as follows: „[grant numbers xxxx, yyyy]“
- Agencies should be separated by a semi-colon (plus „and“ before the last funding agency)
- Where individuals need to be specified for certain sources of funding the following text should be added after the relevant agency or grant number 'to [author initials]'

Proofs

Proofs are sent to authors for the correction of printer's errors only. Authors making extensive alterations will be required to bear resulting costs. Offprints of a paper can be claimed using the Oxford Journals Author Services site. Electronic offprints are supplied free to the first named author on publication.

Licence to publish

It is a condition of publication in the journal that authors assign copyright to the British Geriatrics Society. This ensures that requests from third parties to reproduce articles are handled efficiently and consistently and will also allow the article to be as widely disseminated as possible. In assigning licence, authors may use their own material in other publications provided that the journal is acknowledged as the original place of publication, and Oxford University Press is notified in writing and in advance.

Upon receipt of accepted manuscripts at Oxford Journals authors will be invited to complete an online copyright licence to publish form.

Please note that by submitting an article for publication you confirm that you are the corresponding/submitting author and that Oxford University Press ("OUP") may retain your email address for the purpose of communicating with you about the article. You agree to notify OUP immediately if your details change. If your article is accepted for publication OUP will contact you using the email address you have used in the registration process. Please note that OUP does not retain copies of rejected articles.

An example is given here: „This work was supported by the National Institutes of Health [AA123456 to C.S., BB765432 to M.H.]; and the Alcohol & Education Research Council [hfygr667789].

Oxford Journals will deposit all NIH-funded articles in PubMed Central. See [Depositing articles in repositories – information for authors](#) for details. Authors must ensure that manuscripts are clearly indicated as NIH-funded using the guidelines above.