
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**ANÁLISE DA FORÇA E RECRUTAMENTO MUSCULAR EM IDOSAS
FISICAMENTE ATIVAS COM E SEM ALTERAÇÕES NOS PADRÕES DE
MOVIMENTO DURANTE ATIVIDADES FUNCIONAIS**

STEPHANIE CALDE VENTURA

**Rio Claro – SP
2020**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**ANÁLISE DA FORÇA E RECRUTAMENTO MUSCULAR EM IDOSAS
FISICAMENTE ATIVAS, COM E SEM ALTERAÇÕES NOS PADRÕES DE
MOVIMENTO DURANTE ATIVIDADES FUNCIONAIS**

STEPHANIE CALDE VENTURA

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

Rio Claro – SP

2020

V468a Ventura, Stephanie Calde
Análise da força e recrutamento muscular em idosas
fisicamente ativas com e sem alterações nos padrões de
movimento durante atividades funcionais / Stephanie Calde
Ventura. -- Rio Claro, 2020
54 p. : il., tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista
(Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro
Orientador: Marcelo Tavella Navega

1. Idoso. 2. Teste de esforço. 3. Eletromiografia. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do
Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ANÁLISE DA FORÇA E RECRUTAMENTO MUSCULAR EM IDOSAS FÍSICAMENTE ATIVAS COM E SEM ALTERAÇÕES NOS PADRÕES DE MOVIMENTO DURANTE ATIVIDADES FUNCIONAIS

AUTORA: STEPHANIE CALDE VENTURA

ORIENTADOR: MARCELO TAVELLA NAVEGA

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: Tecnologias nas Dinâmicas Corporais pela Comissão Examinadora:



Prof. Dr. MARCELO TAVELLA NAVEGA

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

Profa. Dra. MARY HELLEN MORCELLI GOTARDO

Pós Doutoranda do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional / UNESP - Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília - SP

Prof. Dr. PAULO ROBERTO ROCHA JUNIOR

Departamento de Fisioterapia e Medicina / UniFAI - Centro Universitário de Adamantina - SP

Rio Claro, 21 de agosto de 2020

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho aos meus pais Rosana e Eduardo e aos meus avós, que, por muitas vezes, se sacrificaram para me dar todo o apoio e o suporte necessário para a continuidade dos meus estudos.

“De todos os amores que podemos receber durante a vida, o amor dos nossos pais é o mais especial. Não existe outro que consiga ser incondicional, e demonstrar ao mesmo tempo um interesse tão grande e genuíno na nossa felicidade. Apenas posso agradecer por tudo que vocês têm me dado, pois nunca conseguirei compensar devidamente a dedicação que sempre manifestaram.”

Autor desconhecido

AGRADECIMENTO

A Deus por todas as benções que me destes, por sempre guiar meu caminho e me dar a força e a coragem para ultrapassar os obstáculos ao invés de desistir.

Aos meus pais que são a base de tudo na minha vida, que me amam incondicionalmente e que sempre me incentivaram a estudar e lutaram para que minha educação fosse a melhor possível.

Ao meu namorado Cássio que sempre esteve ao meu lado nesses 8 anos de relacionamento, desde o cursinho pré-vestibular até o presente momento na conclusão do mestrado, nunca me deixando desistir e sempre me fazendo acreditar nas minhas capacidades.

Às minhas amigas e companheiras de mestrado Fernanda, Amanda e Emília, que compartilharam comigo todos os ônus e os bônus dessa jornada. Não consigo imaginar como seria sem vocês.

A todos os meus amigos que direta e indiretamente participaram e contribuíram para essa conquista.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega e à minha co-orientadora Profa. Cristiane Rodrigues Pedroni por todas as oportunidades que me deram e a confiança que em mim depositaram, além de todo o suporte e os ensinamentos transmitidos.

A minha banca examinadora, Prof. Dr. Paulo e Profa. Dra. Mary Hellen, pelo aceite do meu convite e por todas as sugestões que contribuíram imensamente para o meu trabalho.

Muito obrigada.

*“O conhecimento serve para encantar as
pessoas, não para humilhá-las.”*

(Mário Sérgio Cortella)

RESUMO

Introdução: As alterações nos padrões de movimento são importantes indicadores pré-clínicos de incapacidade funcional em idosos, pois a baixa capacidade de geração de força e recrutamento muscular para execução de atividades diárias, em decorrência do envelhecimento, levam os idosos a alterarem a maneira que realizam suas atividades diárias a fim de manterem sua funcionalidade.

Objetivos: Analisar a influência das respostas neuromusculares, como força e recrutamento muscular, do glúteo médio, multífido e iliocostal lombares nos padrões de movimentos funcionais de idosos, bem como, verificar a correlação entre essas variáveis.

Métodos: Participaram do estudo 31 idosos, com idade entre 60 e 78 anos. A Escala de modificação de tarefas (MOS Score) foi utilizada para classificar os grupos de acordo com os padrões de movimento durante atividades funcionais. As voluntárias foram divididas em G1 (n=20): idosos sem alterações nos padrões de movimento e G2 (n=11): idosos com alterações nos padrões de movimento. A presença de disfunções cognitivas foi avaliada por meio do Mini-Exame do Estado Mental, o equilíbrio pela Escala de Equilíbrio de Berg, a capacidade funcional através do *Short Physical Performance Battery* (SPPB). Para a força muscular do glúteo médio e de extensão de tronco foi utilizado um dinamômetro manual e durante a realização dos testes de força foi registrada a eletromiografia de superfície dos músculos glúteo médio, multífidus e iliocostais lombares. **Análise estatística:** Foi utilizado o PASW 18.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). Para a verificação da normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk, o MANOVA foi utilizado para os dados com distribuição normal, o Mann-Whitney U para os dados com distribuição não normal e a correlação entre as variáveis foi analisada pelo teste de Correlação de Spearman. O nível de significância considerado foi $p < 0,05$.

Resultados: Foi observada menor capacidade funcional ($p=0,021$) e menor equilíbrio ($p=0,013$) nas idosos com alterações nos padrões de movimento, mas o mesmo não foi encontrado em relação à força muscular de glúteo médio e extensão de tronco. Houve correlação negativa moderada entre o MOD Score e o SPPB ($r=-0,570$; $p=0,001$), fraca entre o MOD Score e a força de glúteo médio ($r=-0,387$; $p=0,031$) e uma correlação positiva fraca entre o SPPB e a força do glúteo médio ($r=0,486$; $p=0,006$). **Conclusão:** As idosos com alterações nos padrões de movimento apresentaram menor capacidade funcional e menor equilíbrio quando comparadas às idosos sem alterações, a força muscular do glúteo médio e a capacidade funcional foram inversamente proporcionais às alterações nos padrões de movimento e a capacidade funcional foi diretamente proporcional à força de glúteo médio.

Palavras chave: idoso, teste de esforço, eletromiografia.

ABSTRACT

Introduction: Changes in movement patterns are important pre-clinical indicators of functional disability in the elderly, since the low capacity for generating strength and muscle recruitment to perform daily activities, due to aging, lead the elderly to change the way they perform their daily activities in order to maintain their functionality. **Objectives:** To analyze the influence of neuromuscular responses, such as strength and muscular recruitment, of the gluteus medius, multifidus and lumbar iliocostalis in the functional movement patterns of elderly women, as well as to verify the correlation between these variables. **Methods:** 31 elderly women, aged between 60 and 78 years, participated in the study. The Task Modification Scale (MOS Score) was used to classify groups according to movement patterns during functional activities. The volunteers were divided into G1 (n = 20): elderly women without changes in movement patterns and G2 (n = 11): elderly women with changes in movement patterns. The presence of cognitive dysfunctions was assessed using the Mini-Mental State Examination, balance using the Berg Balance Scale, functional capacity through the Short Physical Performance Battery (SPPB). For the muscular strength of the gluteus medius and trunk extension, a manual dynamometer was used and during the performance of the strength tests the surface electromyography of the gluteus medius, multifidus and lumbar iliocostalis muscles was recorded. **Statistical analysis:** PASW 18.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) was used. To verify the normality of the data, the Shapiro-Wilk test was used, the MANOVA was used for the data with normal distribution, the Mann-Whitney U for the data with non-normal distribution and the correlation between the variables was analyzed by the Spearman's correlation. The level of significance considered was $p < 0.05$. **Results:** Lower functional capacity ($p = 0.021$) and lower balance ($p = 0.013$) were observed in elderly women with changes in movement patterns, but the same was not found in relation to the muscular strength of the middle gluteus and trunk extension. There was a moderate negative correlation between the MOD Score and the SPPB ($r = -0.570$; $p = 0.001$), and a weak correlation between the MOD Score and the strength of the middle gluteus ($r = -0.387$; $p = 0.031$) and a weak positive correlation between the SPPB and the strength of the gluteus medius ($r = 0.486$; $p = 0.006$). **Conclusion:** The elderly women with changes in movement patterns showed lower functional capacity and less balance when compared to elderly women without changes, the muscular strength of the middle gluteus and the functional capacity were inversely proportional to changes in movement patterns and the functional capacity was directly proportional to the strength of the average gluteus.

Keywords: elderly, stress test, electromyography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fluxograma dos procedimentos realizados.	21
Figura 2 - Teste <i>MOD Score</i> – levantar da cadeira.....	24
Figura 3 - Teste <i>MOD Score</i> – subir e descer um lance de escada de 14 degraus.	25
Figura 4 – Teste <i>MOD Score</i> – levantar a partir da posição semi-ajoelhada.	25
Figura 5 - Teste <i>MOD Score</i> – Levantar a partir da posição de supino.	26
Figura 6 - Posicionamento do teste de força de extensão de tronco.	27
Figura 7 - Posicionamento do teste de força do glúteo médio.	28
Figura 8 – Posicionamento dos eletrodos nos músculos iliocostais lombares e multífidos lombares.	29
Figura 9 - Posicionamento dos eletrodos no músculo glúteo médio.	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados da caracterização da amostra referente à idade, IMC, frequência semanal de prática de atividade física, escores do MEEM e do MOD Score. Valores apresentados em média e desvio padrão.	31
Tabela 2 - Comparação das variáveis dependentes entre os grupos.	32
Tabela 3 - Correlação de Sperman entre MOD Score e força muscular de glúteo médio, força muscular de extensão de tronco e SPPB.....	32
Tabela 4 - Correlação de Sperman entre SPPB e força de glúteo médio e força de extensão de tronco.....	33

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 Envelhecimento.....	12
2.2 Declínio neuromuscular	13
2.3 Função muscular.....	14
2.4 Capacidade funcional, mobilidade e alterações nos padrões de movimento em atividades funcionais	16
3. JUSTIFICATIVA.....	18
4. OBJETIVOS.....	19
4.1 Objetivo geral	19
4.2 Objetivos específicos	19
5. MATERIAIS E MÉTODOS	19
5.1 Voluntários	20
5.2 Procedimentos de coletas de dados	20
5.2.1 Mini-Exame do Estado Mental (MEEM).....	21
5.2.2 <i>Short Physical Performance Battery</i> (SPPB).....	22
5.2.3 Escala de Equilíbrio de Berg	22
5.2.4 Escala de Modificação de Tarefas (MOD Score)	23
5.2.5 Avaliação da força dos músculos glúteo médio e extensores do tronco	26
5.2.6 Eletromiografia de superfície	28
6. ANÁLISE ESTATÍSTICA	30
7. RESULTADOS.....	31
8. DISCUSSÃO	33
9. CONCLUSÃO	38
REFERÊNCIAS.....	38
ANEXO 1.....	51
ANEXO 2.....	54

1. INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento biológico é ocasionado por uma série de modificações fisiológicas que resultam na diminuição das capacidades físicas e cognitivas dos idosos (FILHO; GORZONI, 2008; SEEMAN et al., 2010; FLATT, 2012; CRAMM; NIEBOER, 2016; LIGUORI et al., 2018; TCHKONIA; KIRKLAND, 2018; SALOMON et al. 2012). A prática regular de exercícios físicos pode retardar esses déficits, mas não cessá-los (TIKKANEN et al., 2012; WILLCOX et al., 2006; RANTANEN et al., 1999; PATEL et al., 2006; WALLER et al., 2010). Assim, o declínio neuromuscular, mais especificamente a força e recrutamento muscular, são os principais responsáveis pela incapacidade funcional e perda da mobilidade nessa população (KEMPEN et al., 1998; FERREIRA et al., 2010).

A diminuição da força e recrutamento dos músculos do quadril e dos paravertebrais têm implicações diretas na estabilidade do corpo durante as atividades diárias (KIBLER et al., 2006). Em situações com cargas inesperadas ou distúrbios posturais, é necessária uma resposta rápida do sistema de controle de tronco para evitar lesões na coluna vertebral (REEVES; NARENDRA; CHOLEWICKI, 2007). No geral, uma força e estabilidade eficazes dessas musculaturas permitem uma melhor função dos membros e otimização do tronco nas atividades do dia a dia (GRANACHER et al., 2013), como caminhadas, jardinagem, limpeza da casa e cozinha.

O glúteo médio é o estabilizador médio-lateral do quadril, principalmente, durante o apoio unipodal, sendo importantíssimo na fase de apoio da marcha e na subida e descida de escadas, evitando a queda da pelve e o valgo dinâmico do joelho (GOTTSCALK; KOUROSH; LEVEAU, 1989; LYONS et al, 1983; BOUDREAU et al., 2009; POWERS, 2003; POWERS, 2010). Já os multífidos e iliocostais lombares são essenciais na estabilização do tronco (COMERFORD; MOTTRAM, 2001), produzindo rapidamente a força necessária para manter a rigidez da coluna e garantir o restabelecimento do equilíbrio (VAN DIEËN; CHOLEWICKI; RADEBOLD, 2003; REEVES; NARENDRA; CHOLEWICKI, 2007; MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2012) durante atividades de alcance funcional (inclinação do tronco) e sentar e levantar da cadeira, por exemplo (LETENEUR et al., 2009).

Assim, uma baixa capacidade de geração de força e recrutamento desses músculos podem levar a incapacidade de realizar essas e outras atividades cotidianas (FERREIRA et al., 2010). No entanto, como esse processo de enfraquecimento muscular, desabilitação funcional, incapacidade e perda da mobilidade acontecem de forma gradativa (GURALNIK, et al., 2001; LI; FISHER; BROWNSON, 2005), os idosos perdem aos poucos suas habilidades fazendo com que, inconscientemente, alterarem a maneira que realizam essas atividades a fim de se manterem funcionais (TIKKANEN et al., 2012; HIGGINS; JANELLE; MANINI, 2014; VAN SCHOOTEN, et al., 2015).

Além disso, como muitas vezes a capacidade funcional e a mobilidade, em fases iniciais, são mantidas, as alterações nos padrões de movimentos não são percebidas e os idosos ainda não possuem queixas a esse respeito (FRIED et al., 1991; WOLINSKY et al., 2005), essas alterações se tornam um importante indicador pré-clínico de incapacidade, pois se encontram no estágio intermediário entre a capacidade e a incapacidade funcional, tornando sua identificação precoce essencial quando o assunto é manutenção da mobilidade e da funcionalidade em idosos (BROWN e FLOOD, 2013; GURALNIK et al., 1989; WEISS et al., 2007).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Envelhecimento

A terceira idade se inicia a partir dos 65 anos, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), entretanto, em países em desenvolvimento, como o Brasil, indivíduos a partir dos 60 anos são considerados idosos (ZIMERMAN, 2007).

Dessa forma, caracterizado como a mudança na distribuição da população para as idades mais avançadas e aumento da expectativa de vida, o envelhecimento populacional é um fenômeno mundial em constante ascensão (WORLD HEALTH ORGANIZATION [WHO], 2018; NAÇÕES UNIDAS, 2017). Em 2050, a população idosa mundial totalizará cerca de 2 bilhões de pessoas em vista de 900 milhões em 2015, sendo 125 milhões com 80 anos ou mais (WORLD HEALTH ORGANIZATION [WHO], 2018) e isso pode acarretar mais demandas nos sistemas de saúde, pois essa população solicita mais atenção.

A expectativa de anos adicionais abre uma série de novas oportunidades para os idosos, uma vez que eles podem ter a chance de realizar novas atividades, como educação continuada, uma nova carreira ou dar continuidade a um sonho negligenciado (WORLD HEALTH ORGANIZATION [WHO], 2018). Contudo, para que isso se cumpra, o idoso necessita ser saudável.

Mais anos de vida não é sinônimo de senescência e, não é o intuito da maioria dos idosos se esses vierem acompanhados de incapacidade funcional e dependência (CRAMM; NIEBOER, 2016). Pois, envelhecimento saudável é o desenvolvimento e manutenção da funcionalidade, do bem-estar físico, mental e social (LANG et al., 2006).

Sendo o envelhecimento biológico a perda progressiva das funções dos órgãos e tecidos em decorrência de uma série de alterações deletérias que começam no momento do nascimento e têm efeito acumulativo ao longo dos anos; (FILHO; GORZONI, 2008; SEEMAN et al., 2010; FLATT, 2012; CRAMM; NIEBOER, 2016; LIGUORI et al., 2018; TCHKONIA; KIRKLAND, 2018), a prevalência de doenças crônicas, perda da mobilidade e desenvolvimento de incapacidades aumenta a cada ano a mais vivido (SALOMON et al. 2012).

Assim, se os anos adicionais tiverem predominância de declínios na capacidade física e cognitiva, as implicações para os idosos e para a sociedade serão mais negativas. Dessa forma, para muitos idosos a qualidade de vida e independência são superiores à longevidade (LEKAN, 2018).

2.2 Declínio neuromuscular

Ao nível neuromuscular, uma dessas alterações deletérias decorrentes do envelhecimento apresenta-se como a perda de motoneurônios da coluna vertebral (AAGAARD et al., 2010). Essa perda leva a um declínio no número e tamanho das fibras musculares (redução da massa muscular), definida como sarcopenia (EVANS, 1995) que, por muito tempo, acreditou-se ser a grande determinante da fraqueza muscular em idosos (conhecida como diapenia) (MANINI; CLARK, 2012). Entretanto, foi demonstrado que essa relação não é tão predominante, sendo apenas 6 a 10% das causas (CLARK; MANINI, 2008; CLARK; FIELDING, 2012; MANINI; CLARK, 2012).

As demais explicações para a fraqueza muscular durante a velhice são o prejuízo da capacidade intrínseca de geração de força (transformação da energia elétrica em energia mecânica), anormalidades nas propriedades contráteis das fibras musculares (actina e miosina), nas propriedades metabólicas (utilização de ATP - adenosinatrifosfato) (MANINI; CLARK, 2012), no acoplamento excitação-contração (KAUFFMAN, 2001) e alteração no recrutamento de unidades motoras (recrutamento muscular) (DAVINI; NUNES, 2003; MCNEIL et al., 2005).

A partir disso, a força muscular sofre uma diminuição de 10% a cada ano após os 50 anos, ficando ainda menor após os 70 anos (MITCHELL et al., 2012). Ademais, a força muscular está altamente relacionada à funcionalidade e mortalidade, sendo considerada a melhor forma de avaliar e prever a capacidade funcional do idoso (NEWMAN et al., 2006; BARBAT-ARTIGAS et al., 2013; HAIRI et al., 2010; MANINI; CLARK, 2012).

2.3 Função muscular

O quadril é envolto por um complexo de músculos que exercem uma função muito importante durante atividades funcionais. Uma disfunção nesse complexo como fraqueza muscular, pode estar associada a patologias do membro inferior e da coluna lombar (REINAM; BORGA; LORENZ, 2009; POWERS, 2010).

O glúteo médio, especificamente, estabiliza o fêmur e a pelve durante atividades de sustentação de peso com sua maior ativação durante a fase de apoio na marcha (GOTTSCHALK; KOUROSH; LEVEAU, 1989; LYONS et al, 1983), mantendo a pelve em equilíbrio. A porção anterior do glúteo médio, quando isolada, realiza os movimentos de abdução e rotação medial, auxilia a flexão do quadril e fica ativa quando a base de apoio é mínima, por exemplo, exercícios de ponte e agachamento unilateral (BOUDREAU et al., 2009). A porção posterior do músculo, quando isolada, estende, abduz e gira lateralmente o quadril (BOUDREAU et al., 2009; REIMAN; BOLGA; LOUDON, 2012).

Diversos estudos demonstraram que a fraqueza do glúteo médio pode levar a uma adução e rotação medial excessiva de quadril, sobrecarregando as articulações do membro inferior e ocasionando a síndrome da dor patelofemoral (SDPF) e o valgo dinâmico do joelho (BOLGLA; MALONE; UMBERGER; UHL, 2008; PIVA; GOODNITE; CHILDS, 2005; ROBINSON; NEE, 2007; WILLSON E DAVIS, 2009;

POWERS, 2003; POWERS, 2010), e que sua correção melhora a dor e a função nos membros inferiores (FERBER; KENDALL; FARR, 2011).

Em relação aos músculos paravertebrais, tanto o multífido lombar quanto o iliocostal lombar realizam a extensão da coluna. Além disso, o multífido lombar é um músculo estabilizador local, dessa forma, seu papel como estabilizador é manter sua atividade contínua garantindo a rigidez segmentar em todas as posições da amplitude articular e em todas as direções; essa atividade aumenta por ação antecipatória a uma carga ou movimento, para garantir suporte e proteção. Já o iliocostal lombar é um estabilizador global, assim, seu papel é gerar torque e controle excêntrico de uma posição de aproximação para afastamento do movimento articular de grande amplitude; contribuem para o controle rotacional de todos os movimentos funcionais (COMERFORD; MOTTRAM, 2001; O'SULLIVAN et al., 1997; O'SULLIVAN et al., 2002; OLIVEIRA; GONÇALVES, 2009; BERGMARCK, 1989; HODGES, 2003; BORGHUIS; HOF; LEMMINK, 2008).

Para uma estabilidade eficiente da coluna lombar é necessário que haja uma rápida capacidade de produção de força, otimização da demanda energética e mobilidade (VAN DIEËN; CHOLEWICKI; RADEBOLD, 2003; REEVES; NARENDRA; CHOLEWICKI, 2007; MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2012). A força de extensão de tronco está associada à mobilidade e ao equilíbrio, tanto em idosos saudáveis quanto em idosos com lombalgia, fazendo com que ela seja um importante indicativo do estado de saúde e qualidade de vida nessa população (SURI et al., 2009; KIENBACHER et al., 2014; MIYAKOSHI et al., 2007; SAKARI-RANTALA et al., 1998; BURKHRAT 2017), pois, em atividades que envolvem o movimento do tronco para frente, é necessário o recrutamento dos extensores do tronco, para estabilizá-lo (LETENEUR et al., 2009), juntamente com os membros inferiores (SURI et al., 2009).

Com o envelhecimento, os idosos apresentam instabilidades posturais e dificuldades reagir a perturbações. Como consequência, é possível observar uma menor ativação antecipatória dos músculos paravertebrais e glúteo médio em idosos (CLAUDINO; SANTOS; SANTOS, 2013) e a importância de sua função estabilizadora para a mobilidade cotidiana (KIBLER et al., 2006; LETENEUR et al., 2009; PFEIFER et al., 2001). Dessa forma, uma baixa capacidade de recrutamento dessa musculatura se correlaciona com a incapacidade de realizar atividades de vida diária (FERREIRA et al., 2010).

2.4 Capacidade funcional, mobilidade e alterações nos padrões de movimento em atividades funcionais

Capacidade funcional é o potencial que os indivíduos apresentam para decidir e atuar em suas vidas de forma independente (CASPERSEN; POWELL; CHRISTENSEN, 1985; FIEDLER; PERES, 2008). Incapacidade funcional refere-se à dificuldade ou necessidade de ajuda para o indivíduo executar tarefas no seu dia-a-dia (ALVES; LEITE; MACHADO, 2008). A incapacidade funcional é diretamente proporcional ao avanço da idade (BARBOSA et al., 2014; SALOMON et al., 2012).

Mobilidade ideal é a capacidade de o indivíduo se locomover com segurança e confiança para onde, como e quando quiser, referindo-se ao movimento em todas as suas formas para a realização de atividades de vida diária e convívio social, tais como, deambulação básica e para lazer, transferências de cama para cadeira, realização de tarefas diárias, participação em atividades comunitárias, prática de exercício físico e condução de veículos (SATARIANO et al., 2012).

As limitações de mobilidade afetam mais de 25% dos idosos e são altamente preditivas de institucionalização, incapacidade e mortalidade (FRIED et al., 2000; GURALNIK, et al, 2000; GURALNIK et al., 1995; LIAO et al., 2001). Dessa forma, a manutenção da mobilidade é considerada fundamental para o envelhecimento ativo, pois garante a autonomia e a independência funcional dos idosos nas atividades de vida diária e convívio social (TIKKANEN et al., 2012). Sua perda pode ser imediata, como por exemplo, em decorrência de um acidente vascular encefálico (AVE) grave, ou pode diminuir progressivamente, resultante da perda gradual de força muscular e função cardiopulmonar devido ao sedentarismo (GURALNIK, et al., 2001; LI; FISHER; BROWNSON, 2005).

Apesar do processo de desabilitação funcional envolver a limitação de atividades, tanto sensoriais como cognitivas e motoras (VERBRUGGE; JETTE, 1994), tende-se a acreditar nas habilidades motoras como as principais (mais frequentes) responsáveis pela incapacidade e prejuízo da mobilidade (KEMPEN et al., 1998).

Desse modo, os declínios neuromusculares decorrentes do processo de envelhecimento fazem com que os idosos modifiquem a maneira com que realizam suas atividades diárias utilizando ajustes compensatórios para se manterem

funcionais (TIKKANEN et al., 2012; HIGGINS; JANELLE; MANINI, 2014; VAN SCHOOTEN, et al., 2015), tais como: o apoio das mãos e maior deslocamento do tronco para se levantar da cadeira ou do chão, utilização de corrimão para subir e descer escadas e rampas (GREGORY; FRIED, 2003), diminuição da velocidade da marcha e comprimento do passo e aumento da base de suporte (NUTT, 2001; CALLISAYA et al., 2010).

Essas modificações das atividades são importantes porque podem indicar precocemente, pequenas perdas de saúde precursoras de declínio futuro. Entre os idosos da comunidade, as modificações de mobilidade são capazes de prever o surgimento de dificuldades na tarefa diária, hospitalizações, limitações de mobilidade e futuras quedas (WEISS et al., 2012; WOLINSKY, et al., 2005; FRIED; BANDEEN-ROCHE CHAVES, 2000; MÄNTY et al., 2010; MÄNTY et al., 2007; CLOUGH-GGORR et al., 2008).

As alterações nos padrões de movimento autorreferidas são independentes e mais eficazes para predizer a incapacidade funcional e fornecer mais informações sobre a demanda do ambiente do que fatores de risco físicos ou mesmo testes de desempenho (WEISS et al., 2007). Contudo, a percepção da mobilidade e capacidade funcional pode ser diferente entre os indivíduos. Os idosos podem apresentar alterações nos padrões de movimento, mas não reconhecê-las (FRIED et al., 1991; WOLINSKY et al., 2005).

Essa não percepção se dá em razão da continuidade de sua independência funcional, demonstrando a importância da identificação desses déficits motores para adoção de uma intervenção precoce e preventiva (BROWN e FLOOD, 2013; GURALNIK et al., 1989; WEISS et al., 2007).

Evidências sugerem que idosos com fraqueza muscular podem apresentar adaptações na maneira como realizam o movimento de levantar-se da posição sentada (HUGHES et al., 1994; DOORENBOSCH et al., 1994; HUGHES; SCHENKMAN, 1996; GROSS et al., 1988; BOBBERT et al., 2016; van LUMMEL et al., 2018). Assim, para atingir uma melhor estabilidade postural, esses idosos, com deficiência funcional, tendem a aperfeiçoar a estratégia e, conseqüentemente, reduzir as demandas musculares gerais em 45% (BOBBERT et al., 2016). Em particular, levantar-se com maior grau de flexão de tronco (HUGHES; SCHENKMAN, 1996; DOORENBOSCH et al., 1994) diminuiu a demanda muscular dos extensores do joelho, principalmente.

Muitas das avaliações geriátricas clássicas têm efeitos teto, ou seja, a escala de medição já está, desde o início, próxima do seu ponto máximo não sendo possível observar uma melhora considerável (CANO, 2006). Portanto, são necessários procedimentos de avaliação para avaliar as pessoas idosas saudáveis o mais cedo possível e para permitir aconselhamento e/ou intervenções. (BECKER; HEPPNER, 2019).

É comprovado que uma maior atividade física na meia idade pode ter um impacto na prevenção da incapacidade (WALLER et al., 2010; BÄCKMAND et al., 2009; SAVELA et al., 2010), manutenção da saúde (SUN et al., 2010; BÄCKMAND et al., 2009; CHANG et al., 2010; ROVIO et al., 2005; von BONSDORFF et al., 2009), mobilidade (PATEL et al., 2006; CESARI et al., 2005) e força muscular na velhice (TIKKANEN et al., 2012; WILLCOX et al., 2006; RANTANEN et al., 1999).

Dessa forma, é imprescindível que equipes e profissionais da saúde avaliem a funcionalidade do idoso considerando não só os a conclusão da tarefa, mas também os aspectos físicos e sua forma de realização (MANINI, 2006), para que se possa intervir na prevenção desses fatores de risco a fim de minimizar a perda da mobilidade e capacidade funcional, promovendo mais autonomia e qualidade de vida para essa população (BARBOSA et al., 2014).

3. JUSTIFICATIVA

Sendo os declínios neuromusculares, provenientes do processo de envelhecimento, potencialmente limitantes e incapacitantes, é de extrema importância identificá-los previamente à percepção do idoso a fim de retardar a incapacidade e os prejuízos na mobilidade. Uma forma de observar esse declínio são as alterações nos padrões de movimento durante as atividades funcionais.

Assim, espera-se que idosas com alterações nos padrões de movimento em atividades funcionais apresentem: 1) menor força e recrutamento muscular durante a extensão de tronco e abdução de quadril; 2) menor pontuação no teste de capacidade funcional e equilíbrio; 3) maior idade e IMC e 4) maior fraqueza muscular relacionada a menor capacidade funcional.

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivo geral

Analisar a influência das respostas neuromusculares, como força e recrutamento muscular, do glúteo médio, multífidos e iliocostais lombares nos padrões de movimentos funcionais de idosas.

4.2 Objetivos específicos

Analisar a diferença entre os grupos quanto à força e ao recrutamento muscular do glúteo médio, multífidos e iliocostais lombares.

Analisar a diferença entre os grupos quanto à capacidade funcional e ao equilíbrio.

Analisar a correlação dos padrões de movimento com a força muscular de glúteo médio e extensão de tronco.

Analisar a correlação dos padrões de movimento com a capacidade funcional.

Analisar a correlação da capacidade funcional com a força muscular de glúteo médio e extensão de tronco.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Filosofia e Ciências da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FFC-UNESP), campus de Marília, SP, sob o número: CEP: 3.032.178 (Anexo 1).

Todos os voluntários foram esclarecidos quanto aos procedimentos realizados e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e as coletas aconteceram na FFC-UNESP, campus de Marília, SP, no Centro de Estudos da Educação e da Saúde / Centro Especializado em Reabilitação (CEES/CER) e, foram realizadas de acordo com as normas do Conselho Nacional de Saúde (CNS) – 466/12.

5.1 Voluntários

Participaram da pesquisa 41 voluntários do sexo feminino, com idade entre 60 e 78 anos, que foram recrutados em grupos comunitários de atividade física, na Universidade Aberta à Terceira Idade (UNATI) e no Centro Especializado em Reabilitação (CER – UNESP Marília). No entanto, foram excluídas do estudo dez voluntárias devido a problemas técnicos com as ferramentas utilizadas, totalizando um n amostral final de 31.

Os critérios de inelegibilidade adotados foram presença de fratura, luxação, entorse, tendinite em fase aguda, dor lombar incapacitante ou cirurgias nos membros inferiores e/ou coluna nos seis últimos meses pregressos à coleta, disfunções neurológicas, cardiovasculares, respiratórias ou vestibulares (cansaço excessivo, falta de ar, dor no peito ao esforço, tontura ou vertigem, dor intensa e frequente nas costas e membros inferiores, acidente vascular encefálico ou Doença de Parkinson) que inviabilizassem ou comprometessem os resultados dos testes, alterações cognitivas (escores abaixo dos pontos de corte do Mini-Exame do Estado Mental de acordo com o nível de escolaridade), alterações na capacidade funcional ($SPPB \leq 6$ pontos) e alterações no equilíbrio (Escala de Equilíbrio de Berg ≤ 45 pontos) (MORCELLI et al., 2016).

5.2 Procedimentos de coletas de dados

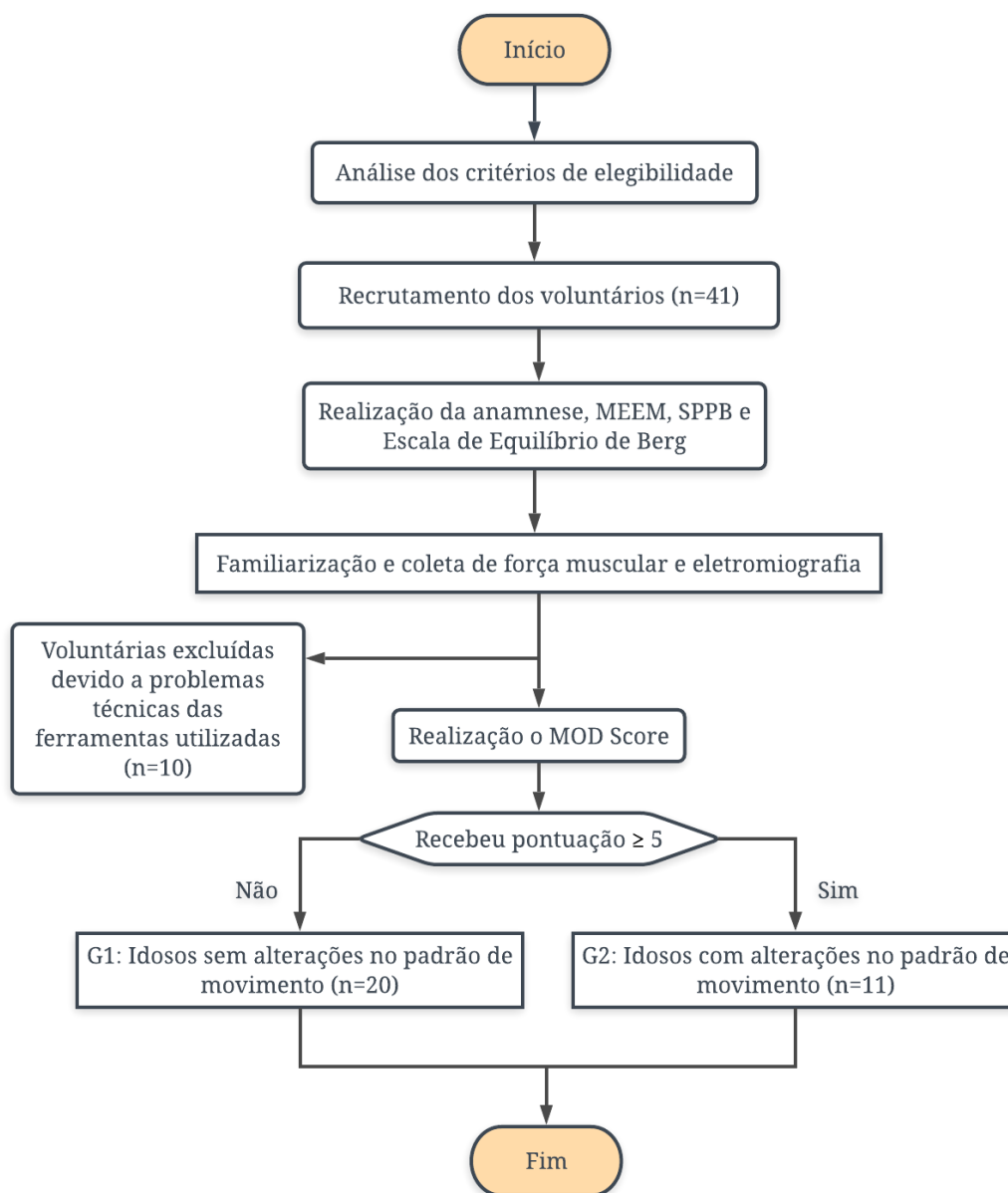
A coleta de dados aconteceu em dois dias. No primeiro, as voluntárias responderam a anamnese para a coleta dos dados antropométricos, dados pessoais e identificação de critérios de elegibilidade, em seguida, foram submetidas às seguintes avaliações de forma randomizada: Mini-Exame do Estado Mental (MEEM), *Short Physical Performance Balance* (SPPB), Escala de Equilíbrio de Berg e Escala de Modificação de Tarefas (MOD Score), cuja a sequência também foi randomizada.

No segundo dia, foi realizada a familiarização e coleta dos dados de força muscular e eletromiografia de superfície dos músculos extensores de tronco (multífidos e iliocostais lombares) e glúteo médio, de forma randomizada.

Posteriormente, os grupos foram divididos aleatoriamente em grupo 1 (G1): sem alterações nos padrões de movimento e grupo 2 (G2): com alterações nos padrões de movimento, de acordo com a pontuação do MOD Score. Todos os

procedimentos adotados para avaliação foram organizados de acordo com o fluxograma (Figura 1).

Figura 1 - Fluxograma dos procedimentos realizados.



Legenda: n: número amostral; MEEM: Mini-Exame do Estado Mental; SPPB: *Short Physical Performance Battery*; MOD Score: Escala de modificação de tarefa; G1: grupo 1; G2: grupo 2.

5.2.1 Mini-Exame do Estado Mental (MEEM)

O Mini-Exame do Estado Mental foi utilizado para avaliar a presença de alterações cognitivas. Tal avaliação apresenta duas sessões, sendo a primeira composta por itens que avaliam orientação, memória e atenção, perfazendo 21

pontos, e a segunda sessão composta por itens que verificam a capacidade de nomeação, de obediência a um comando verbal e a um escrito, de redação livre de uma sentença e de cópia de um desenho complexo (polígonos), perfazendo nove pontos. Não há consenso acerca dos pontos de corte capazes de indicar um declínio cognitivo no Brasil. No entanto, visando à adequação dos pontos de corte, a análise da escolaridade populacional é considerada como um importante aspecto a ser considerado (MELO e BARBOSA, 2015). A partir disso, no presente estudo foram considerados os seguintes pontos de corte: para analfabetos ≥ 13 pontos, para indivíduos com baixa (até quatro anos) ou média (cinco a oito anos) escolaridade ≥ 18 pontos, e para aqueles com alto nível de escolarização (mas que oito anos) ≥ 26 pontos (BERTOLUCCI et al., 1994).

5.2.2 Short Physical Performance Battery (SPPB)

A capacidade funcional foi avaliada através do *Short Physical Performance Battery* (SPPB), que é um instrumento com medidas válidas e confiáveis para esta avaliação em idosos (NAKANO, 2007). Ele é composto por três testes que avaliam o equilíbrio estático, a velocidade da marcha e a força de membros inferiores (a partir de um teste de levantar-se da cadeira).

Para cada teste, é atribuída uma pontuação que varia em uma escala de zero, indicando um pior desempenho, a quatro, representando um melhor desempenho (GURALNIK et al., 1994a). O escore total é obtido pela soma das pontuações resultantes em cada avaliação, e interpretado da seguinte maneira: zero a três pontos - incapacidade ou desempenho muito ruim; quatro a seis pontos - baixo desempenho; sete a nove pontos - moderado desempenho; dez a 12 pontos - bom desempenho (GURALNIK et al. 1995; FERRUCCI et al. 2000). A voluntária que apresentou baixo desempenho (pontuação ≤ 6) foi excluída da pesquisa por apresentar certo grau de incapacidade.

5.2.3 Escala de Equilíbrio de Berg

O equilíbrio foi avaliado através da Escala de Equilíbrio de Berg. Essa escala avalia o equilíbrio estático e dinâmico a partir de 14 testes que representam atividades de vida diária (ex.: transferências, permanecer em ortostatismo sem apoio, girar a 360 graus, permanecer em apoio unipodal). Para cada teste, há cinco

alternativas que variam de zero (incapaz de realizar a tarefa) a quatro pontos (capaz de desempenhar a tarefa de forma independente), gerando uma pontuação máxima de 56 pontos. O ponto de corte sugerido para configurar um elevado risco de quedas é de 45 (BERG et al., 1989), que foi adotado como critério de exclusão no presente estudo.

5.2.4 Escala de Modificação de Tarefas (MOD Score)

A Escala de Modificação de Tarefas (MOD Score) (Anexo 2) foi a ferramenta escolhida para a avaliação das modificações dos padrões de movimento durante atividades funcionais das voluntárias e para divisão dos grupos, pois possui excelente confiabilidade e repetibilidade (MANINI et al., 2006).

O teste consiste em quatro atividades funcionais: levantar da cadeira a partir da posição sentada em três alturas diferentes (30, 38 e 43 cm) (Figura 2), subir e descer um lance de escadas com 14 degraus (Figura 3), levantar do chão a partir da posição semi-ajoelhada a direita e a esquerda (Figura 4) e levantar do chão a partir da posição supino (Figura 5). A sequência das atividades foi randomizada para controlar um possível efeito de ordem (MARKO et al., 2012).

Todas as atividades foram filmadas e analisadas posteriormente por dois avaliadores separadamente, atribuindo uma pontuação de zero a cinco para cada atividade (MANINI et al., 2006; MARKO et al., 2012). As voluntárias que apresentaram pontuação < 5 foram consideradas idosas sem modificação nos padrões de movimento e classificadas no grupo 1 e as voluntárias com pontuação $\geq$ 5 foram consideradas idosas com modificação nos padrões de movimento e classificadas no grupo 2 (MARKO et al., 2012; MANINI et al., 2006).

O escore total pode variar de zero a 20, sendo quanto maior a pontuação, maior as alterações no padrão de movimento (MARKO et al., 2012). Dessa forma, para atingir uma pontuação $\geq$ 5, a voluntária pode ser severamente limitada em uma atividade (pontuar quatro ou cinco) e ligeiramente limitada em outra (pontuar um ou dois) ou moderadamente limitada em duas atividades (pontuar dois em uma e três na outra) ou ligeiramente limitada três atividades (pontuar um) e moderadamente limitada em uma (pontuar dois ou três na outra).

A descrição da realização das atividades está descrita abaixo (MARKO et al., 2012):

- Levantar da cadeira (30, 38, 43 cm): Partindo da posição sentada com os pés a uma largura dos quadris e apoiados no chão, com calcanhares alinhados à borda da cadeira, os braços foram cruzados e mantidos contra o peito, as voluntárias levantar da posição senta para em pé. As instruções foram: "Quando eu abaixar o braço e disser 'Vai', levante-se da cadeira o mais rápido possível sem usar as mãos. Uma vez na posição em pé, continue mantendo a posição até que eu diga 'Pronto'". Se os participantes não conseguiram concluir a atividade com os braços cruzados, as instruções foram: "Quando eu abaixar o braço e disser 'Vai', fique de pé levante-se da cadeira o mais rápido possível. Agora você pode usar os braços ou as mãos para se levantar. Uma vez em pé, continue mantendo a posição até que eu diga 'Concluído'".

Figura 2 - Teste *MOD Score* – levantar da cadeira.



Fonte: Próprio autor.

- Subir e descer escadas: As participantes subiram e desceram um lance de escada padrão (14 degraus, altura 19 cm). As instruções foram: "Este lance de escadas tem 14 degraus. Quando eu disser 'Vai', suba as escadas o mais rápido possível. Tente não usar as mãos para obter suporte externo". Em seguida elas foram orientadas a descer as escadas: "Quando eu disser 'Vai', desça as escadas o mais rápido possível. Tente não usar as mãos para obter suporte externo". Se a participante não conseguiu concluir a atividade sem usar as mãos, as instruções foram: "Este lance de escadas tem 14 degraus. Quando eu disser 'Vai', suba / desça as escadas o mais rápido e seguro possível. Se necessário, use as mãos no corrimão."

Figura 3 - Teste *MOD Score* – subir e descer um lance de escada de 14 degraus.



Fonte: Próprio autor.

- Levanta a partir da posição semi-ajoelhada: Essa tarefa foi realizada a partir da posição a direita e a esquerda, com as articulações do quadril e joelho com aproximadamente 90 graus de flexão e os braços cruzados e mantidos contra o peito. Com uma cadeira colocada na frente delas, as participantes foram instruídas a se levantarem e ficarem em pé. As instruções foram: "Quando eu abaixar o braço e disser 'Vai', suba para uma posição em pé". Se a participante não conseguiu concluir a atividade sem usar as mãos, as instruções foram: "Quando eu abaixar o braço e disser 'Vai', levante-se para uma posição em pé. Você pode usar as mãos e a cadeira para ajudar a se levantar."

Figura 4 – Teste *MOD Score* – levantar a partir da posição semi-ajoelhada.



Fonte: Próprio autor.

- Levantar a partir da posição supino: Em posição supino no chão, com uma cadeira posicionada a 90 a 100 cm das participantes, as instruções foram: "Quando eu abaixar o braço e disser 'Vai', suba para a posição de pé". Se a participante não conseguiu concluir a atividade sem usar as mãos, as instruções foram: "Quando eu abaixar o meu braço e disser 'Vai', levante-se para uma posição em pé. Você pode usar as mão e a cadeira se necessário."

Figura 5 - Teste *MOD Score* – Levantar a partir da posição de supino.



Fonte: Próprio autor.

5.2.5 Avaliação da força dos músculos glúteo médio e extensores do tronco

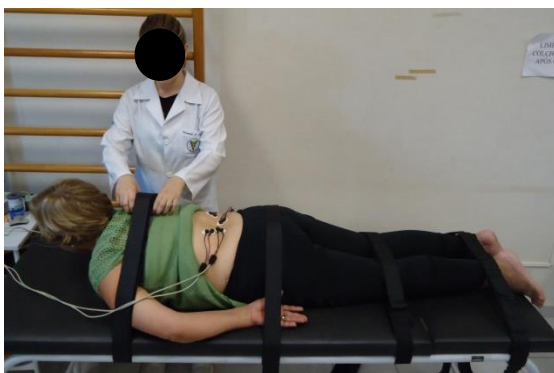
Para avaliação da força voluntária máxima dos músculos extensores de tronco (multífidos e iliocostais lombares) e do glúteo médio foi utilizado um dinamômetro *Lafayette Manual Muscle Test System* (*Lafayette Instruments, Lafayette, IN, USA*), pois possui uma boa confiabilidade inter e intra avaliadores (ANDREWS; THOMAS; BOHANNON, 1996; PIVA; GOODNITE; CHILDS, 2005; DE BLAISER et al., 2018). Os participantes foram orientados a realizarem três contrações isométricas voluntárias máximas por cinco segundos, a partir da amplitude máxima, com intervalo de 30 segundos (MORCELLI et al., 2016). Elas foram orientadas a parar o exercício se sentissem dor, mas durante a coleta nenhum teste foi interrompido por esse motivo.

As avaliações estão descritas a seguir:

- Extensores de tronco: o voluntário foi posicionado em decúbito ventral com 10 graus de extensão de tronco, os braços estendidos ao longo do corpo (KARTHIKBABU; CHAKRAPANI, 2017). Três cintas ajustáveis com propriedades inelásticas estabilizaram a pelve e os membros inferiores na região de trocânter

maior do fêmur, linha articular do joelho e próximo aos maléolos e uma quarta cinta prendeu o dinamômetro posicionado perpendicularmente na superfície corporal na altura da quarta vértebra torácica (T4) (KARTHIKBABU; CHAKRAPANI, 2017) (Figura 6). O voluntário recebeu o estímulo verbal “pode começar” para levantar o tronco empurrando o dinamômetro no seu máximo e o estímulo verbal “força”, repetidamente, para manter a contração.

Figura 6 - Posicionamento do teste de força de extensão de tronco.



Fonte: Próprio autor.

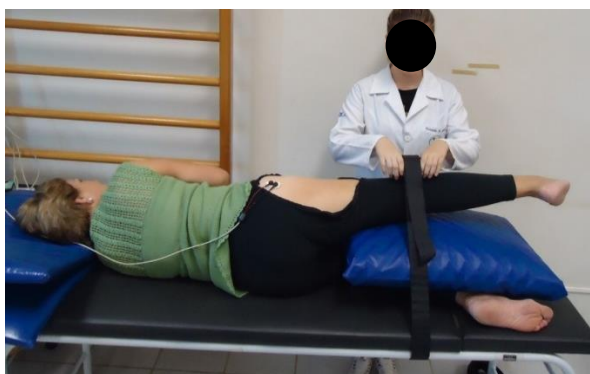
- Glúteo médio: o voluntário foi posicionado em decúbito lateral com o membro avaliado para cima com 20 graus de abdução e 10 graus de extensão de quadril, joelho estendido e tornozelo neutro (ALMEIDA et al., 2015), sustentado por um travesseiro e pelo auxílio externo de um examinador. O membro contralateral foi posicionado com 45 graus de flexão de quadril e 90 graus de flexão de joelho. As angulações foram medidas por meio de um goniômetro. O dinamômetro foi posicionado sobre o côndilo femoral lateral perpendicularmente à superfície corporal e preso por uma cinta ajustável com propriedade inelástica, o tronco e a pelve foram estabilizados por um avaliador (Figura 7).

A avaliação foi realizada no membro dominante, sendo sua dominância testada através de dois testes: 1) chutar uma bola e 2) subir e descer um degrau. Para os testes que deram inconclusivos, foi repetido o teste de chutar uma bola (HOFFMAN et al., 1998).

O voluntário recebeu o estímulo verbal “pode começar” para elevar o membro inferior empurrando o dinamômetro para cima e levemente para trás, impedindo que realize flexão de quadril, com o máximo de força possível; e o estímulo “força”, repetidamente, para manter a contração (LEE et al., 2015).

A análise da força muscular foi quantificada em Newtons (N), posteriormente transformada em kgf e normalizada pelo peso. Foi considerado a média dos valores obtidos entre as três contrações isométricas voluntárias máximas (CROZARA et al., 2013).

Figura 7 - Posicionamento do teste de força do glúteo médio.



Fonte: Próprio autor.

5.2.6 Eletromiografia de superfície

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante a contração voluntária máxima dos músculos multifido lombar, iliocostal lombar e glúteo médio, descritos na sessão anterior. Foi utilizado um equipamento modelo EMG832C, EMG System do Brasil®, São José dos Campos, SP, Brasil, de 8 canais, filtros analógicos passa-faixa com frequência de corte em 10-1000 Hz e calibrados com frequência de amostragem de 1000 Hz, com 12 bits de resolução e amostragem simultânea dos sinais, software para coleta, processamento e armazenamento de dados. O equipamento foi conectado a um computador sem conexão com a rede elétrica, para evitar possíveis interferências.

Antes do início da eletromiografia foi realizada a tricotomia dos pelos na região dos eletrodos com uma lâmina descartável e limpeza da pele com álcool etílico hidratado 70° INPM com objetivo de remover gordura superficial, células mortas e reduzir a impedância da pele (PRADO et al., 2018; CALIXTRE et al., 2014). Os eletrodos de superfície de Ag / AgCl utilizados eram descartáveis (Miotec® Porto Alegre, Brasil), com área ativa de 1cm^2 e distância inter-eletrodos de dois centímetros, em uma configuração bipolar. Foram posicionados nos músculos paralelamente ao sentido das fibras conforme recomendado por SENIAM - *Surface*

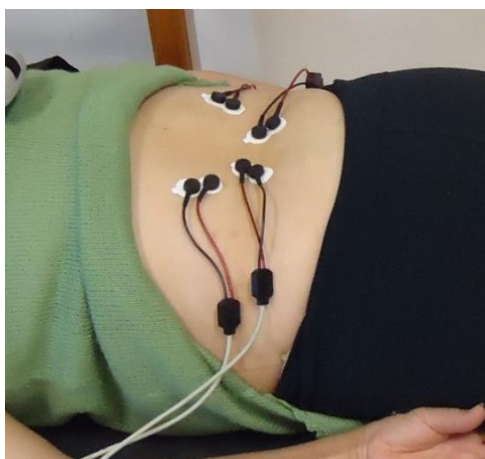
ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (HERMENS et al., 2018).

O posicionamento dos eletrodos está descrito a seguir:

- Iliocostais lombares: os eletrodos foram posicionados bilateralmente no ponto correspondente a um dedo medialmente da linha entre a espinha íliaca pósterio-superior e o ponto mais baixo da última costela, ao nível de L2 (HERMENS et al., 2018) (Figura 8).

- Multífidos lombares: os eletrodos foram posicionados bilateralmente no ponto correspondente a três centímetros lateralmente ao espaço interespinhal do segmento lombar L4-L5 (HERMENS et al., 2018) (Figura 8).

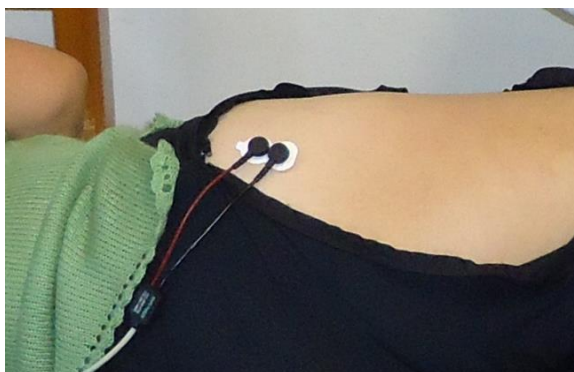
Figura 8 – Posicionamento dos eletrodos nos músculos iliocostais lombares e multífidos lombares.



Fonte: Próprio autor.

- Glúteo médio do membro inferior dominante: os eletrodos foram posicionados na distância média entre a margem da crista íliaca ao trocânter maior do fêmur (HERMENS et al., 2018) (Figura 9).

Figura 9 - Posicionamento dos eletrodos no músculo glúteo médio.



Fonte: Próprio autor.

Um eletrodo de referência foi posicionado no processo estiloide da ulna do lado ipsilateral ao membro inferior avaliado.

Os dados foram analisados utilizando os valores de Root Mean Square (RMS) dos cinco segundos de contração, quantificados através da visualização do sinal no próprio software do equipamento modelo EMG832C, EMG System do Brasil®, e normalizados baseados no valor de pico das contrações. Foi considerado a média dos valores obtidos entre as três contrações isométricas voluntárias máximas.

6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada através do software PASW 18.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). Os dados foram apresentados como valores de média e desvio-padrão. Inicialmente foi verificada a normalidade dos dados através do teste de Shapiro-Wilk. Em seguida, para comparar as características dos sujeitos entre os grupos, foi utilizado o teste MANOVA (Análise de variância multivariada), para os dados de distribuição normal (força de glúteo médio e extensão de tronco, idade; IMC e recrutamento muscular do glúteo médio), e para os de distribuição não normal (nível de atividade física, SPPB, Berg, MEEM e recrutamento muscular do multífido e iliocostal lombares) foi utilizado o teste de Mann-Whitney U. Para avaliar a associação entre o MOD Score e a força muscular e a capacidade funcional, e a capacidade funcional com a força muscular, foi utilizado o teste de Correlação de Sperman, pois os dados possuíam distribuição não normal. Foi adotado o nível de significância de $p < 0,05$.

7. RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os dados antropométricos e a caracterização da amostra. É possível observar que os grupos não são homogêneos em relação à idade e que o resultado do MOD Score é 68,3% maior no grupo 2.

Tabela 1 – Dados da caracterização da amostra referente à idade, IMC, frequência semanal de prática de atividade física, escores do MEEM e do MOD Score. Valores apresentados em média e desvio padrão.

	Grupo 1 (n=20)	Grupo 2 (n=11)	Valor p
Idade (anos)	65,1 ± 3,29	70,3 ± 5,77	0,004**
IMC (kg/m ²)	25,5 ± 2,87	27,9 ± 3,90	0,067
Freq. sem. ativ. Física	3,4 ± 1,42	3,5 ± 1,49	0,829
MEEM	27,8 ± 1,82	28 ± 1,85	0,560
MOD Score	2,3 ± 1,38	7,27 ± 2,45	< 0,001**

Legenda: Grupo 1: sem alterações nos padrões de movimento; Grupo 2: com alterações nos padrões de movimento; n: número amostral; p: nível de significância; IMC: índice de massa corporal; Freq. sem. ativ. física: frequência semanal de prática de atividade física; MEEM: Mini Exame do Estado Mental; MOD Score: Escala de Modificação de Tarefas; kg/m²: quilograma por metro ao quadrado; ** p<0,01.

A tabela 2 mostra a diferença dos valores do SPPB, Berg, força muscular do quadril e do tronco e recrutamento muscular entre os grupos. É possível observar a diferença significativa na capacidade funcional (SPPB) e no equilíbrio (Berg) entre os grupos, sendo 10% e 3,6% menor no grupo 2, respectivamente. Não houve diferença significativa nas variáveis de força e recrutamento muscular entre os grupos.

As tabelas 3 e 4 exibem as análises de correlações entre os padrões de movimento e a força muscular e a capacidade funcional, e entre a capacidade funcional e a força muscular. Não foi possível observar correlação estatisticamente significativa da força de extensão de tronco com as alterações nos padrões de movimento (Tabela 3) e nem com a capacidade funcional (Tabela 4).

Tabela 2 - Comparação das variáveis dependentes entre os grupos.

	Grupo 1 (n=20)	Grupo 2 (n=11)	Valor p
SPPB	10,9 ± 1,11	9,80 ± 1,19	0,021*
Berg	55,4 ± 1,04	53,40 ± 2,80	0,013*
Força GI Med (kgF/kg)	0,251 ± 0,10	0,20 ± 0,09	0,396
Força Ext. Tronco (kgf/kg)	0,12 ± 0,04	0,12 ± 0,04	0,503
EMG GI Med (%pEMG)	23,50 ± 4,53	21,42 ± 7,59	0,219
EMG Mu D (%pEMG)	23,89 ± 10,35	25,56 ± 8,33	0,321
EMG Mu E (%pEMG)	20,22 ± 6,23	31,96 ± 18,96	0,052
EMG IL D (%pEMG)	24,68 ± 7,51	24,92 ± 6,11	0,773
EMG IL E (%pEMG)	26,52 ± 6,31	25,33 ± 8,89	0,364

Legenda: Grupo 1: sem alterações nos padrões de movimento; Grupo 2: com alterações nos padrões de movimento; n: número amostral; p: nível de significância; SPPB: *Short Physical Performance Battery*; Berg: Escala de Equilíbrio de Berg; Força GI Med: valor médio de força do glúteo médio; Ext. Tronco: valor médio de força de extensão de tronco; EMG GI Med: sinal eletromiográfico do músculo glúteo médio; EMG Mu D: sinal eletromiográfico do músculo multífido direito; EMG Mu E: sinal eletromiográfico do músculo multífido esquerdo; EMG IL D: sinal eletromiográfico do músculo iliocostal direito; EMG IL E: sinal eletromiográfico do músculo iliocostal esquerdo; kgf/kg: quilograma força por quilograma; %pEMG: percentual obtido nos valores de pico do sinal eletromiográfico; * p<0,05.

Tabela 3 - Correlação de Sperman entre MOD Score e força muscular de glúteo médio, força muscular de extensão de tronco e SPPB.

	MOD Score	
	Valor p	R
Força GI Med	0,031	-0,387*
Força Ext. Tronco	0,647	-0,086
SPPB	0,001	-0,570**

Legenda: MOD Score: Escala de Modificação de Tarefas; p: nível de significância; R: Coeficiente de Correlação de Sperman; Força GI Med: valor médio de força do glúteo médio; Força Ext. Tronco: valor médio de força de extensão de tronco; SPPB: *Shot Physical Performance Battery*; * p<0,05; ** p<0,01.

Já em relação à força do glúteo médio, houve correlação negativa e fraca com o MOD Score (Tabela 3) e houve uma correlação positiva e fraca com o SPPB (Tabela 4), dessa forma, quanto maior a força do glúteo médio menor as

compensações nas atividades diárias e melhor a capacidade funcional. No entanto, ocorreu uma correlação negativa e moderada entre a capacidade funcional e as alterações nos padrões de movimento (Tabela 3), assim, quanto maior a capacidade funcional menor as estratégias compensatórias durante as atividades funcionais.

Tabela 4 - Correlação de Sperman entre SPPB e força de glúteo médio e força de extensão de tronco.

	SPPB	
	Valor p	r
Força GI Med	0,006	0,486**
Força Tronco	0,473	-0,134

Legenda: SPPB: Shot Physical Performance Battery; p: nível de significância; R: Coeficiente de Correlação de Sperman; Força GI Med: valor médio de força do glúteo médio; Força Ext. Tronco: valor médio de força de extensão de tronco; ** $p < 0,01$.

8. DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo destacam diferenças significativas entre os grupos em relação à capacidade funcional e o ao equilíbrio, e a associação significativa entre força de glúteo médio e alterações nos padrões de movimento e capacidade funcional, bem como, a associação da capacidade funcional com as alterações nos padrões de movimento, destacando, assim, a importância da avaliação clínica da força muscular, da capacidade funcional e dos padrões de movimento antes da dependência física. No entanto, a idade diferiu entre os grupos, mas o IMC não.

Muito se estuda sobre o comportamento da força muscular dos membros inferiores, principalmente dos extensores, em relação ao desempenho funcional e mobilidade em idosos (MANINI et al., 2007; PLOUTZ-SYNDER et al., 2002; MAYSON et al., 2008; VIESSER et al., 2005; BURNFIELD; JOSEPHSON; POWERS, 2000; MARKO et al., 2012; MÄNTY et al., 2012; HICKS et al., 2012; LAROCHE; MILLET; KRALIAN, 2011; MORCELLI et al., 2015; MORCELLI et al., 2014; CROZARA et al., 2013). Por outro lado, a importância de comprometimentos

do tronco, como diminuição da força ou resistência, é menos clara (SURI et al., 2010). Dessa forma, o presente estudo contribui positivamente para a literatura, pois traz análise de outros músculos, como glúteo médio e extensores de tronco, que também desempenham um papel importante na execução de atividades diárias como pegar um objeto no chão ou em uma prateleira alta, sentar e levantar de uma cadeira, a limpeza da casa, jardinagem e até mesmo se locomover, pois necessitam de um bom controle do centro de massa (o tronco) para manterem a estabilidade e o equilíbrio (HERNANDEZ; MURPHY; ALEXANDER, 2008; HERNANDEZ; GOLBERG; ALEXANDER, 2010).

Sendo o glúteo médio um dos principais responsáveis pela estabilidade médio-lateral do quadril, quando inibido ou enfraquecido pode afetar o controle do deslocamento médio-lateral afetando o desempenho funcional (IKEZOE et al., 2011). Isso também pode ser observado nos nossos achados, pois apesar da diferença entre os grupos não ter sido estatisticamente significativa, a força do glúteo médio se correlacionou com a capacidade funcional e os padrões de movimento, demonstrando que quanto maior a força dessa musculatura maior o desempenho funcional e menos modificações são necessárias na realização das atividades diárias.

Assim, da Silva, Filoni e Sugimoto (2018) avaliaram a importância do glúteo médio na capacidade de se manterem em pé em idosos com síndrome do imobilismo temporário. Sua força foi avaliada a partir da capacidade de suportar as cargas impostas no início e no final do treinamento. Os idosos que readquiriram o ortostatismo obtiveram um aumento de 102% na força do glúteo médio em comparação a um aumento de apenas 39% nos que continuaram acamados.

De acordo com Maki e McIlroy (2006) que observaram que os idosos quando perdem o equilíbrio e estão prestes a cair não conseguem utilizar a estratégia do passo para se reestabelecer tendendo a cair lateralmente, levantaram a hipótese de que as funções diminuídas dos músculos do quadril, como o glúteo médio, são as principais causas dessa instabilidade médio-lateral.

Os efeitos do envelhecimento na capacidade de recrutamento do glúteo médio durante o final da marcha foram analisados por Tirosh e Sparrow (2005) e confirmado que a atividade dessa musculatura era menor em idosos do que em jovens. Já Ikezoe et al. (2011) objetivou investigar a influência da idade na massa muscular dos membros inferiores e examinar a influência da atividade física diária na

atrofia muscular em mulheres idosas. Seus resultados sugeriram que o aumento da idade está relacionado à diminuição de massa do glúteo médio e que os idosos com essa perda muscular tendem a diminuir as atividades físicas devido ao comprometimento da estabilidade e do medo de cair, fazendo com que restrinjam ainda mais suas atividades diárias levando a mais inatividade. Resultado esse que também concorda com a correlação entre a força de glúteo médio e a capacidade funcional apresentados no presente estudo.

Ainda, Kanekar e Aruin (2015) encontraram que idosos apresentaram deficiências em gerar ajustes posturais apropriados nos músculos do tronco e dos membros inferiores em atividades dinâmicas. E para Claudino et al. (2015) a ativação do glúteo médio acontece nos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios previstos, ou seja, nas atividades programadas com sentar e levantar da cadeia, subir e descer escadas, ajoelhar-se ou inclinar-se, e não durante perturbações inesperadas, como um tropeço. Com isso, Claudino et al. (2015) reforça a necessidade do aperfeiçoamento dos músculos posturais, principalmente o glúteo médio, nos treinamentos de equilíbrio.

Contrapondo um dos resultados encontrados em nossa pesquisa, Hernandez, Goldberg e Alexander (2010) observaram que idosos com diminuição da força isométrica de extensão do tronco apresentam dificuldades para agachar, ajoelhar e se inclinar. No entanto, também observaram uma correlação entre essa dificuldade e o equilíbrio. Resultado similar pode ser observado no nosso estudo com redução estatisticamente significativa de 3,6% do equilíbrio no grupo com alterações nos padrões de movimento, mas o mesmo não aconteceu em relação a força extensora de tronco. Nesse estudo, a capacidade de agachar-se, ajoelhar-se e inclinar-se foi avaliada de acordo com uma escala de dificuldade de cinco pontos com base em uma única pergunta no questionário EPESE (Populações Estabelecidas para Estudos Epidemiológicos do Idoso) e os voluntários foram divididos em dois grupos, com e sem dificuldade para esses movimentos, o equilíbrio foi medido pelos testes TUG (*Timed "Up and Go"*), UST (*Unipedal Stance Test*) e o MSL (*maximum step length*) e a força de extensão do tronco por um dispositivo acoplado em um dinamômetro isocinético (HERNANDEZ; GOLDBERG; ALEXANDER, 2010).

Apesar de umas das hipóteses ser que os idosos com MOD Score ≥ 5 apresentariam menor força de extensão de tronco, em nosso estudo, a força de extensão de tronco não demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os

grupos e nem correlações com as alterações nos padrões de movimento e o SPPB. Já Suri et al. (2009) e Sakari-Rantala et al. (1998) observaram associação da força e da resistência muscular de extensão de tronco com a mobilidade e o equilíbrio. Sakari-Rantala et al. (1998) ainda encontraram associação entre o baixo desempenho da mobilidade com a incapacidade autorreferida em idosos. Contudo, os estudos apresentam algumas diferenças metodológicas.

Suri et al. (2009) analisaram a associação da força e da resistência muscular do tronco com o equilíbrio e a mobilidade em idosos com a mobilidade reduzida. Nele, a mobilidade foi avaliada através do SPPB delimitando seus escores entre quatro e dez garantindo que possuíssem alguma limitação funcional e que conseguissem realizar todos os testes. O equilíbrio foi avaliado através da Escala de Equilíbrio de Berg, a força do tronco foi mensurada por meio de uma máquina específica de flexão e extensão de tronco e a para a resistência do tronco foram adaptados os testes de flexão e extensão de McGill et al. (1999). Já, Sakari-Rantala et al. (1998) investigou associações entre as funções sensório-motoras, tais como força isométrica máxima de extensão do tronco, equilíbrio e tempo de reação, com a mobilidade, avaliada através da velocidade máxima de caminhada e da capacidade de subir escadas.

Além do mais, as diferenças significativas no estudo do Sakari-Rantala et al. (1998) foram observadas em idosos saudáveis com idade entre 75 e 80 anos, já no de Suri et al. (2009) as voluntárias possuíam idade média de 76 anos e apresentavam desempenho baixo ou moderado e no presente estudo as idosas obtiveram de moderado a bom desempenho e média de idade de 65 anos no grupo sem alterações e 70 anos no grupo com alterações nos padrões de movimento.

Quanto as diferenças funcionais entre os músculos do tronco, os multífidos por serem estabilizadores locais devem apresentar uma ativação simétrica mesmo em tarefas de elevação assimétrica (BORGHUIS; HOF; LEMMINK, 2008). Embora a simetria dos músculos do tronco não ter sido analisada estatisticamente no presente estudo, foi observado uma assimetria de 15,3% entre os multífidos direito e esquerdo no grupo sem alterações e uma assimetria de 25% no grupo com alterações de movimento, hipotetizando um possível déficit na estabilização de tronco nesse segundo grupo. Concordando com o estudo de Hides, Richardson e Jull (1996) que obtiveram uma redução na ocorrência de dor lombar nos indivíduos que desenvolveram uma ativação simétrica dos multífidos.

Embora nenhuma voluntária tenha interrompido o teste por conta de dor lombar intensa, 30% do grupo sem alterações e 18% do grupo com alterações nos padrões de movimento apresentaram pelo menos um episódio de dor lombar nos últimos seis meses. Ainda que a dor lombar não tenha sido o foco, ela aparece como uma limitação do nosso experimento, pois presença de dor lombar crônica pode interferir na veracidade dos dados, porque, em geral, esses indivíduos apresentam alterações no controle postural (MIENTJES; FRANK, 1999; MARQUES et al., 2012), respostas musculares atrasadas (HODGES; RICHARDSON; JULL, 1996) e cinesiofobia (VLAEYEN; LINTON, 2000), além de ser uma das principais causas de incapacidade na população em geral (VOS et al., 2015). Dessa forma, não é possível confirmar essa hipótese, contudo, essa é uma provável explicação para não termos diferenças significativa entre os grupos em relação a força de extensão de tronco e o recrutamento muscular dos multifídeos e iliocostais lombares.

Em vista disso, Rossi et al. (2017) compararam a taxa de desenvolvimento de força e a taxa de aumento eletromiográfico entre mulheres com e sem lombalgia e observaram que as voluntárias sintomáticas apresentaram menor taxa de desenvolvimento de força e correlacionaram-se a uma capacidade reduzida de rápida ativação muscular, principalmente na musculatura extensora do tronco. A força isométrica de flexão e extensão de tronco foi avaliada usando um dinamômetro isocinético e, simultaneamente, os sinais eletromiográficos foram coletados bilateralmente nos músculos reto abdominal, oblíquos internos, longuíssimos torácicos e multídeos lombares.

Em relação à idade e ao peso, o estudo já citado de Da Silva, Filoni e Suguimoto (2018) também apresentou uma correlação muito forte do peso e uma correlação moderada da idade com a capacidade de ficar em pé, o que ao mesmo tempo concorda e contrapõe os resultados do nosso estudo respectivamente, uma vez que o grupo com alterações nos padrões de movimento possuíam cinco anos a mais na média comparado com o sem alterações e essa diferença foi estatisticamente significativa. Em contrapartida, o peso não obteve diferença significativa entre os grupos, assim como, o resultado de Hernadez, Murphy e Alexander (2008) que confirmam que o peso não diferiu entre os grupos com dificuldade e sem dificuldade de agachar-se, ajoelhar-se e inclinar-se. No entanto, Han et al., encontraram que o IMC alto e grandes circunferências da cintura têm

maior probabilidade de associação ao prejuízo da qualidade de vida e à incapacidade, afetando atividades básicas da vida diária.

9. CONCLUSÃO

As idosas com alterações nos padrões de movimento apresentaram menor capacidade funcional e menor equilíbrio quando comparadas às idosas sem alterações, a força muscular do glúteo médio e a capacidade funcional foram inversamente proporcionais às alterações nos padrões de movimento e a capacidade funcional foi diretamente proporcional à força de glúteo médio.

REFERÊNCIAS

AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI, P.; MAGNUSSON, M.K.; KJAER, M. Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. v. 20, p. 49-64, 2010.

ALMEIDA, G.P.L.; SILVA, A.P.M.C.C.; FRANÇA, F.J.R.; MAGALHÃES, M.O.; BURKE, T.N.; MARQUES, A.P. Does anterior knee pain severity and function relate to the frontal plane projection angle and trunk and hip strength in women with patellofemoral pain. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.19, p.558-564, 2015.

ALVES, L.C.; LEITE, I.C.; MACHADO, C.J. Conceituando e mensurando a incapacidade funcional da população idosa: uma revisão de literatura. **Cienc Saude Colet**. v. 13, n. 4, p. 1199-1207, 2008.

ANDREWS, A.W.; THOMAS, M.W.; BOHANNON, R.W. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. **Phys Ther**. v. 76, p. 248–259, 1996.

BÄCKMAND, H.M.; KAPRIO, J.; KUJALA, U.M.; SARNA, S. Physical activity, mood and the functioning of daily living. A longitudinal study among former elite athletes and referents in middle and old age. **Arch Gerontol Geriatr**. v. 48, p. 1-9, 2009.

BARBAT-ARTIGAS, S., et al., Muscle quantity is not synonymous with muscle quality. **J Am Med Dir Assoc**. v. 14, n. 11, p. 852 e1-7, 2013.

BARBOSA, B.R.; DE ALMEIDA, J.M.; BARBOSA, M.R.; ROSSI-BARBOSA, L.A.R. Avaliação da capacidade funcional dos idosos e fatores associados à incapacidade. **Ciência & Saúde Coletiva**. v. 19, n. 8, p. 3317-3325, 2014.

BECKER, C.; HEPPNER, H.J. Mobilität beim älteren Menschen. **Z Gerontol Geriat**. v. 52, p. 1-2, 2019.

BERG, K.; WOOD-DAUPHINÉE, S.; WILLIAMS, J.I.; GAYTON, D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy Canada**, v. 41, n. 6, p. 304-311, 1989.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. **Acta Orthop Scand Suppl**. 230, 1–54, 1989.

BERTOLUCCI, P.H.F.; BRUCKI, S.M.D.; CAMPACCI, S.R.; JULIANO, Y. O minixame do estado mental em uma população geral: impacto da escolaridade. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v.52, n.1, p.1-7, 1994

BOBBERT, M.F.; KISTEMAKER, D.A.; VAZ, M.A.; ACKERMANN, M. Searching for strategies to reduce the mechanical demands of the sit-to-stand task with a muscle-actuated optimal control model. **Clin. Biomech**. v. 37, p. 83-90, 2016.

BORGHUIS, J.; HOF, A.L.; LEMMINK, A.P.M. The importance of sensory motor control in providing core stability. Implication for measurement and training. **Sports Med**. 38(11), 893-916, 2008.

BOUDREAU, S.N.; DWYER, M.K.; MATTACOLA, C.G.; LATTERMANN, C.; UHL, T.L.; MCKEON, J.M. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. **Journal of Sport Rehabilitation**. v. 18, p. 91–103, 2009.

BROWN, C.J.; FLOOD, K.L. Mobility Limitation in the Oldr Patient – A Clinical Review. **JAMA**, v.310, n.11, p.1168-1177, 2013.

BURKHART, K.A.; BRUNO, A.G.; BOUXSEIN, M.L.; BEAN, J.F.; ANDERSON, D.E. Estimating Apparent Maximum Muscle Stress of Trunk Extensor Muscles in Older Adults using Subject-Specific Musculoskeletal Models. **J Orthop Res**. v. 36, n. 1, p. 498-505, 2017.

BURNFIELD, J.M.; JOSEPHSON, K.R.; POWERS, C.M. The Influence of Lower Extremity Joint Torque on Gait Characteristics in Elderly Men. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.81, p.1153-1157, 2000.

CALIXTRE L.B.; GRUNINGER, B.L.S.; CHAVES, T.C.; OLIVEIRA, A.N. Is there an association between anxiety/depression and temporomandibular disorders in college students? **Journal of Applied Oral Science**, v. 22, n.1, p. 15-21, 2014.

CALLISAYA, M.; BLIZZARD, L.; SCHMIDT, M.D.; MCGINLEY, J.; SRIKANTH, V.K. Ageing and gait variability—a population-based study of older people. **Age and Ageing**. v. 39, n. 2, p.191-7, 2010.

CANO, I. **Introdução à avaliação de programas sociais**. 3ed. Rio de Janeiro: FGV; 2006.

CASPERSEN, C.J.; POWELL, K.E.; CHRISTENSEN, G.M. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. **Public Health Reports**. v. 100, n. 2, p. 126-131, 1985.

CESARI, M.; KRITCHEVSKY, S.B.; PENNINX, B.W.H.J. et al. Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people — results from the health, aging and body composition study. **J Am Geriatr Soc**. v. 53, p. 1675-1680, 2005.

CHANG, M.; JONSSON, P.V.; SNAEDAL, J. et al. The effect of midlife physical activity on cognitive function among older adults: AGES — Reykjavik study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 65A, n. 12, p. 1369-1374, 2010.

CLARK, B.C.; MANINI, T.M. Sacopenia ≠ diapienia. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 63, n. 8, p. 829-834, 2008.

CLARK, D.J.; FIELDING, R.A. Neuromuscular Contributions to Age-Related Weakness. **The Journals of Gerontology: Series A**. v. 67^a, n. 1, p. 41-47, 2012.

CLAUDINO, R.; ROECKER, R.; DE AZEVEDO, A.K.C.; GULLO, J.S. Análise das estratégias de ajustes posturais do glúteo médio na presença de perturbações em idosos e jovens. **Arq. Ciênc. Saúde**. v. 22, n. 2, p. 63-68, 2015.

CLAUDINO, R.; SANTOS, E.C.; SANTOS, J.M. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. **Clin Neurophysiol**. v. 124, n. 8, p. 1628-1637, 2013.

CLOUGH-GORR, K.M.; ERPEN, T.; GILLMANN, G., et al. Preclinical disability as a risk factor for falls in community-dwelling older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 63, n. 3, p. 314-320, 2008.

COMERFORD, M.; MOTTRAM, S.L. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. **Manual Therapy**. v. 6, n. 1, p. 3-14, 2001.

CRAMM, J.M.; NIEBOER, A.P. Is “disease management” the answer to our problems? No! Population health management and (disease) prevention require “management of overall well-being”. **BCM Health Services Research**. v. 16, p. 2-6, 2016.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; ALMEIDA NETO, A.F.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 5, p.1131-1138, 2013.

DA SILVA, J.L.; FILONI, E.; SUGUIMOTO, C.M. Análise do incremento da força muscular para reaquisição de ortostatismo em idosos com síndrome do imobilismo temporário. **Acta Fisiátrica**. n. 3, v. 24, 2018.

DAVINI, R.; NUNES, C.V. Alterações no sistema neuromuscular decorrentes do envelhecimento e o papel do exercício físico na manutenção da força muscular em indivíduos idosos. **Rev Bras Fisioter.** v. 7, p. 201-207, 2003.

DE BLAISER, C.; DE RIDDER, R.; WILLEMS, T.; DANNEELS, L.; ROOSEN, P. Reliability and Validity of Trunk Flexor and Trunk Extensor Strength Measurements Using Handheld Dynamometry in a Healthy Athletic Population. **Phys Ther Sport.** v.34, p. 180-186, 2018.

DOORENBOSCH, G.; HARLAAR, C.; ROEBROECK, J.; LANKHORST, M. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. **J. Biomech.** v. 27, p. 1299-1307, 1994.

EVANS, W.J. What is sarcopenia? **The Journals of Sciences and Medical Sciences.** v. 50A (Special), p. 5-8, 1995.

FERBER, R.; KENDALL, K.; FARR, L. Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Athletic Training.** v. 46, p. 142-149, 2011.

FERREIRA, P.H.; FERREIRA, M.L.; MAHER, C.G.; REFSHAUGE, K.; HERBERT, R.D.; HODGES, P.W. Changes in recruitment of transversus abdominis correlate with disability in people with chronic low back pain. **Br J Sports Med.** v. 44, n. 16, p. 1166–1172, 2010.

FERRUCI, L.; PENNINX, B.W.J.H.; LEVEILLE, S.G.; CORTI, M.C.; PAHOR, M.; WALLACE, R.; HARRIS, T.B.; HAVLIK, R.J. GURALNIK, J.M. Characteristics of nondisabled older persons who perform poorly in objective tests of lower extremity function. **Journal of the American Geriatrics Society,** v. 48, p. 1102-1110, 2000.

FIEDLER MM, PERES KG. Capacidade funcional e fatores associados em idosos do sul do Brasil: um estudo de base populacional. **Cad Saude Publica.** v. 24, n. 2, p. 409-415., 2008.

FILHO, W. J.; GORZONI, M. L. **Geriatria e Gerontologia: o que todos devem saber.** 1º Ed. São Paulo. Rocca. 2008. p. 31-33.

FLATT T. A new definition of aging? **Front Genet.** v. 3, p. 148, 2012.

FRIED, L.P.; BANDEEN-ROCHE, K.; CHAVES, P.H.; JOHNSON, B.A. Preclinical mobility disability predicts incident mobility disability in older women. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** v. 55, n. 1, p. M43–52, 2000.

FRIED, L.P.; HERDMAN, S.J.; KUHN, K.E.; TURANO, K. Preclinical disability: hypotheses about the bottom of the iceberg. *Journal of Aging Health,* v.3, n.2, p.285–300, 1991.

GOTTSCHALK, F.; KOUROSH, S.; LEVEAU, B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. **Journal of Anatomy.** v. 166, p. 179-189, 1989.

GRANACHER, U.; GOLLHOFER, A.; HORTOBÁGYI, T.; KRESSING, R.W.; MUEHLBAUER, T. The Importance of Trunk Muscle Strength for Balance, Functional Performance, and Fall Prevention in Seniors: A Systematic Review. **Sports Med.** v. 43, p. 627-641, 2013.

GREGORY, P.C.; FRIED, L.P. Why do older adults decide they are having difficulty with a task? **Am J Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 1, p. 9-16, 2003.

GROSS, M.M.; STEVENSON, P.J.; CHARETTE, S.L.; PYKA, G.; MARCUS, R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. **Gait Posture**. v. 8, p. 175-185, 1998.

GURALNIK, J.M.; FERRUCCI, L.; BALFOUR, J.L.; VOLPATO, S.; DI LORIO, A. Progressive versus catastrophic loss of the ability to walk: implications for the prevention of mobility loss. **J Am Geriatr Soc.** v. 49, n. 11, p. 1463-1470, 2001.

GURALNIK, J.M.; FERRUCCI, L.; PIEPER, C.F., et al. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** v. 55, p. M221-M231, 2000.

GURALNIK, J.M.; FERRUCCI, L.; SIMONSICK, E.M.; SALIVE, M.E.; WALLACE, R.B. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **N Engl J Med.** v. 332, n. 556-561, 1995.

GURALNIK, J.M.; FILIAL, L.G.; CUMMINGS, S.R.; CURB, J.D. Physical performance measures in aging research. **Journal of Gerontology**, v. 44, n. 5, p. M141-146, 1989.

GURALNIK, J.M.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L.; GLYNN, R.J.; MARCEL, E., SALIVE, M.P.H.; WALLACE, R.B. Lower-Extremity function in persons over the age of 70 years as predictor of subsequent disability. **The New England Journal of Medicine**, p. 556-561, 1995.

GURALNIK, J.M.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L.; GLYNN, R.J.; BERKMAN, L.F.; BLAZER, D.G.; SCHERR, P.A.; WALLACE, R.B. A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **Journal of Gerontology Medical Science**, v. 49, n. 2, p. 85-94, 1994a.

HAIRI, N.N., et al., Loss of muscle strength, mass (sarcopenia), and quality (specific force) and its relationship with functional limitation and physical disability: the Concord Health and Ageing in Men Project. **J Am Geriatr Soc.** v. 58, n. 11, p. 2055-2062, 2010.

HAN, T.S.; TIJHUIS, M.A.; LEAN, M.E.; SEIDELL, J.C. Quality of life in relation to overweight and body fat distribution. **Am J Public Health.** v. 88, n. 12, p. 1814-1820, 1998.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; STEGEMAN, D.F.; HÄGG, G.M. **Recommendations for sensor locations on individual muscles**. Senian. Disponível em: < <http://www.seniam.org> >. Acesso em: 23 ago 2018.

HERNANDEZ, M. E.; MURPHY, S. L.; ALEXANDER, N.B. Characteristics of Older Adults With Self-Reported Stooping, Crouching, or Kneeling Difficulty. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v.63, n. 7, p. 759-763, 2008.

HERNANDEZ, M.E.; GOLBERG, A.; ALEXANDER, N. B. Decreased Muscle Strength Relates to Self-Reported Stooping, Crouching, or Kneeling Difficulty in Older Adults. **Phys Ther**. v. 90, n. 1, p. 67-74, 2010.

HERNANDEZ, M.E.; MURPHY, S.L.; ALEXANDER, N.B. Characteristics of Older Adults With Self-Reported Stooping, Crouching, or Kneeling Difficulty. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 63, n. 7, p. 759–763, 2008.

HICKS, G.E.; SHARDELL, M.; ALLEY, D.E.; MILLER, R.R.; BANDINELLI, S.; GURALNIK, J.; LAURETANI, F.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L. Absolute strength and loss of strength as predictors of mobility decline in older adults: the InCHIANTI study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.67, p.66-73, 2012.

HIDES, J.A.; RICHARDSON, C.A.; JULL, G.A. Multifidus Muscle Recovery Is Not Automatic After Resolution of Acute, First-Episode Low Back Pain. **SPINE**. v. 21, n. 23, p. 2763-2769, 1996.

HIGGINS, T.J.; JANELLE, C.M.; MANINI, T.M. Diving below the surface of progressive disability: Considering compensatory strategies as evidence of sub-clinical disability. **Journals Gerontol – Ser B Psychol Sci Soc Sci**. v. 69, n. 2, p. 263-274, 2014.

HODGES, P.; RICHARDSON, C.; JULL, G. Evaluation of the relationship between laboratory and clinical tests of transversus abdominis function. **Physiother Res Int**.; v. 1, n. 1, p. 30-40, 1996.

HODGES, P.W. Core stability exercise in chronic low back pain. **Orthop Clin North Am**. v. 34, n. 2, p. 245–54, 2003.

HOFFMAN, M.; SCRADER, J.; APPELEGATE, T.; KOCEJA, D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. **J Athl Train**. v. 33, n. 4, p. 319-22, 1998.

HUGHES, M.A.; SCHENKMAN, M.L. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. **J. Rehabil. Res. Dev**. v. 33, p. 409-412, 1996.

HUGHES, M.A.; WEINER, D.K.; SCHENKMAN, M.L.; STUDENSKI, M. Chair rise strategies in the elderly. **Clin. Biomech**. v. 9, p. 187-192, 1994.

IKEZOE, T.; MORI, N.; NAKAMURA, M.; ICHIHASHI, N. Age-related muscle atrophy in the lower extremities and daily physical activity in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**. n. 53, n. 2, p. e153-e157, 2011.

KANEKAR, N.; ARUIN, A.S. Improvement Of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. **J Electromyogr Kinesiol**. v. 25, n. 2, p. 400-405, 2015.

KARTHIKBABU, S.; CHAKRAPANI, M. Hand-Held Dynamometer is a Reliable Tool to Measure Trunk Muscle Strength in Chronic Stroke. **Journal of Clinical & Diagnostic Research**, v. 11, n. 9, p. YC09-YC12, 2017.

KAUFFMAN, T. L. **Manual de reabilitação geriátrica**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

KEMPEN, G.I.; VERBRUGGE, L.M.; MERRILL, S.S. The impact of multiple impairments on disability in community-dwelling older people. **Age and Ageing**, v. 27, n. 5, p. 595-604, 1998.

KIBLER, W.B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The role of core stability in athletic function. **Sports Med**. v. 36, n. 3, p. 189–198, 2006.

KIENBACHER, T.; PAUL, B.; HABENICHT, R., et al. Reliability of isometric trunk moment measurements in healthy persons over 50 years of age. **J Rehabil Med**. v. 46, n. 3 p. 241-249, 2014.

LANG, J.E.; ANDERSON, L.; LOGERFO, J.; SHARKEY, J.; BELANSKY, E.; BRYANT, L.; PROHASKA, T.; ALTPETER, M.; MARSHALL, V.; SATARIANO, W.; IVEY, S.; BALES, C.; PLUTO, D.; WILCOX, S.; GOINS, R.T.; BYRD, R.C. The Prevention Research Centers Healthy Aging Research Network. Healthy Aging Research Network Writing Grop. **Preventing Chronic Disease**, v. 3, n. 1, p. 1-7, 2006.

LEE, D-K.; KANG, M-H; LEE, T-S.; OH, J-S. Relationship among the Y balance test, Berg Balance Scale, and lower strength in middle-age and older females. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 19, n. 3, p. 227-234, 2015.

LEKAN, D.A. Aging, Frailty and Resilience. **Journal of Psychosocial Nursing and Mental Health Services**. v. 56, n. 7, p. 2-4, 2018.

LETENEUR, S.; GILLET, C.; SADEGHI, H.; ALLARD, P.; BARBIER, F. Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. **Clin Biomech**. v. 24, p. 190-195, 2009.

LI, F.; FISHER, J.; BROWNSON, R.C. A multilevel analysis of change in neighborhood walking activity in older adults. **J Aging Phys Act**. v. 13, n. 2, p. 145-159, 2005.

LIAO, Y.; MCGEE, D.L.; CAO, G.; COOPER, R.S. Recent changes in the health status of the older U.S. population: findings from the 1984 and 1994 supplement on aging. **J Am Geriatr Soc.** v. 49, p. 443-449, 2001.

LIGUORI, I.; RUSSO, G.; CURCIO, F.; BULLI, G. ARAN, L.; DELLA-MORTE, D.; GARGIULO, G.; TESTA, G.; CACCIATORE, F.; BONADUCE, D.; ABETE, P. Oxidative stress, aging, and diseases. **Clin Interv Aging.** v. 13, p. 757-772, 2018.

LYONS, K.; PERRY, J.; GRONLEY, J.K.; BARNES, L.; ANTONELLI, D. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. **Physical Therapy.** v. 63, p. 1597-1605, 1983.

MAKI, B.E.; MCILROY, W.E. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. **Age Ageing.** n. 35, p. ii12–ii18, 2006.

MANINI, T.; MARKO, M.; VANARNAM, T.; COOK, S.; FERNHALL, B.; BURKE, J.; PLOUTZ-SYNDER, L. Efficacy of Resistance and Task-Specific Exercise in Older Adults Who Modify Task of Everyday Life. *The Journal of Gerontology: Series A.* v. 62, n. 6, p. 616-623, 2007.

MANINI, T.M.; CLARK, B.C. Dynapenia and Aging: An Update. **Gerontol A Biol Sci Med Sci,** v. 67A, n. 1, p. 28-40, 2012.

MANINI, T.M.; COOK, S.B.; VANARNAM, T.; MARKO, M.; PLOUTZ-SNYDER, L. Evaluating task modification as an objective measure of functional limitation: repeatability and comparability. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** v. 61, p. 718–725, 2006.

MÄNTY, M. HEINONEN, A.; LEINONEN, R., et al. Construct and predictive validity of a self-reported measure of preclinical mobility limitation. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 88, n. 9, p. 1108-1113, 2007.

MÄNTY, M.; DE LEON, C.F.; RANTANEN, T.; ERA, P.; PEDERSEN, A.N.; EKMANN, A.; SCHROLL, M.; AVLUND, K. Mobility-Related Fatigue, Walking Speed, and Muscle Strength in Older People. *Gerontol A Biol Sci Med Sci.*, v.67, p.523-529, 2012.

MARKO, M.; NEVILLE, C.G.; PRINCE, M.A.; PLOUTZ-SNYDER, L.L. Lower-extremity force decrements identify early mobility decline among community-dwelling older adults. **Physical Therapy,** v. 92, n. 9, p. 1148-1159, 2012.

MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; GONÇALVES, M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. **Motriz: rev. Educ. fis.** v. 18, n.2, p. 245-252, 2012.

MAYSON, D.J.; KIELY, D.K.; LAROSE, S.I.; BEAN, J.F. Leg strength or velocity of movement: which is more influential on the balance of mobility limited elders? **Am J Phys Med Rehabil.** v. 87, p. 969–976, 2008.

MCGILL, S.M.; CHILDS, A.; LIEBERSON, C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 80, n. 8, p. 941-944, 1999.

MCNEIL, C.J.; et al., Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. **Muscle Nerve.** v. 31, n. 4, p. 461-7, 2005.

MELO, D.M.; BARBOSA, A.J.G. O uso do Mini-Exame do Estado Mental em pesquisas com idosos no Brasil uma revisão sistemática. **Ciências e Saúde Coletiva**, v. 20, n. 12, p. 3865-3876, 2015.

MIENTJES, M.I.; FRANK, J.S. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. **Clin Biomech.** v. 14, n. 10, p. 710-716, 1999.

MITCHELL, W.K.; WILLIAMS, J.; ATHERTON, P.; LARVIN, M.; LUND, J.; NARICI, M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. **Front Physiol.** v. 3, p. 260, 2012.

MIYAKOSHI, N.; HONGO, M.; MAEKAWA, S., et al. Back extensor strength and lumbar spinal mobility are predictors of quality of life in patients with postmenopausal osteoporosis. **Osteoporos Int.** v. 18, n. 10, p. 1397-1403, 2007.

MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; ROSSI, D.M.; LAROCHE, D.P.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; CASTRO, A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Hip muscles strength and activation in older fallers and non-fallers. **Isokinetics and Exercise Science.** v. 22, n. 3, p. 191-196, 2014.

MORCELLI, M.H.; LAROCHE, D.P.; CROZARA, L.F.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; ROSSI, D.M.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Neuromuscular performance in the hip joint of elderly fallers and non-fallers. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 28, n. 3, p. 443-450, 2016.

MORCELLI, M.H.; LAROCHE, D.P.; CROZARA, L.F.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; ROSSI, D.M.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Neuromuscular performance in the hip joint of elderly fallers and non-fallers. **Aging Clin Exp Res.**, Sep 23 [Epub ahead of print], 2015.

NAÇÕES UNIDAS. Population facts: Population ageing and sustainable development. **POPFacts.** n. 2017/1, p. 1-4.

NAKANO, M.M. **Versão Brasileira da Short Physical Performance Battery-SPPB: Adaptação Cultural e Estudo da Confiabilidade.** 2007. Dissertação (Mestrado em Gerontologia) - Faculdade de Educação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

NEWMAN, A.B., et al., Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** v. 61, n. 1, p. 72-77, 2006.

NUTT, J.G. Classification of gait and balance disorders. **Adv. Neurol**, v. 87, p. 135-142, 2001.

O'SULLIVAN, P. B.; GRAHAMSLAW, K. M.; KENDELL, M.; LAPENSKIE, S. C.; MÖLER, N. E.; RICHARDS, K. V. The effects of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain free population. **Spine**. v. 27, p. 1238-1244, 2002.

O'SULLIVAN, P.; TWOMEY, L.; ALLISON, B.; SINCLAIR, J.; MILLER, K.; KNOX, J. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. **Australian Journal of Physiotherapy**. v. 43, p. 91-98, 1997.

OLIVEIRA, A. S. C.; GONÇALVES, M. Lumbar muscle recruitment during resistance exercise for upper limbs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 19, p. 737-745, 2009.

PATEL, K.V.; COPPIN, A.K.; MANINI, T.M. et al. Midlife physical activity and mobility in older age: the InCHIANTI study. **Am J Prev Med**. v. 31, n. 3, p. 217-224, 2006.

PFEIFER, M.; BEGEROW, B.; MINNE, H.W., et al. Vitamin D status, trunk muscle strength, body sway, falls, and fractures among 237 postmenopausal women with osteoporosis. **Exp Clin Endocrinol Diabetes**. v. 109, n. 2, p.87-92, 2001.

PIVA, S.R.; GOODNITE, E.A.; CHILDS, J.D. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v. 35, p. 793-801, 2005.

PLOUTZ-SNYDER, L.; MANINI, T.; PLOUTZ-SNYDER, R.; WOLF, D.A. Functionally Relevant Thresholds of Quadriceps Femoris Strength. *J.Gerontol A Biol Sci Med Sci*. v. 57, n. 4, p. B144-152, 2002.

POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: A biomechanical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v. 40, p. 42-51, 2010.

POWERS, C.M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v. 33, p. 639-646, 2003.

PRADO, D.G.A.; BERRETIN-FELIX, G.; MIGLIORUCCI, R.R.; BUENO, M.R.S.; ROSA, R.R.; Polizel, M.; TEIXEIRA, I.F.; GAVIÃO, M.B.D. Effects of orofacial myofunctional therapy on masticatory function in individuals submitted to orthognathic surgery: a randomized trial. **Journal of Applied Oral Science**, v. 26. 2018.

RANTANEN, T.; GURALNIK, J.M.; FOLEY, D. et al. Midlife hand grip strength as a predictor of old age disability. **JAMA**. v. 281, n. 6, p. 558-560, 1999.

REEVES, N. P.; NARENDRA, K. S.; CHOLEWICKI, J. Spine stability: six blind men and the elephant. **Clinical Biomechanics**. v. 22, p. 266-274, 2007.

REIMAN, M.P.; BOLGA, A.L.; LOUDON, J.K. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. **Physiotherapy Theory and Practice**. v. 28, n. 4, p. 257-268, 2012.

REIMAN, M.P.; BOLGLA, L.A.; LORENZ, D. Hip functions influence on knee dysfunction: A proximal link to a distal problem. **Journal of Sport Rehabilitation**. v. 18, p. 33-46, 2009.

ROBINSON, R.L.; NEE, R.J. Analysis of hip strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**. v. 37, p. 232-238, 2007.

ROSSI, D.M.; MORCELLI, M.H.; CARDOZO, A.C.; DENADAI, B.S.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Rate of Force Development and Muscle Activation of Trunk Muscles in Women With and Without Low Back Pain: A Case-Control Study. **Phys Ther Sport**. n. 26, p. 41-48, 2017.)

ROVIO, S.; KÅREHOLT, I.; HELKALA, E-L. et al. Leisure-time physical activity at midlife and the risk of dementia and Alzheimer's disease . **Lancet Neurol**. v. 4, p. 705-711, 2005.

SAKARI-RANTALA, R.; ERA, P.; RANTANEN, T.; HEIKKINEN, E. Associations of sensory-motor functions with poor mobility in 75- and 80-year-old people. **Scand J Rehabil Med**. v. 30, p. 121-127, 1998.

SALOMON, J.A.; WANG, H.; FREEMAN, M.K.; VOS, T.; FLAXMAN, A.D.; LOPEZ, A.D.; MURRAY, C.J.L. Healthy life expectancy for 17 countries, 1990-2010: a systematic analysis for the global burden disease study 2010. **Lancet**. v. 380, p. 2144-2162, 2012.

SATARIANO, W.A.; GURALNIK, J.M.; JACKSON, R.J.; MAROTTOLI, R.A.; PHELAN, E.A.; PROHASKA, T.R. Mobility and Aging: New Directions for Public Health Action. **American Journal of Public Health**. v. 102, n. 8, p.1508-1515, 2012.

SAVELA, S.L.; KOISTINEN, P.; TILVIS, R.S. et al. Physical activity at midlife and health-related quality on life in older men. **Arch Intern Med**. v. 170, n. 13, p. 1171-1172, 2010.

SEEMAN, T.E., et al., Disability trends among older Americans: National Health And Nutrition Examination Surveys, 1988-1994 and 1999-2004. **Am J Public Health**. v. 100, n. 1, p. 100-107, 2010.

SUN, Q.; TOWNSEND, M.K.; OKEREKE, O.I.; FRANCO, O.H.; HU, F.B.; GRODSTEIN, F. Physical activity at midlife in relation to successful survival in women at age 70 years and older. **Arch Intern Med**. v. 170, n. 2, p. 194-201, 2010.

SURI, P.; KIELY, D.; LEVEILLE, S., et al. Trunk Muscle Attributes are Associated with Balance and Mobility in Older Adults: A Pilot Study. **PM R**. v.1, n. 10, p. 916-924, 2009.

TCHKONIA, T.; KIRKLAND, J.L. Aging, Cell Senescence, and Chronic Disease – Emerging Therapeutic Strategies. **JAMA**. v. 320, n. 13, p. 1319-1320, 2018.

TIKKANEN, P.; NYKÄNEN, I.; LÖNNROOS, E.; SIPILÄ, S.; SULKAVA, R.; HARTIKAINEN, S. Physical activity at age of 20-64 years and mobility and muscle strength in old age: a community-based study. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 67, p. 905-910, 2012.

TIROSH, O.; SPARROW, W.A. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. **Gait and Posture**. v. 21, p. 279-288, 2005.

VAN DIEËN, J. H.; CHOLEWICKI, J.; RADEBOLD, A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back enhance the stability of lumbar spine. **Spine**. v. 28, p. 834-841, 2003.

VAN LUMMEL, R.C.; EVERS, J.; NEISSEN, M.; BEEK, P.J.; VAN DIEËN, J.H. Older adults with weaker muscle strength stand up from a sitting position with more dynamic trunk use. **Sensores (Basileia)**. v. 18, n. 4, p. 1235, 2018.

VAN SCHOOTEN, K.S.; PIJNAPPELS, M.; RISPENES, S.M.; ELDERS, P.J.; LIPS, P.; VAN DIEËN, J.H. Ambulatory fall-risk assessment: amount and quality of daily-life gait predict falls in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 70, n. 5, p. 608-615, 2015.

VERBRUGGE, L.M.; JETTE, A.M. The disablement process. **Soc Sci Med**, v. 38, n. 1, p. 1-14, 1994.

VISSER, M.; GOODPASTER, B.H.; KRITCHEVSKY, S.B., et al. Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. 2005;60:324–333.

VLAEYEN, J.W.S.; LINTON, S.J. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. **Pain**. V. 85, n. 85, p. 317-332, 2000.

VON BONSDORFF, M.B.; RANTANEN, T.; LEINONEN, R. et al. Physical activity history and end-of-life hospital and long-term care. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v. 64 n. 7, p. 778-784, 2009.

VOS, T.; BARBER, R.M.; BELL, B.; BERTOZZA-VILLA, A.; BIRTUKOV, S.; BOLLIGER, I. et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 301 acute and chronic diseases and injuries in 188 countries, 1990-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. **Lancet**. v. 386, p. 743-800, 2015.

WALLER, K.; KUJALA, U.M.; RANTANEN, T. et al. Physical activity, morbidity and mortality in twins: a 24-year prospective follow-up. **Eur J Epidemiol**. v. 25, p. 731-739, 2010.

WEISS, C.O.; HOENIG, H.M.; FRIED, L.P. Compensatory strategies used by older adults facing mobility disability. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 9, p. 1217-1220, 2007.

WEISS, C.O.; WOLFF, J.L.; EGLESTON, B.; SEPLAKI, C.L.; FRIED, L.P. Incident preclinical mobility disability (PCMD) increases future risk of new difficulty walking and reduction in walking activity. **Arch Gerontol Geriatr**. v. 54, n. 3, p. e329-33, 2012.

WILLCOX, B.J.; HE, Q.; CHEN, R. et al. Midlife risk factors and healthy survival in men. **JAMA**. v. 296, n. 19, p. 2343-2350, 2006.

WILSON, J.D.; DOUGHERTY, C.P.; IRELAND, M.L. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**. v. 13, n. 5, p. 316-25, 2005.

WOLINSKY, F.D.; MILLER, D.K.; ANDRESEN, E.M.; MALMSTROM, T.K.; MILLER, J.P. Further evidence for the importance of subclinical functional limitation and subclinical disability assessment in gerontology and geriatrics. **J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci**. v. 60, n. 3, p. S146-51, 2005.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Aging and health**. WHO; 2018. Disponível em: <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>>.

ZIMERMAN, Gl. **Velhice. Aspectos biopsicossociais**. Porto Alegre: Artes Médicas Sul; 2007.

ANEXO 1



UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: CAPACIDADE FUNCIONAL E MOBILIDADE E SUA RELAÇÃO COM DOR LOMBAR, DEPRESSÃO, CINESIOFOBIA E MEDO DE QUEDAS EM IDOSOS

Pesquisador: CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 01350018.3.0000.5406

Instituição Proponente: Faculdade de Filosofia e Ciências/ UNESP - Campus de Marília

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.032.178

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto que avaliará a dor lombar, cinesiofobia, depressão e medo de quedas e seus efeitos na mobilidade e capacidade funcional de idosos, utilizando a força, atividade muscular, padrões de movimento e variáveis biomecânicas da marcha para avaliação de tal funcionalidade. Além disso, os pesquisadores buscam determinar quais destas variáveis são preditivas de incapacidade funcional. Serão estudados 50 voluntários idosos de ambos os sexos, que farão testes referentes as variáveis de interesse do pesquisador (cognição, equilíbrio, capacidade funcional, mobilidade, presença de dor lombar, cinesiofobia, medo de quedas, depressão, força e atividade muscular e cinemática da marcha).

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar o comportamento da dor lombar, da cinesiofobia, da depressão e medo de quedas na mobilidade e capacidade funcional de idosos, considerando a força, atividade muscular, padrões de movimento e variáveis biomecânicas da marcha. E determinar qual destas variáveis podem ser preditivos para incapacidade funcional.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com os pesquisadores não há riscos previstos, exceto desconforto gerado pelos testes. O estudo não prevê benefícios diretos aos voluntários

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP

Município: MARILIA

Telefone: (14)3402-1346

CEP: 17.525-900

E-mail: cep.marilia@unesp.br



**UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA**



Continuação do Parecer: 3.032.178

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa tem fundamentação teórica coerente com os objetivos, esta estruturada de forma adequada e é relevante para a área de estudo do pesquisador.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos apresentados de forma correta.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP da FFC da UNESP de MARÍLIA, em reunião ordinária de 21/11/2018, após acatar o parecer do membro relator previamente aprovado para o presente estudo e atendendo a todos os dispositivos das resoluções 466/2012, 510/2016 e complementares, bem como ter aprovado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido como também todos os anexos incluídos na pesquisa, resolve APROVAR o projeto de pesquisa CAPACIDADE FUNCIONAL E MOBILIDADE E SUA RELAÇÃO COM DOR LOMBAR, DEPRESSÃO, CINESIOFOBIA E MEDO DE QUEDAS EM IDOSOS.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1234931.pdf	17/10/2018 11:57:17		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.pdf	17/10/2018 11:56:49	CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI	Aceito
Folha de Rosto	FLHROSTO.pdf	17/10/2018 11:55:39	CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	autorizacao.pdf	05/10/2018 14:15:43	CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcle.pdf	05/10/2018 14:15:25	CRISTIANE RODRIGUES PEDRONI	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP

Município: MARILIA

Telefone: (14)3402-1346

CEP: 17.525-900

E-mail: cep.marilia@unesp.br



UNESP - FACULDADE DE
FILOSOFIA E CIÊNCIAS -
CAMPUS DE MARÍLIA



Continuação do Parecer: 3.032.178

Não

MARILIA, 22 de Novembro de 2018

Assinado por:
CLAUDIO ROBERTO BROCANELLI
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Hygino Muzzi Filho, 737

Bairro: Campus Universitário

UF: SP

Município: MARILIA

Telefone: (14)3402-1346

CEP: 17.525-900

E-mail: cep.marilia@unesp.br

ANEXO 2

Pontuação da Escala de Modificação de Tarefas.

Early Mobility Decline Among Community-Dwelling Older Adults

Appendix.

Scoring Task Modification Scale

	0	1	2	3	4	5
Chair rise (30, 38, and 43 cm)	Rises in a steady and controlled action	Stomps feet, rocks body, and extends arms or elbows to thighs	Scoots to the front of the chair or makes multiple attempts	Uses hands on any part of chair for assistance	Needs investigator assistance	Refuse
Stair ascent and descent	Reciprocates in a steady and controlled action	Noticeable hesitations or unsteadiness	Nonconstant brushing/grabbing or light continuous grasp of the handrail	Constant grabbing the handrail (pulling or bracing for support)	Does not reciprocate or uses the handrail	Refuse
Kneel rise	Rises from kneeling position without the use of hands	Light use of hands on chair or knee (no shift in body weight)	Forcefully uses 1 or both hands on the chair, causing a shifting of body weight	Kneels to the floor but requires assistance to rise	Cannot kneel to the floor	Refuse
Supine rise	Rises in a steady and controlled action (with or without roll to prone position)	Uses 1 or both hands on top of thigh or lightly touches chair	Bear crawl—both hands on floor, crawl into upright position	Forcefully uses 1 or both hands on the chair, causing a shifting of body weight	Needs investigator assistance	Refuse