

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Influência do treinamento de força tradicional e em condições de instabilidade
nas adaptações neuromusculares, na funcionalidade e na qualidade de vida de
idosos

Bartira Pereira Palma

São Paulo
2016

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Influência do treinamento de força tradicional e em condições de instabilidade
nas adaptações neuromusculares, na funcionalidade e na qualidade de vida de
idosos

Bartira Pereira Palma

São Paulo
2016

BARTIRA PEREIRA PALMA

Influência do treinamento de força tradicional e em condições de instabilidade
nas adaptações neuromusculares, na funcionalidade e na qualidade de vida de
idosos

VERSÃO CORRIGIDA

Dissertação apresentada à Escola
de Educação Física e Esporte da
Universidade de São Paulo, como
requisito parcial para a obtenção
do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração:
Biodinâmica do Movimento
Humano.

Orientador: Prof. Dr. Carlos
Ugrinowitsch.

São Paulo
2016

Palma, Bartira Pereira
Influência do treinamento de força tradicional e em condições
de instabilidade nas adaptações neuromusculares, na funcionalidade
e na qualidade de vida dos idosos / Bartira Pereira Palma. — São
Paulo: [s.n.], 2016.
108p.

Dissertação (Mestrado) - Escola de Educação Física e
Esporte da Universidade de São Paulo.
Orientador: Prof. Dr. Carlos Ugrinowitsch.

1. Treinamento de força 2. Idosos 3. Qualidade de vida
I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: PALMA, Bartira

Título: INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE FORÇA TRADICIONAL E EM CONDIÇÕES DE INSTABILIDADE NAS ADAPTAÇÕES NEUROMUSCULARES, NA FUNCIONALIDADE E NA QUALIDADE DE VIDA DE IDOSOS

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Data 09/03/2016

Banca Examinadora

Prof. Dr.: Carlos Ugrinowitsch

Instituição: Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr.: Cláudia Lúcia de Moraes Forjaz

Instituição: Universidade de São Paulo

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr.: André Luiz Felix Rodacki

Instituição: Universidade Federal do Paraná

Julgamento: Aprovada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 OBJETIVOS.....	3
3 REVISÃO DE LITERATURA	4
3.1 Caracterização da População de Estudo	5
3.2 Alterações neuromusculares decorrentes do envelhecimento	7
3.2.1 Sarcopenia	7
3.2.2 Alterações neurais	9
3.2.2.1 Mecanismos Inibitórios Espinhais.....	15
3.2.2.3 Inibição Pré-sináptica	19
3.2.2.4 Inibição Recíproca.....	21
3.3 Alterações na capacidade funcional decorrentes do envelhecimento.....	23
3.4 Adaptações ao treinamento de força no envelhecimento	26
3.4.1 Mecanismos do Treinamento de Força com Instabilidade	31
4 MÉTODOS.....	36
4.1 Amostra	36
4.2 Desenho Experimental.....	37
4.3 Procedimentos Preliminares	38
4.3.1 Anamnese, Mini Exame do Estado Mental, SF-36 e Inventário de Beck	38
4.3.2 Avaliações Médicas e Teste Ergométrico	39
4.3.3 Área de Secção Transversa do Quadríceps Femoral (AST).....	40
4.3.4 Teste de força dinâmica máxima.....	41
4.3.5 Contração Voluntária Isométrica Balística Máxima (CVIBM).....	41
4.3.5.1 Ativação Neural, Retardo Eletromecânico, Taxa de Desenvolvimento de Torque e Tempo de Meio Relaxamento.	42
4.3.6 Avaliação medular	45
4.3.6.1 Reflexo H.....	45
4.3.6.2 Condicionamento do reflexo H no músculo sóleo.....	46
4.3.7 Avaliação do Equilíbrio.....	47
4.3.8 Bateria de testes de funcionalidade	49
4.4 Protocolo de Treinamento	49
5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	52
6 RESULTADOS	53
7 DISCUSSÃO.....	65
8 CONCLUSÕES	74
9. REFERÊNCIAS	76

Agradecimentos

Um agradecimento especial à Evandro Peixoto, grande inspiração, sempre disponível para ajudar. Esta pesquisa não teria sido possível sem sua paciência, dedicação e disponibilidade. O parceiro que eu precisava nas horas mais felizes, e nas mais difíceis também.

Agradeço à minha família, que me ensinou a importância de estudar e se dedicar. Vocês deram todo o suporte e calma para que eu pudesse seguir em frente.

Aos colegas de laboratório por todo o aprendizado e colaboração, em especial à Carla da Silva Batista, Renato Barroso e Gilberto Laurentino pela ajuda indispensável nesta pesquisa como um todo.

À Eugênia Mattos pela colaboração no entendimento e coleta de dados de inibições medulares.

Ao Prof. Dr. Carlos Ugrinowitsch, pela confiança, paciência e todo o conhecimento disponibilizados, por sempre me incentivar a buscar mais.

Ao Prof. Dr. Valmor Tricoli e ao Prof. Dr. Hamilton Roschel pela troca de experiências, pelas disciplinas e por todo auxílio, incentivo e conhecimentos transmitidos.

Aos meus voluntários, pela dedicação e tempo disponibilizados, e por tornarem tudo isso possível.

Ao Serviço Social do Comércio (SESC) por financiar viagens para congressos, por facilitar a coleta de dados permitindo o recrutamento de indivíduos em suas unidades operacionais, e por acreditar na formação de seus funcionários.

Ao Centro de Estudos em Psicobiologia e Exercício e ao Prof. Dr. Marco Túlio de Mello, por disponibilizarem o espaço para a realização da coleta de dados.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo suporte financeiro ao projeto.

Todos esses parceiros tornaram essa jornada mais fácil.

RESUMO

PALMA, B.P. Influência do Treinamento de Força Tradicional e em Condições de Instabilidade nas Adaptações Neuromusculares, na Funcionalidade e na Qualidade de Vida de Idosos, 2016. 112f, Dissertação (Mestrado em Ciências) - Escola de Educação Física e Esportes, Universidade de São Paulo, 2016.

O treinamento de força (TF) tem sido recomendado no combate à perda de força e massa muscular comuns ao envelhecimento por promover melhorias nessas variáveis. Entretanto, essas adaptações nem sempre são revertidas em aumento da funcionalidade. Nesse sentido, o treinamento de força com instabilidade (TFI) caracteriza-se pela alta demanda de controle motor e maior sobrecarga sobre mecanismos neurais, que podem ter mais influência sobre adaptações neuromusculares que, por sua vez, tem o potencial de melhorar escores de funcionalidade e qualidade de vida (QV). Contudo, poucos estudos abordaram o tema em idosos, e esses não empregaram métodos capazes de elucidar mecanismos responsáveis pelas adaptações neuromusculares observadas. O objetivo deste estudo foi comparar os efeitos do TF e TFI nas adaptações neuromusculares, nos mecanismos inibitórios medulares, na funcionalidade e na qualidade de vida de idosos. Para tanto, 29 indivíduos ($\pm 69,8$ anos) foram balanceada e aleatoriamente alocados em três grupos, controle (GC, n=10), TF tradicional, (GF, n=10) e TF com instabilidade (GFI, n=9). GF e GFI participaram de 12 semanas de TF progressivo, duas vezes por semana, iniciando com duas séries de 10 a 12 repetições, progredindo para 4 séries de 6 a 8 repetições, realizando os exercícios agachamento, puxada pela frente, *leg press*, *chest press* e flexão plantar. O GFI realizou os mesmos exercícios com a adição de acessórios de instabilidade entre a principal base de suporte do indivíduo e o aparelho, ou o solo. O grau de instabilidade foi ajustado utilizando-se acessórios cada vez mais instáveis. Os resultados apontaram menor volume total para GFI nos exercícios agachamento (22%), *leg press* (24,8%) e flexão plantar (8,5%). Aumentos significantes na força dinâmica máxima, para GF e GFI respectivamente, em membros superiores (14,46% e 10,57%), e inferiores (15,8% e 17,6%). Aumentos no pico de torque extensor de joelho (32,7% e 30,9%), e flexor plantar (40,7% e 78,3%) para GF e GFI, respectivamente. Aumentos da taxa de desenvolvimento de torque extensor de joelho (34,42% e 48,13%,) e flexor plantar (47,66% e 81,33%,) para GF e GFI respectivamente. Redução do retardo eletromecânico, para GF e GFI respectivamente, no VM (-0,7% e -18,39%), VL (-8,97% e -16,92%), e gastrocnêmio (-9,4% e -24,21%). Aumento da RMS, para GF e GFI respectivamente, no VM (43,84% e 50,27%), VL (43,39% e 55,51%) e gastrocnêmio (68,95% e 80,56%). A funcionalidade melhorou no teste de sentar e levantar (9,44% e 24,21%) e flexão de cotovelo (12,7% e 24,5%), para GF e GFI respectivamente. Os mecanismos inibitórios medulares, o equilíbrio e QV não apresentaram aumentos significantes e isso foi atribuído a alta variabilidade intra-sujeitos, aos fatos de os indivíduos não apresentarem déficit no equilíbrio, e de a variável ser multifatorial, respectivamente. O teste de tamanho do efeito apontou vantagem para GFI no REM do VM, do gastrocnêmio, e no T1/2R dos flexores plantares. Concluímos que o TFI pode ser uma alternativa ao TF, por questões motivacionais ou de variação de exercícios, ou em substituição ao TF quando se deseja melhorar as variáveis que apresentaram vantagem ou treinar com menor VT.

ABSTRACT

PALMA, B.P. **The Influence of Traditional Strength Training and Strength Training with Instability on Neuromuscular Adaptations, Functionality and Quality of Life of Elderly**, 2016, 112p, Dissertation (Master's Degree in Sciences) - School of Physical Education and Sports, University of São Paulo, 2016.

Strength training (ST) is widely recommended for improving strength and muscle mass that accompany normal aging. However, these neuromuscular adaptations do not always result in functional capacity improvement. Thereby, instability strength training (IST) can be an option due to its high motor control requirement and possible higher stress on motor control mechanisms and neural adaptations. Thus IST has the potential to affect more functionality and quality of life (QL) than ST. Therefore, the aim of this study was to compare the effects of traditional ST and IST on neuromuscular adaptations, on spinal inhibitory mechanisms, on functionality and on quality of life of elderly. Thus 29 subjects ($\pm 69,8$ years) were randomly allocated into a ST group (STG n=10), an instability ST group (ISTG n=9), and a control group (CG n=10). STG and ISTG underwent a 12 week progressive ST, twice a week, starting with 2 sets of 10 to 12 repetitions and progressing to 4 sets of 6 to 8 repetitions. The exercises performed included squats, lat pulldown, leg press, chest press and plantar flexion. On IST instability devices were positioned between the subject's main base of support and the ground or the machine's base of support. The instability degree was gradually increased using more unstable devices. The results showed significantly lower total volume (TV) values for ISTG on squat, leg press and plantar flexors exercises (22%, 24,8% and 8,5%, respectively). Increases on maximal dynamic strength, both for upper limbs (14,46% and 10,57%), and lower limbs (15,8% and 17,6%) for STG and ISTG, respectively. Increases on knee extensors (32,7% and 30,9%) and plantar flexors (40,7% e 78,3%) peak torques, for STG and ISTG, respectively. Increases on knee extensors (34,42% and 48,13%), and plantar flexors (47,66% and 81,33%) rate of torque development, for STG and ISTG, respectively. Significant reductions on *vastus medialis* (18,39% for ISTG), *vastus lateralis* (8,97% and 16,92%), and *gastrocnemius* (24,21% for ISTG) electromechanical delay, for STG and ISTG, respectively. Furthermore, RMS significantly increased on *vastus medialis* (43,84% and 50,27%), *vastus lateralis* (43,39% and 55,51%), and *gastrocnemius* (68,95% and 80,56%) for STG and ISTG, respectively. Additionally, sit to stand test showed significant improvement (9,44% and 24,21% for STG and ISTG, respectively), as well as elbow flexors test (12,7% e 24,5% for STG and ISTG, respectively). Spinal inhibitory mechanisms, balance and quality of life did not change from pre to post test. This was attributed to high intrasubjects variability and to the facts that the subjects didn't show deficits on this variable and that the variable is multifactorial, respectively. Effect size showed better results for VM and *gastrocnemius* REM, and for plantar flexors half relaxation time. Thus, we conclude that IST is an alternative for ST for motivational purposes or to vary the exercises, or it can substitute ST when it is important to improve the variables that showed advantage on IST or to train with less TV.

Furthermore, no study has discussed the effects o IST on neuromuscular adaptations. This way, this study shows innovative results.

1 INTRODUÇÃO

A população de idosos cresce no mundo todo e, no Brasil, o quadro não é diferente. A projeção do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística é que a quantidade de idosos passará de pouco mais de 19 milhões em 2010, para pouco mais de 29 milhões em 2020. Além disso, a esperança de vida ao nascer também vem apresentando aumentos, com média de 62,7 anos em 1980, 72,8 anos em 2008 e, a projeção é que em 2020 a média seja de 76,7 anos (IBGE, 2008, 2010, 2013). Portanto, teremos uma maior quantidade de idosos vivendo por mais tempo e eles necessitarão manter a independência e a qualidade de vida ao longo do ciclo de vida. Além disso, a manutenção da independência implica em menores gastos com saúde por parte do poder público, do idoso e de sua família, agregando qualidade de vida às pessoas ao seu redor (CHAIMOWICZ, 1997; NÓBREGA et al., 1999; ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2005; ROGERS; CORDEIRO; PERRYMAN, 2014).

De acordo com o Centro Nacional de Estatística para a Saúde, aproximadamente 84% dos indivíduos com 65 anos ou mais apresentam dependência para realizar atividades da vida diária (AVDs) e maior risco de institucionalização (NÓBREGA et al., 1999). Lang et al. (2010) ressaltam que a perda de mobilidade, decorrentes de declínios fisiológicos comuns ao processo de envelhecimento, é um dos fatores determinantes para que os idosos necessitem de cuidadores ou institucionalização (LUPPA et al., 2010), fato que custou 183 milhões de dólares para o governo do Estados Unidos em 2010. Nesse sentido, entender as necessidades dos idosos é crucial para o desenvolvimento de estratégias que promovam melhorias na capacidade de realizar as AVDs (i.e. capacidade funcional) e na qualidade de vida (QV).

Dentre os declínios fisiológicos associados à perda de capacidade funcional dos idosos, pode-se citar os declínios no sistemas muscular e neural, como a redução da quantidade e do tamanho de fibras musculares esqueléticas, e a redução no grau de ativação dos motoneurônios α , respectivamente (LEXELL; TAYLOR; SJOSTROM, 1988; ENOKA, 1997).

Esses declínios produzem redução da área de secção transversa (AST) muscular (ENOKA, 2003; DOHERTY, 2003; MORLEY, 2012), uma acentuada redução da força dinâmica máxima e da taxa com que o torque é produzido (taxa de desenvolvimento de torque [TDT]) nos músculos dos membros inferiores (LAROCHE et al., 2010), além do aumento no tempo entre o início da atividade elétrica e a resposta muscular (retardo eletromecânico [REM]) (KIM et al., 2011), do o tempo necessário para que a quantidade máxima de torque que o indivíduo conseguiu produzir (pico de torque [PT]) decline até a metade (i.e. tempo de

meio relaxamento [T1/2R]), além de redução da inibição pré-sináptica (IPS) e da inibição recíproca (IR). Em conjunto, essas variáveis podem ser englobadas em um termo genérico, definido aqui, como capacidade de produção de força, que se mostra então reduzida em idosos.

Especificamente a IPS e a IR (mecanismos inibitórios espinhais), são encarregados da modulação da ativação de grupos musculares agonistas e antagonistas, respectivamente (MYNARK; KOCEJA, 2001). Por exemplo, a IPS modula o reflexo H (contração muscular reflexa decorrente de estímulo elétrico em fibras aferentes, que ativarão os motoneurônios do músculo em questão) de acordo com a demanda da tarefa. Em uma situação de maior instabilidade postural, indivíduos adultos saudáveis apresentam um aumento da IPS, inibindo o reflexo H, conferindo ao *drive* supra espinhal maior controle sobre as mudanças posturais (CRONE, 1993; BUTCHART et al., 1993; KOCEJA; MARKUS; TRIMBLE, 1995; MYNARC; KOCEJA, 2001). Essa modulação da IPS parece ser menos eficiente em idosos, principalmente em situações com elevada demanda por controle motor, como por exemplo quando se passa da posição deitada para em pé (KOCEJA; MYNARK, 2000; CHALMERS; KNUTZEN, 2002). Já a IR inibe os motoneurônios α do grupo muscular agonista (MYNARK; KOCEJA, 2001). Kido; Tanaka; Stein (2004) observaram reduções da IR em idosos quando comparados a jovens, tanto em postura estática, quanto dinâmica. Essa redução pode ser um dos motivos do aumento da co-contração em idosos, fato que pode reduzir a capacidade de produção de força (HAKKINEN et al., 1998) e amplitude de movimento (MYNARK; KOCEJA, 2001) nessa população.

Adicionalmente, esses declínios poderão provocar um aumento na incidência de quedas em idosos (ORR, 2008, 2010). As quedas aumentam a probabilidade desses indivíduos sofrerem fraturas de quadril e fêmur, consideradas como a maior causa de institucionalização precoce e morbi-mortalidade nessa população (RUBENSTEIN, 2006; SIQUEIRA et al., 2007; DEL DUCA; ANTES; HALLAL, 2013). Dessa forma, estratégias que possam mitigar os declínios neuromusculares observados em idosos têm o potencial de manter a funcionalidade, melhorar a QV e diminuir o risco de quedas. Nesse sentido, o TF, conhecido por causar adaptações neuromusculares como aumento do PT, da ativação muscular de agonistas e da TDT, tem sido empregado como uma das principais estratégias na minimização dos efeitos deletérios causados pelos declínios neuromusculares observados em idosos saudáveis (MISZKO et al., 2003; HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; ORR, 2008; PERSCH et al., 2009), com baixa capacidade funcional, frágeis e institucionalizados (FIATARONE et al., 1990; FAHLMAN et al., 2011). No entanto, alguns estudos têm observado que as adaptações

neuromusculares promovidas pelo TF convencional nem sempre melhoram a funcionalidade dos idosos (EARLES et al., 2001; PIJNAPPELS et al., 2008; WALLERSTEIN, 2009). Dessa forma, estratégias alternativas com potencial de promover tal melhora são necessárias. Uma das atividades com tal potencial é o treinamento de força realizado em condições de instabilidade (TFI).

Os exercícios empregados no TFI são realizados utilizando-se acessórios que promovam instabilidade entre o ponto de aplicação de força e a principal base de suporte do indivíduo (ANDERSON; BEHM, 2004; BEHM; COLADO, 2012). Realizar um exercício sobre uma base instável impõe maior solicitação aos sistemas envolvidos com a produção de força muscular e controle postural devido às constantes mudanças na posição do centro de pressão (COP) decorrentes das acelerações do centro de massa durante a realização do exercício. Para manter o equilíbrio, o indivíduo precisa produzir altos níveis de força muscular, modular os níveis de co-contração em diversas articulações, além de gerenciar o rápido recrutamento e desrecrutamento de grupos musculares agonistas e antagonistas, posturais ou não (BEHM et al., 2010), a fim de evitar deslocamentos excessivos do centro de massa corporal e, consequentemente, a perda de equilíbrio.

No entanto, os estudos existentes sobre TFI contaram apenas com amostras de adultos saudáveis (KIBELE; BEHM, 2009; BEHM; COLADO, 2012), ou com comprometimento funcional (SILVA-BATISTA et al., 2014). Então, poucas são as evidências empíricas que sustentam uma eficiência e que tentem explicar a maior eficiência do TFI em relação ao TF convencional em idosos. Portanto, este estudo baseia-se na hipótese de que a maior sobrecarga sobre os mecanismos de modulação da capacidade de produção de força e sobre a necessidade de controle motor conferida pelo TFI promoverá respostas mais expressivas na capacidade de produção de força do que o TF tradicional, produzindo maiores incrementos nos escores de risco de queda, dos testes de funcionalidade e de qualidade de vida de idosos.

2 OBJETIVOS

Geral:

Comparar os efeitos dos treinamentos de força tradicional e com instabilidade nas adaptações neuromusculares, nos mecanismos inibitórios medulares, na funcionalidade e na qualidade de vida de idosos.

Específicos:

Comparar os efeitos de 12 semanas dos treinamentos de força tradicional e com instabilidade em idosos sobre:

- O volume total de treinamento;
- A área de secção transversa do quadríceps femoral;
- A força dinâmica máxima dos membros inferiores e superiores;
- O pico de torque isométrico balístico máximo dos músculos extensores do joelho e flexores plantares;
- A taxa de desenvolvimento de torque dos músculos extensores do joelho e flexores plantares;
- O retardo eletromecânico dos músculos vasto medial, vasto lateral e gastrocnêmio;
- O tempo de meio relaxamento dos músculos extensores do joelho e flexores plantares;
- A ativação muscular (eletromiografia) dos músculos vasto medial, vasto lateral e gastrocnêmio;
- O nível de inibição pré-sináptica do músculo sóleo;
- O nível de inibição recíproca do músculo sóleo;
- O equilíbrio;
- A funcionalidade;
- A qualidade de vida;

3 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão abordará alguns tópicos relacionados ao envelhecimento e ao treinamento de força tradicional e com instabilidade para idosos. Dentre eles, as características mais relevantes da população de onde a amostra foi recrutada, levando em consideração dados epidemiológicos brasileiros, as alterações neuromusculares decorrentes do processo de envelhecimento passíveis de adaptações decorrentes de intervenções como o TF e o TFI, as alterações na capacidade funcional que ocorre em idosos em decorrência das alterações neuromusculares, as principais adaptações ao treinamento de força em idosos, ressaltando os principais estudos nessa área e os possíveis mecanismos que poderiam ser responsáveis pelas adaptações observadas após a realização do treinamento de força com instabilidade.

3.1 Características da População de Estudo

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (2005), idoso é aquele indivíduo com 60 anos ou mais (2005). O envelhecimento é um processo marcado por declínios de diversas ordens. Esta é uma fase do desenvolvimento onde alterações fisiológicas, cognitivas e comportamentais podem reduzir a mobilidade e prejudicar a capacidade de realização das atividades da vida diária (AVDs) (i.e. capacidade funcional), comprometendo a autonomia do idoso e podendo levá-lo à institucionalização (SANTOS; ANDRADE; BUENO, 2009; ROGERS; CORDEIRO; PERRYMAN, 2014).

Para Pavarini (1996) o idoso institucionalizado apresenta maior risco de depressão, perda de contato com a realidade, despersonalização, além de um senso de isolamento da sociedade. Evitar a necessidade de institucionalização torna-se importante nesse sentido. Dessa forma, a manutenção da autonomia e independência funcional deve permear todas as ações e estratégias desenvolvidas por profissionais da área da saúde, como fisioterapeutas e profissionais da área de Educação Física, acreditando que a melhor estratégia seja a de prevenção da perda, porém o desenvolvimento de estratégias para a recuperação da capacidade funcional daqueles que já sofreram perdas também é de grande relevância.

Nesse sentido, dois conceitos são importantes, o de fragilidade e o de incapacidade. Geralmente eles são empregados como sinônimos, mas como apontam Campbell; Buchner (1997), Paw et al. (1999) e Fried; Walstom; Ferrucci (2009), são dois termos distintos, e o conhecimento sobre suas definições delineará as intervenções propostas no sentido de combater seus efeitos deletérios. Assim, a fragilidade é definida como uma síndrome biológica resultante da baixa reserva fisiológica e declínios nos diferentes sistemas do organismo, além de baixa resistência a fatores estressores, caracterizada por uma convergência de condições e incapacidades que levará o idoso à um limiar onde qualquer acontecimento inesperado poderá desestabilizar sua saúde, aumentando a vulnerabilidade e o risco de perda de função. Já incapacidade refere-se à perda de função, ou seja, o idoso já não apresenta mais capacidade e autonomia para a realização de algumas ou de todas as AVDs, assim, esse indivíduo já ultrapassou o limiar da fragilidade (CAMPBELL; BUCHNER 1997; FRIED et al., 2001; LEE; HECKMAN; MOLNAR, 2015).

Essas definições possibilitam uma melhor organização de intervenções. Por exemplo, intervenções voltadas para a fase em que o indivíduo não apresenta indicadores de fragilidade devem ter foco na prevenção de declínios que o levariam a apresentar esse quadro. Quando o

indivíduo já apresenta sinais de fragilidade, as intervenções teriam que enfatizar a minimização dos principais declínios apresentados e a prevenção de que outros ocorram. Agora, quando o indivíduo encontra-se já em estado de incapacidade, as intervenções deveriam proporcionar condições para que esse indivíduo recupere, pelo menos parcialmente, a sua autonomia nas atividades mais básicas, como vestir-se e levantar-se de uma cadeira.

Tendo em vista que os declínios fisiológicos configuram um acontecimento normal no processo de envelhecimento, e que ocorrerão mesmo nos idosos que se mantiverem ativos (SAKUMA; AOI; YAMAGUCHI, 2014), estratégias para que eles não se tornem incapacitantes são necessárias, haja vista que, de acordo com Drachman (1997), os mecanismos biológicos responsáveis pelos declínios são passíveis de serem alterados através de intervenções que visem interromper um processo em andamento, ou reverter um processo já instalado. Consequentemente, a perda de independência não é um processo normal durante o envelhecimento (ROGERS; CORDEIRO; PERRYMAN, 2014), e estratégias de prevenção podem ser traçadas a partir do conhecimento dos possíveis fatores determinantes desse quadro, a saber: função músculo esquelética, capacidade aeróbica, funções cognitiva, neurológica e interativa, além de estado nutricional (CAMPBELL; BUCHNER, 1997). Essas estratégias se tornam ainda mais importantes quando se pensa no crescimento consistente da população de idosos no Brasil. Dados do IBGE (2008) mostraram que em 2010 a projeção era que haveriam 19.282.049 idosos no Brasil. A projeção é que em 2020 teremos 28.321.799 idosos. Com certeza, esse acréscimo na população de idosos representará um grande aumento nos gastos com saúde, caso esses indivíduos atinjam essa faixa etária em estado de fragilidade ou incapacidade.

Além do aumento da quantidade de indivíduos com 60 anos ou mais, o avanço tecnológico, o desenvolvimento do tratamento para diversas doenças infecciosas, além da melhora das condições de vida e das medidas de saúde pública para essa faixa etária propiciaram um aumento na expectativa de vida. Por volta do ano 2000, a expectativa de vida rompeu a barreira dos 70 anos, e em 2012 era de 74,6 anos para ambos os sexos, de acordo com pesquisas do IBGE (2012). Porém, é necessário que os anos adicionais vividos por esses idosos tenham qualidade, e os hábitos cotidianos desses indivíduos influenciarão diretamente como viverão a velhice (DRACHMAN, 1997; IBGE, 2010). De acordo com a Organização Mundial de Saúde (2002), a manutenção de um estilo de vida ativo, que inclui a prática de exercícios físicos, pode ser crucial para preservação da independência e qualidade de vida.

3.2 Alterações neuromusculares decorrentes do envelhecimento

3.2.1 Sarcopenia

Os declínios fisiológicos que acompanham o processo de envelhecimento provocam alterações neuromusculares importantes. Dentre elas, a sarcopenia, que significa "falta de carne" (MORLEY, 2012), pode trazer consequências debilitantes. Rosenberg (1989) foi quem atribuiu ao fenômeno da perda de massa muscular decorrente do processo de envelhecimento o termo sarcopenia. Atualmente ela é entendida não só como perda de massa muscular, como também de força muscular (STEWART; SAUNDERS; GREIG, 2014; ROSENBERG, 2011; BOER et al., 2007; DOHERTY, 2003; MORLEY et al., 2001). Morley et al. (2001) propõem um indicador da presença de sarcopenia, que seria o indivíduo apresentar valores de massa muscular 2 desvios padrão abaixo da média, medida através de ressonância magnética, e de acordo com o sexo. Os valores de referência são para adultos jovens, com média de idade de 29 anos.

Clark; Manini, (2008) propõem uma classificação diferente, sugerindo que a nomenclatura para perda de força muscular (dinapenia) seja diferente da relacionada à perda de massa muscular (sarcopenia). Os autores discutem o fato de que o termo sarcopenia foi criado para descrever a perda de massa muscular, e que atualmente, com a evolução do conhecimento na área, percebeu-se que essa perda não explica totalmente a perda de força muscular, que era no que se acreditava na época de criação do termo. Então, esses são dois processos diferentes, mas que tem relação entre si, não necessariamente de causalidade, já que o que se observa é a desproporcionalidade entre uma e outra, com perda de força muito maior do que perda de massa muscular. De uma forma ou de outra, é consenso entre os autores citados que a dinapenia e a sarcopenia não ocorrem separadamente, e que ambas podem acarretar em fragilidade e perda de autonomia na realização das atividades da vida diária (AVDs) (DOHETRY, 2003; MORLEY, 2012; KIM; WILSON; LEE, 2012).

Nesse sentido, considerando o aumento da esperança de vida ao nascer (IBGE, 2012) e o fato de a prevalência da sarcopenia ser mais alta em idosos mais velhos (um em cada dois indivíduos com 80 anos ou mais, comparado aos 5% em idosos com 65 anos) (MORLEY, 2012), essa variável apresenta grande relevância. Por isso, de acordo com Clark; Manini (2010), desde a criação do termo sarcopenia em 1989, esforços tem sido empregados a fim de se compreender os mecanismos biológicos envolvidos e determinar as consequências funcionais dessa alteração morfológica, além de se traçar estratégias para combatê-la, pois a

quantidade de idosos que apresentam esse problema é grande e, evitar as consequências de um estado avançado desta condição, como quedas, fraturas e institucionalização, é crucial para manter a QV dessas pessoas.

Porém, apesar de ser largamente estudada nessa população, há indícios de que o início da perda de massa muscular ocorra bem antes dos 60 anos de idade. Por exemplo, Lexell et al. (1988) concluíram que a perda de massa muscular acelera após os 25 anos de idade, e atinge a maior velocidade aos 60 anos de idade depois de analisarem a AST do músculo vasto lateral de 43 cadáveres, com idade entre 15 e 83 anos, e encontrarem indícios de início da perda de massa muscular por volta dos 25 anos de idade. Apesar de ter sido realizado com cadáveres, esse estudo fornece um indício de que a sarcopenia inicia mais cedo do que a maioria dos estudos mostra. Após este estudo, muitos outros reportaram a perda de massa muscular ao longo do processo de envelhecimento. Reduções na AST de aproximadamente 40% entre os 20 e 60 anos de idade têm sido apontadas na literatura (DOHERTY; VANDERVOORT; BROWN, 1993; PORTER; VANDERVORRT; LEXELL, 1995; VANDERVOORT, 2002; DOHERTY, 2003); Wang; Bay (2012) mencionam perdas de 50% entre os 20 e os 80 anos e, afirmam ainda que é esperada uma perda de 1 a 2% de massa muscular por ano após os 50 anos. Assim, existem algumas evidências de que a sarcopenia pode ter início antes da velhice, o que pode ser importante para o desenvolvimento de estratégias de prevenção de seus efeitos ao longo do ciclo da vida.

As causas da sarcopenia podem ser várias, caracterizando-se como um processo multifatorial (KIM; WILSON; LEE, 2010; DOHERTY, 2003), o que determina que uma única estratégia de prevenção ou tratamento pode não ser eficiente, fazendo-se necessárias intervenções em diversos setores da vida do indivíduo, como nutrição e alterações hormonais, por exemplo. Isso porque fatores como má nutrição, diminuição do nível de atividade física, diminuição da resposta catabólica e anabólica, além de alterações na concentração extracelular de aminoácidos podem influenciar o desenvolvimento da sarcopenia (DOHERTY, 2003; MORLEY et al., 2001). Entretanto, algumas evidências se fazem presentes. De acordo com Doherty (2003), dados de biópsia muscular tem mostrado que uma das causas da atrofia muscular relacionada à sarcopenia é a redução do tamanho das fibras musculares do tipo II. Além da redução do tamanho, também há indícios de redução na quantidade de fibras, causada por apoptose (LEXELL, 1997; ENOKA, 1997).

Lexell et al. (1988) fez a observação de que existe uma seletividade na perda de fibras musculares e, as do tipo II são as mais afetadas. Porém, também ocorre atrofia das fibras do tipo I, mas em menor proporção. Dentre os subtipos de fibras, as do tipo II são as que

possuem maior capacidade de gerar tensão e velocidade de encurtamento (IZQUIERDO et al., 1999). Por isso, a redução no tamanho e quantidade dessas fibras pode representar perda de funcionalidade, já que muitas AVDs demandam a produção de força com velocidade para uma execução segura e eficiente, como subir escadas ou levantar de uma cadeira, por exemplo (CASEROTTI, 2010).

Visto que na massa muscular está contido o tecido contrátil, é possível sugerir que a redução na AST seja proporcional à redução da força muscular (BRUCE; NEWTON; WOLEDGE; 1989; JUBRIAS et al., 1997). A força mostra decréscimo estável a partir dos 60 anos. Na verdade, testes de força isométrica têm mostrado que declínios nessa variável não se tornam importantes antes dos 60 anos de idade (VANDERVOORT, 2002). Ferrucci et al. (1997) relatam que a perda de força é maior do que a perda de massa muscular depois dos 50 anos. Então, parece que o indivíduo começa a perder massa muscular à partir dos 25-30 anos de idade e, ao chegar aos 60 anos, a perda de força se torna importante e, os dois fatores em conjunto, aumentam a chance de o indivíduo se tornar frágil.

O fato de a perda de força não ser completamente explicada pela redução da AST sugere que outros fatores devem estar envolvidos nesse processo (VANDERVOORT, 2002; DOHERTY, 2003; CLARK; MANINI, 2008). De fato, alguns estudos tem mostrado que a perda de massa muscular explica uma pequena parte da perda de força muscular. Hughes et al. (2001), em um estudo longitudinal, demonstraram que a perda de força foi tão superior à perda de massa muscular que esta última explicou apenas 5% da perda de força. Goodpaster et al. (2006), também em um estudo longitudinal, observaram que a força e a massa muscular de membros inferiores estavam correlacionadas, mas não alteravam na mesma velocidade. Na verdade, manter ou até ganhar massa muscular não evitou a perda de força. Desse modo, parece haver outros fatores que influenciam a perda de força e, estudos nessa área podem contribuir para a compreensão dos processos biológicos envolvidos nos declínios fisiológicos, além de auxiliar no estabelecimento de prioridades no planejamento de programas de treinamento para esta população.

3.2.2 Alterações neurais

Dentre os fatores que podem estar relacionados com a redução da força muscular estão as alterações neurais, como redução da quantidade de unidades motoras (UM), a diminuição da velocidade de condução elétrica nos neurônios (LAURETANI et al., 2006), redução da taxa de disparos das unidades motoras (KAMEN, 2005, CONNELLY et al., 1999), aumento da

co-contração, alterações no drive central (VANDERVOORT, 2002; CLARK; MANINI, 2010; ARNOLD; BAUTMANS, 2014), entre outras.

Nesse aspecto, a redução de UM tem um papel importante na medida em que ela representa o componente central do sistema motor. Ela é compreendida pelo motoneurônio, o seu corpo celular, localizado na raiz anterior da medula espinhal, o seu axônio, e todas as fibras musculares inervadas por ele (LEXELL, 1997). Esse é o neurônio que recebe a informação eferente com o estímulo para a contração muscular. A perda de uma UM devido ao processo de envelhecimento afeta outras UMs, uma vez que as fibras denervadas morrerão caso não sejam reinervadas por um novo motoneurônio, e isso terá inevitavelmente algum efeito sobre as fibras musculares por ele inervadas (LEXELL, 1997). Essas fibras sofrem um processo de denervação e reinervação devido a redução da quantidade de UM funcionais. Nesse processo, em um primeiro momento a denervação é compensada pela reinervação, que ocorre quando uma UM próxima reinerva as fibras musculares que perderam o seu motoneurônio. Porém, com o avançar do envelhecimento esse processo se descompensa, fazendo com que fibras denervadas morram e dêem lugar a tecido fibroso e gorduroso. Assim, esse processo está intimamente ligado à perda de fibras musculares, afetando diretamente a contratilidade do músculo esquelético e, consequentemente, produzindo a perda de força muscular (LEXELL, 1997; ENOKA, 1997).

Além disso, frequentemente as fibras de contração rápida denervadas são reinervadas por UMs de contração lenta. Nesse sentido, Connelly et al. (1999) verificaram que, apesar de terem coletado aproximadamente a mesma quantidade de frequências de disparo do tibial anterior de adultos e idosos, estes últimos apresentaram valores menores nessa variável, o que indica menor quantidade de UMs de contração rápida em um músculo com predominância de fibras do tipo II. Dessa forma, parece que, nesses casos, o que ocorre é uma reorganização na distribuição dos tamanhos das UMs que inervam cada músculo, já que as que sobrevivem são, em sua maioria, de contração lenta. Assim, ocorre uma alteração na estratégia para a modulação da produção de força de acordo com a demanda (ENOKA, 1997), além de uma diminuição na capacidade do indivíduo realizar tarefas cujas demandas de produção de força exijam contrações musculares rápidas ou sobrecarga (HUNTER; MCARTHY; BAMMAN, 2004).

Nesse contexto, este remodelamento de fibras musculares e UMs pode ser corroborado pela redução da frequência de disparos da UM em idosos reportada na literatura, já que UMs de contração rápida possuem maior frequência de disparo (CONNELLY et al., 1999; KAMEN, 2005; TUDORACŞCU et al., 2014). Tudoracşcu et al. (2014) apontam que estudos

que compararam a taxas de disparo das UMs de jovens e idosos são bastantes contraditórios, uns mostrando diferenças e outros não. Contudo, Connelly et al. (1999) verificaram que as frequências de disparo de idosos em diferentes níveis de torque (10, 25, 50, 75 e 100%) aferidos durante uma contração voluntária máxima eram显著mente mais baixas em quando comparadas à de indivíduos adultos, em todos os níveis de torque. De Luca (1987) demonstrou que a força muscular é modulada tanto pela quantidade de unidades motoras ativas quanto pela frequência de disparo das mesmas. Em relação a esse último fator, De Luca (1987) demonstrou que uma vez que as unidades motoras disponíveis são recrutadas a única forma de se aumentar a força muscular é através do aumento na frequência de disparo das mesmas. Assim, a perda de motoneurônios com elevada frequência de disparo (i.e. fáscicos) pode ser um dos fatores associados à diminuição da capacidade de produção de força em idosos.

Adicionalmente, a produção de força também pode ser prejudicada pela redução da velocidade de condução elétrica no axônio. Dalpozzo et al. (2002) reportam redução da velocidade de condução máxima do axônio motor em idosos, mas não da mínima. De acordo com os autores, isso sugere a perda de axônios com alta velocidade de condução, que inervam as fibras de contração rápida, o que corrobora com as evidências de que idosos perdem mais fibras musculares do tipo II .

As alterações neurais poderão provocar perda de funcionalidade do aparato contrátil. Variáveis como pico de torque (PT), taxa de desenvolvimento de torque (TDT), retardo eletromecânico (REM), tempo de meio relaxamento ($T\frac{1}{2}R$) e ativação muscular voluntária de membros inferiores são comprometidas no processo de envelhecimento (LAROCHE et al., 2009). Estas variáveis estão relacionadas à maior eficiência na realização de AVDs e, por isso, essas alterações podem provocar efeitos deletérios na funcionalidade de idosos. Por exemplo, o PT indica a magnitude do torque gerado, portanto, a redução do PT está relacionada à redução da força muscular. Por sua vez, a TDT, indica a velocidade com que o indivíduo pode gerar torque (ROBINOWITCH et al., 2002, BENTO et al., 2010). Nesse sentido, Bento et al. (2010) compararam o PT e a TDT das articulações de membros inferiores de idosos com histórico de quedas com aqueles sem esse histórico, além de verificar se essas variáveis correlacionavam-se ao número de quedas. Os resultados mostraram que a TDT se mostrou preditora de quedas, diferentemente do PT. Então, produzir força suficiente para realizar a tarefa é importante, como aponta Perry et al. (2007) quando menciona que qualquer movimento dependerá da capacidade do músculo de gerar força ou potência crítica para fazê-lo e, quanto mais próximo a força máxima do indivíduo se encontra desse valor crítico, mais

difícil será para realizar e controlar o movimento. No entanto, tão importante quanto conseguir produzir força suficiente é controlar essa força para atingir o objetivo, e isso garantirá a qualidade da execução do movimento e, nesse sentido, a TDT tem papel importante no controle motor uma vez que diversas AVDs demandam uma rápida produção de força (BENTO et al., 2010; CROCKET et al., 2013).

Além da TDT, o REM também é importante para uma resposta muscular rápida. Ele representa o intervalo de tempo entre o início da atividade eletromiográfica muscular e o início da produção de torque (CAVANAGH; KOMI, 1979; KIM et al., 2011). Assim, quanto maior o REM, mais tempo existe entre o momento em que a musculatura é ativada devido a um estímulo elétrico e o momento em que ocorre o movimento de um segmento corporal. Pode ser entendido como o tempo necessário para que ocorra o acoplamento excitação-contração (AEC) e para que o complexo músculo-tendão seja tensionado, i.e. *stiffness* (CONCHOLA et al., 2013; LIBARDI et al., 2014).

Boncompagni et al. (2006) sugere que o envelhecimento provoca alterações no AEC, entendido como os eventos que ocorrem desde a geração do potencial de ação até a liberação do Ca²⁺ do retículo sarcoplasmático, e que isso pode gerar uma redução na performance muscular, aumentando o REM e reduzindo a TDT, por exemplo, visto que uma alta TDT dependerá, também, da integridade do REM. O *stiffness* pode ser um fator de influência importante para o REM (SASAKI; SASAKI; ISHII, 2011), e foi sugerido na literatura que o envelhecimento pode reduzir o *stiffness* (KARAMANIDIS; ARAMPATZIZ, 2006). Dessa forma, essas alterações no AEC e no *stiffness* podem contribuir com a redução da performance funcional de idosos pois, apesar de ser uma pequena alteração, idosos geralmente possuem capacidade funcional reduzida, o que significa que podem estar sempre perto do seu limite funcional, e qualquer alteração, mesmo que pequena, pode ter grandes consequências funcionais (CONCHOLA; THOMPSON; SMITH, 2013).

Nesse sentido, Boncompagni et al. (2006), Morse et al. (2005) e Rack et al. (1983) acreditam que um REM aumentado pode reduzir a sensibilidade proprioceptiva, alterando a capacidade de idosos responderem a estímulos como obstáculos inesperados, por exemplo. Zouh et al. (1995) avaliaram o REM em diferentes faixas etárias e encontraram valores maiores no grupo de idosos em relação às crianças, aos adolescentes, jovens e adultos, o que suporta essa suposição.

O REM aumentado juntamente com uma TDT reduzida pode significar, por exemplo, maior risco de quedas, já que nesse cenário o indivíduo poderá não ser capaz de apresentar uma resposta em tempo adequado para recuperar o seu equilíbrio após um tropeço, resultando

em maior risco de lesões. No entanto, a literatura ainda mostra resultados contraditórios em relação ao REM na população de idosos. Por exemplo, Libardi et al. (2014), com o intuito de compreender os efeitos do processo de envelhecimento sobre o PT, a TDT e o REM, avaliaram os músculos extensores do joelho de jovens, adultos de meia idade e idosos. O PT e a TDT foram maiores em jovens do que em adultos de meia idade e idosos. Porém, para o REM não houve diferença significante entre os grupos. Por isso, os autores concluíram que o envelhecimento tem efeito sobre PT e TDT, mas não sobre o REM.

Contradicoriatamente, Conchola; Thompson; Smith (2013) avaliaram a resposta do REM dos extensores e flexores de joelhos de jovens e idosos durante o período de recuperação de uma tarefa onde foi induzida a fadiga desses músculos. Para ambas as faixas etárias o REM sofreu aumentos após o protocolo de indução à fadiga. Além disso, em uma comparação entre músculo e idade, os autores reportaram maiores valores de REM para os extensores de joelho somente em idosos. Adicionalmente, como resposta ao protocolo de fadiga, o REM dos flexores de joelho apresentou recuperação mais lenta do que os extensores de joelho, o que sugere que essa resposta não ocorre de forma homogênea entre os grupos musculares. No entanto, os autores não observaram diferença entre as faixas etárias no que diz respeito à recuperação do protocolo de fadiga. Entretanto, os autores reportaram os resultados combinando os valores obtidos para os grupos experimentais, uma vez que não houve diferença entre os grupos, o que não permite observar o comportamento da variável para cada grupo separadamente.

Outro componente da capacidade de produção de força que pode sofrer alterações com o processo de envelhecimento é o $T_{\frac{1}{2}R}$, que representa a velocidade de declínio da força após o cessar do potencial de ação (ENOKA, 2003), e pode ser definido como o tempo necessário para que o PT decline até a metade (CANNON et al., 2008). Sua importância reside no fato dele poder refletir alterações no ciclo de contração e relaxamento muscular, além de fornecer informações sobre a eficiência do músculo em relaxar. O controle postural, por exemplo, exigirá sequências de rápidas contrações e relaxamentos musculares a fim de manter a linha de projeção do centro de massa dentro da base de suporte (BEHM et al., 2010). Desse modo, essa variável pode refletir a eficiência de um dos mecanismos de controle motor.

Os mecanismos envolvidos com a desaceleração do relaxamento do músculo em idosos podem envolver problemas nos seguintes processos: 1. captação do Ca^{2+} pelo retículo sarcoplasmático (RS); 2. velocidade de dissociação do Ca^{2+} da troponina; 3. taxa de dissociação da ponte cruzada, desconectando a actina da miosina; 4. parâmetros viscoelásticos dos músculos (DUX, 1993; HUNTER et al., 1999). De acordo com Larsson; Salviati (1989) a

desaceleração do relaxamento do músculo esquelético de ratos idosos ocorreu em seu estudo devido a alterações no volume do RS e na recaptação de Ca^2 pelo RS. Apesar do presente estudo não avaliar diretamente esses mecanismos, é esperado encontrar seus efeitos expressados em alterações no T_{1/2R}. Nesse sentido, Dalton et al. (2010) compararam variáveis neuromusculares de jovens e idosos recreacionalmente ativos antes e após realização de um protocolo de indução à fadiga do tríceps sural (50 contrações rápidas com carga moderada). Os autores observaram T_{1/2R} significantemente maior para idosos nos pré testes. Além disso, após a realização do protocolo, idosos apresentaram prolongamento do T_{1/2R}, enquanto jovens não. Em contrapartida, Cannon et al. (2008) realizaram protocolo de contração voluntária isométrica máxima em músculos extensores de joelho de mulheres adultas e idosas. Os resultados apontaram redução significante do PT e da TDT em mulheres idosas quando comparadas às adultas, porém, não houve diferença entre os grupos no que tange ao T_{1/2R}. Dessa forma, existem ainda controvérsias a respeito das alterações sofridas por essa variável ao longo do processo de envelhecimento, e sobre a possibilidade de adaptações frente ao TF, o que salienta a necessidade de mais estudos nessa área.

Outra variável bastante abordada na literatura é a ativação muscular voluntária, que diz respeito à capacidade de um indivíduo ativar determinada musculatura voluntariamente. A literatura mostra que idosos mantêm a capacidade de ativação voluntária máxima de suas UMs, os valores não apresentam diferenças dos valores encontrados em jovens (KNIGHT; KAMEN, 2001), a diferença entre jovens e idosos reside, provavelmente, na quantidade de força que essas UMs conseguem produzir, dadas as alterações nas fibras musculares por ela inervadas, além da quantidade de UMs.

Nesse sentido, com o objetivo de verificar se a ativação voluntária diferia entre adultos e idosos, Kent-Braun; Alexander (1999) compararam a contração voluntária máxima (CVM) e a ativação voluntária de músculos dorsiflexores dos tornozelos de adultos e idosos. Como esperado, homens adultos apresentaram maiores valores de CVM do que homens idosos. Porém, a CVM de mulheres jovens e idosas foi semelhante. Apesar das diferenças no torque produzido, a capacidade de ativação máxima das UMs foi igual entre os grupos, o que corrobora com a teoria de que ocorrem alterações na quantidade de força produzida, e não na capacidade de ativar as UMs. Nesse contexto, Cannon et al. (2007) observaram que a ativação muscular voluntária não foi diferente entre os grupos nos pré-testes e a ativação de UMs ficou acima de 95% para ambos os grupos após dez semanas de TF. Em contrapartida, Mau-Moeller et al. (2013) realizaram teste de contração voluntária isométrica balística máxima (CVIBM) concomitantemente à realização da técnica de *twitch interpolation* e observaram

redução de 37,9% no torque isométrico e de 6,1% na ativação voluntária de idosos, o que atribuíram a uma redução no drive eferente. Esse resultado foi comprovado pela redução da atividade muscular normalizada pela M máxima (referente a despolarização de todas as fibras eferentes e subsequente contração do respectivo músculo devido a um estímulo elétrico) (MATTOS, 2009). Assim, notam-se alguns resultados contraditórios quanto a essa variável. Dessa forma, há a necessidade de mais estudos a fim de entender seu comportamento durante o processo de envelhecimento, e frente a algum tipo de intervenção.

3.2.2.1 Mecanismos Inibitórios Espinhais

Visto que eventos eletromecânicos estão envolvidos na contração e no relaxamento de um músculo, como despolarização das fibras musculares de uma UM, arcos-reflexo responsáveis por modular as contrações musculares, entre outros, disfunções em qualquer mecanismo envolvido nesses eventos podem afetar o ciclo de contração e relaxamento, causando desordens de movimento, dificultando até mesmo a realização de tarefas básicas. Por exemplo, conseguir contrair e relaxar músculos agonistas e antagonistas de forma coordenada (coordenação intermuscular) pode influenciar em atividades como a marcha, onde o padrão de contração e relaxamento pode determinar a eficiência dessa tarefa (CÈ et al., 2014). Nesse sentido, a realização de movimentos de forma eficiente depende, também, de mecanismos inibitórios espinhais, componentes da capacidade de produção de força cuja integridade pode auxiliar na manutenção da funcionalidade e na prevenção de quedas.

Os mecanismos inibitórios espinhais estão envolvidos, por exemplo, na marcha humana, modulando forças envolvidas no movimento. Sabe-se que idosos sofrem alterações importantes nessas vias e, por isso, muitos pesquisadores têm avaliado esses mecanismos afim de entender seu funcionamento e de identificar alterações decorrentes do processo de envelhecimento, além de propor estratégias de intervenção que possam auxiliar na manutenção ou melhoria de seu funcionamento (MYNARK; KOCEJA, 2001; ZEHR, 2002).

3.2.2.2 Reflexo H

A forma mais utilizada na literatura para a avaliação de mecanismos inibitórios espinhais e de adaptações sofridas devido ao treinamento físico é o reflexo de Hoffman, ou reflexo H, que é uma das formas de acesso à medula espinhal (ZEHR, 2002). Esta é uma resposta semelhante ao reflexo de estiramento, porém provocado por um estímulo elétrico nas

fibras aferentes Ia do nervo do músculo em questão, conforme demonstrado na Figura 1, e não com uma percussão no tendão, que é a forma mais tradicional de se evocar um arco reflexo (ADKINS et al., 2006), que ativaría o fuso muscular e, então as fibras aferentes. Dessa forma, no reflexo H não há a participação do fuso muscular, já que a ativação das fibras aferentes é feita de forma direta. Apesar de, teoricamente, poder ser evocado em qualquer músculo, ele é frequentemente estudo no músculo sóleo, uma vez que seu nervo (nervo tibial - NT) é de fácil acesso. Dessa forma, a contração muscular reflexa decorrente deste estímulo elétrico fornece uma perspectiva a respeito do funcionamento de mecanismos centrais que mediam a excitabilidade dos MNs, como também a respeito do estado de algumas estruturas medulares (MYNARK; KOCEJA, 2001; ZEHR, 2002; MATTOS, 2009).

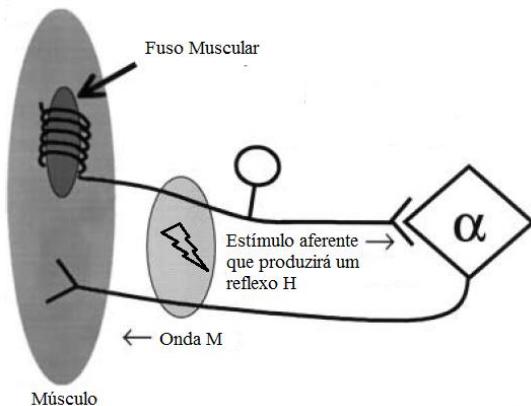


Figura 1. Ilustração representando o reflexo H evocado pelo estímulo representado pelo raio dentro da elipse cinza, que ativa tanto a fibra eferente, que provocará uma contração muscular de forma direta (onda M), quanto a fibra aferente, que fará sinapse com o motoneurônio (α) e então provocará também uma contração muscular (Adaptado de Zehr, 2002)

O reflexo de estiramento é um mecanismo relativamente simples visto que envolve, resumidamente, um neurônio aferente que leva a informação a respeito do estiramento muscular até a medula espinhal e, um neurônio eferente que leva a informação de contração até o músculo. Porém, as alterações fisiológicas causadas pelo envelhecimento em qualquer um dos componentes envolvidos nesse mecanismo pode afetar a transmissão da informação, o que pode comprometer essa resposta reflexa tão importante para o controle motor. Dentre as alterações fisiológicas que podem afetar a modulação do reflexo H estão todas aquelas que acompanham o envelhecimento descritas anteriormente, como a perda de MNs espinhais, a diminuição da velocidade de condução nervosa, além da diminuição da área e do número de

fibras musculares (MYNARK; KOCEJA, 2001). Por isso, o reflexo H apresenta alterações em idosos e, tem sido reportado na literatura reduções da amplitude dessa resposta nessa população (KIDO; TANAKA; STEIN, 2004; KOCEJA et al., 1995; SCAGLIONE et al., 2002).

Diversos protocolos de avaliação do reflexo H são reportados na literatura. Para avaliação do músculo sóleo encontram-se protocolos de repouso, realizado com o indivíduo em decúbito dorsal ou em pé (KOCEJA; MARKUS; TRIMBLE, 1995), além da posição sentada (MATTOS, 2009), e os protocolos dinâmicos, como o realizado com o indivíduo caminhando em uma esteira ergométrica (SIMONSEN; DYHRE-POULSEN, 1999; CRENNNA; FRIGO, 1987), e até durante uma contração voluntária (NIELSEN; KAGAMIHARA, 1993).

No presente estudo, o protocolo semelhante ao de Mattos (2009) foi utilizado. O teste se inicia com a estimulação elétrica, que geralmente é de baixa intensidade, de forma a despolarizar, em um primeiro momento, as fibras aferentes Ia, responsáveis por levar essa informação até a medula espinhal. Então, aumenta-se gradativamente a intensidade do estímulo, o que faz com que a amplitude do reflexo vá aumentando, até que atinja a amplitude máxima. Nesse momento deve surgir uma onda M, referente à despolarização das fibras eferentes e subsequente contração do respectivo músculo. Com os incrementos adicionais na intensidade do estímulo ocorrem aumentos na amplitude da onda M, até que se atinja seu valor máximo, que será interpretado como ativação de todos os MNs do sóleo. Simultaneamente ao aumento da onda M ocorre a redução da amplitude do reflexo H devido ao efeito antidiátrômico nos MNs, ou seja, colisão dos potenciais gerados pelo estímulo externo com os potenciais gerados pelo arco-reflexo. Isso ocorre porque nesse protocolo o estímulo elétrico é aplicado no nervo tibial, localizado na fossa poplítea. Esse estímulo se propagará tanto no sentido da medula espinhal, como no sentido do músculo. Este último causará o surgimento da onda M, e também ocasionará a redução da amplitude do reflexo H pelo mecanismo do efeito antidiátrômico citado (MATTOS, 2009; PIERROT-DESEILLIGNY; BURKE, 2005). A realização deste teste, com aumento gradativo da intensidade, provocará uma curva de recrutamento, onde pode-se observar os valores máximos do reflexo H e onda M (MATTOS, 2009), como mostrado abaixo.

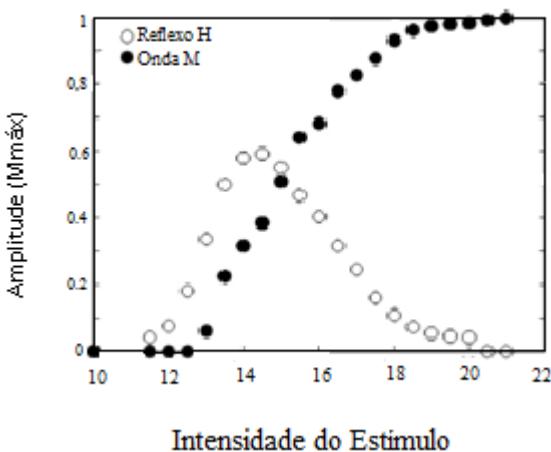


Figura 2. Curva de recrutamento do reflexo H. Os círculos pretos representam a amplitude pico-a-pico da onda M. Os círculos vazios representam a amplitude pico-a-pico do reflexo H, em percentual da onda M máxima (Adaptado de Elias; Kohn, 2013).

Sempre que houver um estiramento em um músculo estriado esquelético o reflexo de estiramento será ativado. Porém, nem sempre esta é uma resposta desejável. Dessa forma, mecanismos de modulação são necessários, e de acordo com Stein; Capaday (1988), a regulação do reflexo H de acordo com a tarefa é um componente importante do controle motor uma vez que permite que o *feedback* aferente tenha diferentes efeitos baseados na tarefa (CAPADAY; STEIN, 1986; CRENNNA; FRIGO, 1987; COURTINE et al., 2007).

A as inibições medulares abordadas aqui, a inibição pré sináptica (IPS) e a inibição recíproca (IR), que modulam o reflexo H, podem ser avaliadas com condicionamento do reflexo H do sóleo, por exemplo. Isso se dá por meio de estímulos no nervo do músculo antagonista, o tibial anterior, inervado pelo nervo fibular comum (NFC). Na avaliação da IPS um estímulo é dado no NFC e outro no NT com intervalo de 100ms entre o primeiro e o segundo estímulo. Este atraso entre os estímulos está relacionado com a distância entre o local onde os eletrodos foram colocados e a medula espinhal, e com o tempo necessário para que ocorram as sinapses entre os neurônios envolvidos nesse processo, não se sabe ao certo quantas (CAPADAY et al., 1997; MATTOS, 2009). A avaliação da IR ocorre da mesma forma, com a exceção de que o intervalo entre o primeiro e o segundo estímulos é de 0 a 4 ms, pois apenas uma sinapse está envolvida nesse processo (MATTOS, 2009).

Um exemplo de modulação do reflexo H do sóleo é a mudança de posição corporal. Koceja; Trimble; Earles (1993) verificaram redução de 18,9% na amplitude do reflexo H em jovens submetidos a experimento onde deveriam passar da posição em decúbito dorsal para a

posição em pé. Então, a modulação do reflexo H é tarefa-dependente. De acordo com os autores, uma das explicações para esse resultado é o aumento da inibição pré-sináptica (IPS).

Outras tarefas também exigem a modulação do reflexo H, como as fases da marcha. Na segunda metade da fase de apoio, justamente quando o membro recebe a carga corporal, o reflexo H é aumentado (facilitação), e permanece assim até a fase final do apoio, onde ocorre a propulsão (quando os dedos são apoiados no chão para impulsionar o corpo a frente, e subsequente desapoio para o início do balanço). Nesse momento ocorre a redução do reflexo H (inibição), que permanece por quase toda a fase de balanço. Essas modulações ocorrem porque durante quase toda a fase de apoio o músculo sóleo é submetido a estiramentos, o que aumenta a excitabilidade dos neurônios Ia, aumentando o reflexo H. Inversamente, na fase de balanço, parece ocorrer um efeito inibitório devido à contração do músculo tibial anterior, que provoca flexão dorsal do tornozelo. Essa contração provoca uma inibição recíproca do músculo sóleus, diminuindo o tamanho do reflexo H. (CAPADAY; STEIN, 1986; CRENNNA; FRIGO, 1987).

3.2.2.3 Inibição Pré-sináptica

A IPS pode ser caracterizada como uma modulação supra-espinhal da ativação de grupos musculares agonistas, antagonistas e sinergistas (CRONE, 1993; PIERROT-DESEILLIGNY, 1997; RUDOMIN, 1999). Ela controla a sinapse dos neurônios pré-sinápticos das vias aferentes, modulando a eficiência da transmissão do impulso elétrico entre as fibras Ia e os motoneurônios alfa. Por meio deste mecanismo, a descarga aferente nas fibras Ia é modulada antes de sua chegada ao motoneurônio e, por isso, caracterizada como uma ação pré-sináptica, refinando assim a influência periférica para cada movimento (RUDOMIN, 1999; MYNARK; KOCEJA, 2001).

Detalhadamente, a IPS ocorre através da intermediação de interneurônios que irão ativar receptores presentes nos terminais das vias aferentes, o que inibirá a liberação de neurotransmissor de axônios primários através do bloqueio da entrada de potenciais de ação nos terminais dessas vias, ou da redução da amplitude do potencial de ação propagado, o que bloqueará ou reduzirá o influxo de cálcio para o interior da célula, reduzindo a liberação de neurotransmissores na fenda sináptica (RUDOMIN et al., 1993; MATTOS, 2009). Na IPS a descarga transmitida através das fibras aferentes Ia é modulada antes da chegada ao MN, de

modo que este não é afetado e fica mais suscetível a influências descendentes (MYNARK; KOCEJA, 2001).

Por exemplo, a redução do reflexo H na postura em pé pode ser explicada pela instabilidade dessa postura, que gera sequências de estiramientos musculares que elevam a ativação das fibras aferentes Ia. Para que não haja muita excitabilidade autogênica (ativação do músculo por ele mesmo através de um arco-reflexo), o ganho do reflexo precisa ser diminuído, possivelmente por aumento da IPS, assim os MNs ficam mais susceptíveis aos comandos descendentes. Caso isso não ocorresse, toda vez que um estiramento muscular acontecesse uma contração reflexa ocorreria. A frequência dessas ocorrências seria muito alta, visto que a postura bípede envolve constantes oscilações posturais, e isso acabaria por atrapalhar o controle da postura e dos movimentos nesse caso, por isso, o aumento da IPS possibilita que comandos mais refinados interfiram na resposta, promovendo maior controle motor (CHALMERS; KNUTZEN, 2002).

A literatura tem mostrado que o envelhecimento pode causar algumas alterações nessas vias. Por exemplo, Koceja et al. (1995) compararam a modulação do reflexo-H entre jovens e idosos. Idosos não deprimiram a resposta reflexa na posição em pé quando comparada com uma posição onde não é necessário sustentar o peso corporal, como quando sentado. Chalmers; Knutzen, (2002) também não encontraram redução da resposta do reflexo-H para idosos na postura em pé, o que foi relacionado a uma alteração na estratégia de controle motor.

A resposta encontrada no reflexo H em idosos na postura em pé pode estar relacionada à menor capacidade de aumentar os níveis de IPS (EARLES; VARDAXIS; KOCEJA, 2001). Em seu estudo, esses mesmos autores concluíram que para manter níveis semelhantes de *output* motor em contrações submáximas jovens modulam a IPS, enquanto idosos dependem mais da ativação motora direta, o que mostra diferenças nas estratégias de controle motor, que podem estar relacionadas à menor habilidade de idosos em realizar diversas tarefas. Então, com o envelhecimento, a modulação de reflexos é dificultada com o aumento da complexidade da tarefa postural (KOCEJA et al., 1995), o que sugere que o treinamento com tarefas mais complexas possa ter um efeito sobre essa variável. Então, a IPS parece ser um importante mecanismo para um controle motor eficiente e o comprometimento da modulação da IPS no idoso torna o controle postural mais difícil, possibilitando que influências oriundas da musculatura interfiram diretamente na manutenção da postura, uma vez que os constantes estiramientos musculares provocariam uma sequência de contrações reflexas nem sempre funcionais. Este pode ser um fator que contribui para o fato da população idosa apresentar

deslocamentos do centro de pressão (COP) maiores quando comparado a adultos jovens (LAUGHTON et al., 2003). Essas alterações no deslocamento do COP, referidas na literatura como alterações na oscilação postural, estão relacionadas ao aumento do risco de queda em idosos (LAUGHTON et al., 2003) e poderão levar à alterações na marcha (MESSIER; THOMPSON; ETTINGER, 1997) e consequentemente à redução da funcionalidade do idoso (MYNARC; KOCEJA, 2001).

Para tentar minimizar os efeitos prejudiciais causados pelo aumento das oscilações do COP e pela fraqueza muscular frequente em idosos, esses indivíduos adotam uma estratégia de controle postural diferente da adotada por adultos, aumentando os níveis de ativação muscular em membros inferiores. Dessa forma, idosos apresentam maiores níveis de ativação muscular quando avaliados em postura bípede estática, além de apresentarem maiores níveis de co-contração em resposta a perturbações posturais (LAUGHTON et al., 2003). A co-contração aumenta a estabilidade da articulação, no entanto levará a redução da capacidade de gerar força e alterações na coordenação intermuscular. A co-contração interfere diretamente nos níveis da IPS. Essas alterações encontradas em idosos podem estar associadas ao aumento do limiar de ativação dos MNs (BURKE; KAMEN, 1996), ao declínio da taxa de desenvolvimento de torque (THELEN et al., 1996), e à diminuição da capacidade de ativação da musculatura postural antecipatória previamente à ativação voluntária (LEONARD et al., 1997).

Dessa forma, o aumento da ativação da musculatura de membros inferiores e o aumento da co-contração explicados anteriormente ocorrem como um mecanismo de proteção, evitando quedas, porém trazem prejuízos à funcionalidade do idoso. Uma alternativa para que não haja a necessidade de se utilizar essa estratégia é aprimorar o equilíbrio, a capacidade de manter o COP dentro da base de apoio (ORR, 2010), mesmo com perturbações externas. Assim, o treinamento sobre bases instáveis pode ser uma alternativa interessante por desafiar o indivíduo justamente nesse quesito.

3.2.2.4 Inibição Recíproca

A IR é um processo de inibição sobre os motoneurônios que inervam um músculo antagonista enquanto o músculo agonista é ativado (MYNARK; KOCEJA, 2001). Na IR as fibras aferentes que partem do músculo agonista realizam uma hiperpolarização dos MNs do músculo antagonista por meio de um interneurônio inibitório (InIa), o que dificulta a

despolarização destes MNs por comandos descendentes ou aferentes. A inibição exercida por um InIa afeta o corpo celular do motoneurônio, o que acarreta em um efeito inibitório pós-sináptico. Diferente da IPS, na IR o MN inteiro é afetado, o que influenciará todos os outros estímulos direcionados para este MN (MYNARK; KOCEJA, 2001; MATTOS, 2009).

Entende-se que a função desse mecanismo é ajustar a contração do músculo agonista através do impedimento da ativação do músculo antagonista. Dessa forma, esse mecanismo é responsável por modular a co-contração, o que permitiria um movimento mais coordenado, além de permitir que a articulação trabalhe em sua amplitude de movimento total caso esse seja o único determinante da amplitude de movimento, além de aumentar a produção de torque do agonista (MYNARK; KOCEJA, 2001; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2006).

Um dos fatores que influenciam a ativação voluntária de um músculo agonista é a ativação do antagonista (HORTOBÁGYI; DEVITA, 2006). O fenômeno da co-contração (ativação do agonista e do antagonista simultaneamente) pode tanto contribuir para o controle postural e realização de um movimento quanto atrapalhar. Ela pode aumentar a rigidez articular, contribuindo para a estabilização da articulação em um ambiente instável, por exemplo, mas pode também dificultar uma resposta rápida quando ela é necessária (CENCIARINI, 2010). De acordo com Ishida et al. (2008) idosos utilizam a co-contração como uma forma de compensação pela perda de funções sensoriais e motoras. Dessa forma, estratégias de treinamento que possam fornecer alternativas para que esses indivíduos não necessitem desse mecanismo quando em um ambiente instável e, possam ter respostas rápidas são de extrema importância nessa faixa etária, visto que a redução da capacidade de desenvolver tais respostas pode aumentar o risco de quedas e lesões graves (BENTO et al., 2010).

Há pouca informação sobre a IR na literatura no que diz respeito a idosos, principalmente quando se considera efeitos de treinamento (MYNARK; KOCEJA, 2001). Kido; Tanaka; Stein (2003) observaram redução da IR do sóleo e do tibial anterior de idosos, tanto durante a posição em pé, quanto durante a marcha. Os autores acreditam que essa redução deve-se a alterações na eficiência da transmissão do impulso dos terminais das aferentes Ia para os interneurônios inibitórios e/ou desses últimos para o motoneurônio. No entanto, os autores não aplicaram protocolo de treinamento de força. Existem indícios que as vias neurais, como a IR e IPS, podem sofrer adaptações devido a treinamento. A plasticidade depende da tarefa realizada e pode ocorrer na medula espinhal durante o desenvolvimento do ser humano, e também com a aquisição de uma nova habilidade, ou manutenção dela no decorrer da vida. Nesse sentido, o treinamento físico pode estar associado a alterações

graduais nos reflexos espinhais que parecem contribuir com a aquisição da habilidade. Ele pode produzir alterações funcionais na medula espinhal, incluindo alterações na velocidade de condução dos axônios, e em mecanismos reflexos, que podem contribuir com a aquisição da nova habilidade (WOLPAW; TENNISSEN, 2001). Porém, pouco se sabe sobre alterações ocorridas nessas vias devido à adaptações decorrentes de TF em idosos. Assim, faz-se necessário o estudo de mecanismos inibitórios espinhais a fim de auxiliar na compreensão sobre a função deles, além de entender se tarefas motoras mais complexas podem realmente causar alterações nesses mecanismos.

Nesse sentido, durante a realização dos exercícios contidos no programa de TFI é necessária a rápida coordenação entre ativação e desativação de músculos agonistas e antagonistas a fim de manter a linha de projeção do centro de massa dentro da base de suporte, o que confere um grande desafio para o equilíbrio e o controle motor (SILVA-BATISTA et al., 2014, GRANACHER et al., 2012, BEHM; ANDERSON, 2006), o que pode configurar uma boa estratégia de treinamento para o desenvolvimento de mecanismos para respostas rápidas.

3.3 Alterações na capacidade funcional decorrentes do envelhecimento

As alterações fisiológicas decorrentes do processo de envelhecimento poderão causar perda de capacidade funcional, que pode ser definida como a capacidade fisiológica para realizar atividades da vida diária de forma segura, independente e sem gasto energético exagerado para aquela tarefa, o que causaria fadiga precoce e impediria a realização de AVDs de forma satisfatória (FRONTERA; BIGARD, 2002; TORAMAN; ŞAHİN, 2004).

A redução da capacidade funcional é um dos principais efeitos do processo de envelhecimento e pode levar o idoso à completa perda de autonomia. Atividades simples como levantar de uma cadeira ou tomar banho sozinho podem se tornar impraticáveis devido à redução da força muscular a níveis incapacitantes (FRONTERA; BIGARD, 2002; JANSSEN et al., 2004; ZHONG; CHEN; THOMPSON, 2007). Adicionalmente, a redução da capacidade funcional aumenta a ocorrência de quedas entre idosos, que é de 33% após os 65 anos, chegando a 50% após os 80 anos de idade (TINETTI; WILLIAMS, 1997). As quedas e a instabilidade postural estão entre os problemas mais sérios enfrentados por idosos. São responsáveis por altas taxas de mortalidade e morbidade entre esses indivíduos, além de

estarem associadas à perda de mobilidade (STEVENS, 2005; RUBESTEIN, 2006; IBGE, 2008).

A incidência de quedas em idosos aumenta com a idade e chega a dobrar em idosos com 75 anos em relação aos idosos entre 65 e 74 anos (RUBESTEIN, 2006). Autores consideram que as quedas tem causas multifatoriais. Fatores como hipotensão postural, tempo de reação alto, vertigens, disfunções visuais, declínio cognitivos, entre outros, podem influenciar esta variável. Porém, a diminuição da força de membros inferiores e a instabilidade postural têm sido consideradas grandes preditores da maior incidência de quedas observada em idosos (ORR; RAYMOND; SINGH, 2008). Nesse sentido, Tinetti; Speechley; Ginter (1988) acompanharam 336 idosos ($78 \pm 5,1$ anos) durante um ano com o objetivo de identificar os fatores associados às quedas. Os autores reportaram que pessoas com pouca força nos membros inferiores apresentaram risco 3,8 vezes maior de sofrer quedas.

Assim, a incidência de quedas e a capacidade funcional possuem relação próxima, compartilhando inclusive alguns fatores de risco. Nesse sentido, a capacidade funcional é composta por diversos fatores, tais como a força muscular e flexibilidade de membros superiores e inferiores, capacidade aeróbia, equilíbrio, agilidade e índice de massa corporal. Por sua vez, estes componentes podem, também, ser influenciados por diversos outros fatores, como doenças, fatores sócio-econômicos e ambientais, entre outros (TORAMAN; ŞAHİN, 2004). Dessa forma, tendo o aumento da incidência de quedas e a redução da funcionalidade causas multifatoriais, nem sempre uma intervenção que aborde somente um dos componentes surtirá efeito na variável como um todo, além disso, alguns fatores não são modificáveis através de intervenções na área de exercício físico, como no caso de uma doença grave, entretanto, outros são, como a força muscular, a flexibilidade, mudança de hábitos em relação à prática de atividade física, entre outros.

Por isso, apesar de a redução do desempenho motor na realização de AVDs fazer parte de processo de envelhecimento, a perda de autonomia não é consequência direta desse declínio, e a perda de função pode ser evitada (ANDREOTTI; OKUMA, 1999; ROGERS; CORDEIRO; PERRYMAN, 2014). No que compete à área de Educação Física, uma das variáveis passíveis de alteração através da intervenção de treinamento de força, é a força muscular. A relação entre o declínio da força muscular e a redução da capacidade funcional é largamente sugerida na literatura (BROSS; STORER; BHASIN, 1999; HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; PACHECO et al., 2013). De fato, Frontera; Bigard (2002) acreditam que a força muscular pode ser considerada preditora da incapacidade funcional. Nesse contexto, diversos pesquisadores tem tentado desenvolver estratégias eficientes em aumentar a força

muscular na esperança de contribuir para o aumento da capacidade funcional, dada a relação entre essas duas variáveis. A estratégia mais estudada é o treinamento de força, devido à sua eficácia em aumentar a força muscular de idosos (FIATARONE et al., 1990; HENWOOD; RIEK & TAAFFE, 2008; PACHECO et al., 2013).

Todavia, com a evolução tecnológica e o surgimento de novas estratégias de tratamento e prevenção de doenças tem aumentado a expectativa e a qualidade de vida de idosos, fazendo com que eles mantenham uma vida profissional ativa por mais tempo. Assim, os idosos com aproximadamente 60 anos não apresentam as mesmas características que apresentavam os idosos com a mesma idade em décadas passadas, quando a expectativa de vida era bem menor. Muitos idosos ainda trabalham e são a principal fonte de renda de suas famílias. A manutenção da atividade profissional parece minimizar o declínio da capacidade funcional em níveis debilitantes (OMS, 2005). Dessa forma, é comum observarmos idosos próximos aos 60 de idade com boa capacidade funcional, e idosos com mais de 70 anos com declínios mais evidentes. Apesar de terem sido postergados, os declínios não deixaram de ocorrer, de forma que em algum momento eles se tornarão evidentes, caso nenhuma atitude em relação à prevenção e recuperação dos declínios seja tomada (CHAIMOWICZ, 1997).

Nesse sentido, existe grande diversidade nas características funcionais de indivíduos idosos. Adicionalmente, a prevalência da sarcopenia sofre incrementos com o aumento da idade, e o declínio da força é mais acentuado em indivíduos mais velhos (MORLEY et al. 2001; WANG; BAI, 2012). Dessa forma, é possível sugerir que indivíduos mais velhos poderiam apresentar níveis menores de funcionalidade. Nesse contexto, a avaliação da capacidade funcional é importante e permite a identificação de níveis funcionais, além de permitir a identificação daqueles idosos que estão próximos de sua capacidade máxima ao realizar AVDs e que, por isso, qualquer declínio adicional poderia levá-los à dependência funcional (ANDREOTTI; OKUMA, 1999; RIKKLI; JONES, 1999). Porém, esta é uma variável difícil de ser avaliada visto que são poucos os testes validados que se propõem a isso.

Muitos dos testes de funcionalidade utilizados na literatura são indiretos, ou seja, avaliam a capacidade funcional através de auto-relato ou do relato de terceiros. Estes testes tem suas vantagens, já que são de fácil aplicação e não causam riscos aos sujeitos (SPIRDUSO, 1995). Porém suas desvantagens incluem, por exemplo, o fato de a validade e a reprodutibilidade poderem ser afetadas por alguns aspectos, tais como: as pessoas nem sempre avaliam seus comportamentos da forma adequada, ou podem ter medo ou vergonha de dizer que não conseguem realizar uma tarefa básica sozinhos. Além disso, uma resposta adequada

depende da capacidade cognitiva do indivíduo, a qual é fortemente afetada pelo processo de envelhecimento (SANTOS et al., 2010).

Já os testes de medida direta podem possuir algumas vantagens em relação aos testes de auto-percepção, como maior reproduzibilidade e validade, maior sensibilidade em detectar mudanças e, menor influência de fatores como nível cognitivo, cultural e educacional do indivíduo. Porém, em sua maioria os testes estão direcionados à avaliação de idosos fisicamente dependentes e frágeis, frequentemente portadores de alguma patologia ou disfunção importante. Poucos testes envolvem atividades mais complexas, que possibilitariam avaliar idosos fisicamente independentes. Além disso, são testes que necessitam de espaço e equipamentos especiais para sua realização e levam mais tempo para serem aplicados (ANDREOTTI; OKUMA, 1990).

Dentre as desvantagens do uso de testes objetivos para a avaliação da capacidade funcional em idosos saudáveis encontra-se também a incapacidade do teste de avaliar mudanças na amostra do estudo devido ao efeito teto, que ocorre quando uma parte da população estudada atinge altos níveis de pontuação em determinado teste, o que impede a detecção de pequenas melhorias (SOUTELLO et al., 2011). Visto que idosos saudáveis geralmente não apresentam déficits funcionais muito expressivos, essa variável poderá ser menos sensível às adaptações decorrentes do treinamento. Essa tem sido uma preocupação da área e alguns pesquisadores vêm tentando desenvolver testes livres desse efeitos, como no caso de Cress et al. (1996) e Andreotti; Okuma (1999). Assim, essa é uma área que ainda necessita de estudos afim de que os testes abranjam idosos com as mais diversas características, possibilitando o desenvolvimento estratégias de intervenção, tanto preventivas como de recuperação, mais eficientes e direcionadas.

3.4 Adaptações ao treinamento de força no envelhecimento

Atualmente o TF faz parte das recomendações do *American College of Sports Medicine (ACSM)*. Em seu posicionamento de 1998 o ACSM preconizava que adultos saudáveis deveriam realizar exercícios de força com carga suficiente para realizar 8-12 repetições por série, ou ainda 6-8 repetições para a otimização do ganho de força e potência. Já para idosos, a recomendação era de 10-15 repetições por série, caracterizando uma intensidade baixa a moderada. Então, apesar de haver uma preocupação com a fragilidade

dessa população, o treinamento de força já constava nas recomendações da ACSM em 1998, ou seja, já nessa época percebeu-se que idosos poderiam se beneficiar dessa prática.

Estudos têm demonstrado que o TF é capaz de combater, retardar ou até mesmo prevenir perdas fisiológicas e funcionais do organismo que levam o idoso ao quadro de fraqueza e deficiência funcional (FRONTERA et al., 1988; FIATARONE et al., 1990; SKELTON; MCLAUGHLIN, 1996; REEVES; NARICI; MAGANARIS, 2004). Estudos envolvendo TF para idosos têm demonstrado que eles não perdem a capacidade de aumentar seus níveis iniciais de força, através de mudanças na AST e de adaptações neurais, o que mostra que esta pode ser uma estratégia interessante para esta população.

De fato, Frontera et al. (1988), após submeterem 12 idosos saudáveis e sedentários (60 a 72 anos) a 12 semanas de TF, com frequência de três vezes por semana, intensidade de 80% de 1 RM, observaram aumentos de 107,4%, e de 226,7% na força dinâmica máxima de extensores e flexores do joelho, respectivamente. O pico de torque isométrico aumentou somente nos extensores do joelho esquerdo (13%). Esses ganhos foram atribuídos ao aumento médio de 10,6% na AST do quadríceps, refletidos pelo aumento de 33,5% na área de fibras do tipo I e, de 27,6% para fibras do tipo II. Esse estudo mostra ganhos expressivos na força dinâmica máxima, porém os autores reportam que os voluntários passaram por duas sessões de prática do movimento utilizado, mas não reportam utilização de protocolo para atingir a estabilização dos valores de força dinâmica. Dessa forma, valores tão altos podem ter sido influenciados por outros fatores que não adaptações decorrente do TF, como o aprendizado da tarefa, que, provavelmente, proporcionou um ganho de força inicial que pode ter sido somado às adaptações reais, confundindo os resultados, o que poderia ter sido evitado caso tivesse sido permitido ao indivíduo obter esse ganho antes que ele iniciasse o treinamento (PLOUTZ-SNYDER; GLAMIS, 2001; SILVA-BATISTA et al., 2011).

Posteriormente, Fiatarone et al. (1990) realizaram um estudo com idosos muito velhos, frágeis e institucionalizados (86 a 96 anos). A intensidade do treinamento variou entre 50-80% de 1RM, com três séries de oito repetições para extensores e flexores do joelho. O programa teve duração de oito semanas e frequência de três vezes por semana. Esse é um estudo muito citado na literatura até hoje por ter sido um dos primeiros a submeter uma amostra com essas características ao TF de alta intensidade, o que não era comum à época, e obter resultados tão expressivos. A média do ganho de força no teste de 1RM (na cadeira extensora) foi de $174 \pm 31\%$, e a média do aumento da massa muscular total, mensurada por tomografia computadorizada, foi de $9 \pm 4,5\%$, ambos semelhantes aos resultados do estudo de

Frontera et al. (1988). Adicionalmente, Fiatarone et al. (1990) encontraram resultados positivos na funcionalidade (48% de aumento na velocidade do teste de caminhada).

Este estudo contribuiu para o conceito de que idosos podem se beneficiar da prática do TF de alta intensidade, sem riscos elevados de lesão, além de mostrar que a capacidade de ganhar força e massa muscular é mantida. Além disso, possibilitaram o surgimento de novas idéias e estratégias de treinamento que são testadas até hoje, como o TF de alta intensidade, que é empregado em amostras de idosos com diversas características e diferentes patologias, por exemplo. Além disso, o estudo mostrou que idosos fragilizados ainda podem ter o benefício da melhora da capacidade funcional. No entanto, como no estudo de Frontera et al. (1988), Fiatarone et al. (1990) provavelmente obteve resultados tão expressivos em força dinâmica máxima devido à falta de protocolo de familiarização ao teste. Além disso, a amostra de idosos fragilizados possui maior potencial de melhora do que uma amostra de idosos saudáveis, por exemplo, já que variáveis como a força dinâmica máxima partem de um nível mais baixo (LATHAM, 2004).

Dessa forma, já é bem estabelecido na literatura o fato do TF promover aumentos de força e AST em idosos. Assim, estudos passaram a buscar entender os mecanismos por trás desses resultados, e se eles diferiam em relação aos dos adultos. Nesse sentido, Hakkinen et al. (1998), afim de estudar as adaptações neuromusculares ao TF, submeteram adultos e idosos a seis meses de treinamento, que é um período bem longo comparado ao que geralmente é utilizado na literatura (8 a 12 semanas). O programa de treinamento tinha características convencionais e também incluía exercícios com característica explosiva. Os autores deram enfoque para a ativação neural voluntária de músculos agonistas, e à co-contração em ações isométricas e dinâmicas. Encontraram aumentos significantes na força isométrica e dinâmica máximas para todos os grupos experimentais. Idosos e adultos aumentaram significantemente a ativação neural durante a CVIBM, assim como no teste de 1RM, tanto para extensores quanto para flexores de joelhos. No entanto, a ativação neural dos antagonistas durante a CVIBM de extensores de joelhos só diminuiu no grupo de idosos, população em que geralmente são reportados níveis elevados de co-contração. É possível que os resultados relativos à co-contração observados por Hakkinen et al. (1998) tenham sido mediados por alterações em mecanismos inibitórios espinhais, e que esses mecanismos também tenham auxiliado nos resultados mais expressivos encontrados nas adaptações neurais quando comparados às adaptações morfológicas (média de 3,95% de aumento na AST de idosos). Porém, isso fica no campo da especulação, visto que os autores não mediram essa variável.

Adicionalmente, os resultados de Hakkinen et al. (1998) corroboram com Clark; Manini (2008) e Ferrucci et al. (1997), para quem fatores neurais estão fortemente envolvidos na perda de força decorrente do processo de envelhecimento (dinapenia). Hakkinen et al. (1998) observaram incrementos de força isométrica (36% tanto para homens adultos quanto para idosos; 66% em mulheres adultas e 57% em mulheres idosas) muito mais expressivos do que os incrementos em AST (5% para homens adultos e 9% para mulheres adultas; 6% para mulheres idosas e 2% para homens idosos). Adicionalmente, reportam aumentos na ativação neural de flexores de joelho de 14% para idosos, e 17% para idosas, além de redução da significante da ativação de antagonista (bíceps femoral) somente para idosos (3% para homens e 7% para mulheres). Dessa forma, é importante que intervenções direcionadas a idosos enfoquem adaptações neurais visto que, a relação entre AST e adaptações neurais não é completamente proporcional e, se o foco do treinamento for sempre a hipertrofia aspectos importantes para a funcionalidade do indivíduo ficarão em segundo plano, como as adaptações nas variáveis envolvidas na capacidade de produção e modulação da força muscular, que influenciarão diretamente no controle motor.

Nesse sentido, o treinamento de potência ganhou espaço na literatura por estar mais relacionado a realização de AVDs devido à velocidade de execução dos movimentos (BOTTARO et al., 2007; WALLERSTEIN et al., 2012). Algumas variáveis componentes da capacidade de produção de força podem ter grande participação, como TDT e REM. Nesse contexto, Wallerstein (2009) comparou as adaptações neuromusculares decorrentes do TF e do treinamento de potência em idosos avaliando variáveis que poderiam dar indícios de quais mecanismos estavam sendo responsáveis pelos resultados encontrados. Observou aumentos no PT, efeito de tempo para a TDT, com valores pré-testes maiores do que os dos pós-testes, e redução significante apenas da REM do vasto lateral. As respostas aos treinamentos foram semelhantes e, por isso, os autores concluíram que o treinamento de potência produz os mesmos resultados em idosos do que o TF. Ainda, acreditam que ele pode ser uma alternativa vantajosa, pois trabalha com cargas mais baixas do que o TF convencional, diminuindo o risco de lesões, e pode produzir os mesmos resultados, tanto neurais quanto morfológicos. No entanto, a autora não observou alterações significantes na funcionalidade e atribuíram isso a um efeito teto dos testes empregados, já que utilizaram uma amostra de idosos saudáveis, sem grandes déficits funcionais.

Outros estudos se preocuparam em melhorar a funcionalidade de idosos aproximando as habilidades e capacidades desenvolvidas em seus protocolos com a realização de AVDs. Nesse contexto, Skelton; McLaughlin (1996), após submeterem uma amostra de idosas com

74 anos ou mais (média=81 anos) a oito semanas de TF progressivo, com exercícios posturais e funcionais, utilizando tubos elásticos, o peso do corpo e pesos leves, verificaram aumento de 20% na força do quadríceps, redução significante no tempo para se levantar de uma cadeira, no teste *timed up and go*, no tempo subir e descer um lance de escadas, no tempo para se levantar do chão e na frequência de passadas em um percurso de 6,1m. Sugeriram inclusive que, após o treinamento as idosas atingiram um nível de força que não alcançavam em muitos anos. O único critério de exclusão foi possuir alguma doença que pudesse ser agravada pela prática. No entanto, os autores relataram a inclusão de idosos com patologias como Parkisonismo, artrite em articulações de membros inferiores e esclerose múltipla, por exemplo. Isso provavelmente aumentou sua validade externa, haja vista que na população encontram-se pessoas com as mais diversas características, e assim é mais fácil de extrapolar os resultados da pesquisa. Ao mesmo tempo, a inclusão de pessoas mais debilitadas pode ter aumentado o potencial de mudança da capacidade funcional da amostra. Adicionalmente, os indivíduos realizaram uma sessão presencial e duas sessões em casa, o que diminui o grau de controle do pesquisador sobre o protocolo.

Ainda, Pacheco et al. (2013) compararam os efeitos do TF tradicional com os do treinamento funcional em adultos de meia idade (40 a 60 anos) e idosos saudáveis (acima de 60 anos). Realizaram 12 semanas de treinamento, duas vezes por semana. O que os autores denominaram treinamento funcional foi a realização de exercícios diferentes dos do grupo TF, porém que ativavam a mesma musculatura. Por exemplo, o grupo TF realizava supino com halteres no banco e grupo treinamento funcional realizava a flexão de braços. Os autores acreditam que dessa forma haveria maior ativação da musculatura responsável pela estabilização da postura. Os resultados apontaram para melhora da funcionalidade em ambos os grupos, sem diferença entre si. No entanto, Pacheco et al. (2013) utilizaram apenas uma variável dependente, a funcionalidade, de modo que não é possível associá-la com outras variáveis afim de se desenvolver uma compreensão dos mecanismos responsáveis pelos resultados. Ademais, os voluntários eram participantes de um programa de exercícios físicos e, antes do início do estudo fizeram um *washout* de dois meses, depois do qual todos os voluntários realizaram um mês de treinamento de força tradicional em que os exercícios relacionados ao protocolo de treinamento funcional não foram evitados, ou seja, todos tiveram contato com exercícios de ambos os protocolos. Só então foram alocados nos grupos que realizariam o restante das sessões dentro de cada protocolo específico. Dessa forma, o fato de ambos os grupos terem realizado um terço do protocolo de treinamento com exercícios iguais

pode ter confundido os resultados, impedindo que os autores pudessem identificar qual tipo de intervenção poderia ter produzido os resultado apresentados.

Em suma, a maioria dos estudos não compila variáveis suficientes para que possam explicar os resultados, ou não realizam um desenho experimental que possibilite observar alguma diferença. Porém, existem indícios de que uma estratégia de treinamento que se aproxime mais das necessidades do indivíduo ao realizar AVDs pode promover alterações positivas na capacidade funcional. Dessa forma, as propostas de intervenção devem tentar atender à essas demandas, e o TFI pode ser uma boa estratégia por obrigar o indivíduo a controlar a sua postura o tempo todo através de mecanismos que serão explicados a seguir.

Além disso, a progressão da instabilidade pode garantir que esse desafio seja constante. Assim, a maior complexidade dessa estratégia de treinamento quando comparada ao TF convencional pode resultar em adaptações neurais mais importantes e maior transferência para a funcionalidade. No entanto, até o presente momento nenhum estudo utilizou este regime de treinamento nesta população.

3.4.1 Mecanismos do Treinamento de Força com Instabilidade

Realizar exercícios tradicionais de programas de TF sobre uma superfície instável é uma prática corriqueira atualmente (BEHM et al., 2010). O TFI tem sido utilizado sob a prerrogativa de que a maior instabilidade promovida pela superfície instável provocará maior estresse sobre o sistema neuromuscular quando comparada a uma situação onde os mesmos exercícios sejam realizados sobre superfícies estáveis (BEHM; ANDERSON, 2006; BEHM et al., 2010).

Durante a execução de um exercício com instabilidade, as deformações na superfície do acessório decorrentes das forças de reação em resposta às alterações no posicionamento do centro de pressão provocam desequilíbrios posturais. Esse aumento da oscilação postural pode aumentar a chance de que o centro de massa seja projetado para fora da base de suporte do indivíduo (BEHM, 2010). Assim, o indivíduo precisará trabalhar para estabilizar sua postura a fim de evitar uma possível queda.

Manter o equilíbrio sobre uma base instável não é uma tarefa fácil. Adicionado a isso sugere-se que os indivíduos realizem algum exercício com sobrecarga sobre essa base, o que torna essa tarefa ainda mais complexa. Por isso, quando se realiza algum exercício nessa condição observa-se redução da produção de força (BEHM; COLADO, 2012). Nesse sentido,

Anderson; Behm, (2004) avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos peitoral maior, deltóide anterior, tríceps braquial, grande dorsal, reto abdominal, além da produção de força, durante a realização de contrações isométricas e dinâmicas do exercício supino realizado em duas situações: com o indivíduo deitado sobre um banco, ou sobre uma *physioball*. Não encontraram diferença na ativação eletromiográfica de nenhum dos músculos, apesar de a produção de força ter apresentado redução de 59,6% na condição instável, o que sugere, de acordo com os autores, que essa redução esteja relacionada à distribuição da força produzida entre a realização do movimento principal e a estabilização postural. A amostra desse estudo foi composta por jovens experientes e treinados em TF. Também tinham experiência com exercícios com *physioball*, e a falta de outros grupos, de pessoas sedentárias, ou sem experiência nesse tipo de exercício dificulta inferências mais abrangentes.

No que se refere à ativação muscular, Sternlicht et al. (2007) avaliaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto abdominal (parte superior e inferior), e oblíquo externo durante a realização do exercício abdominal em três situações em superfície estável, com uma *physioball* posicionada na região lombar, ou com a *physioball* posicionada na parte inferior das escápulas. A maior ativação foi encontrada na situação em que o exercício foi realizado com a *physioball* posicionada na região lombar. Na situação onde a bola foi posicionada na parte inferior das escápulas o braço de alavanca era menor visto que uma porção menor da parte superior do tronco ficava livre no momento de flexão dele, e o maior apoio do tronco provavelmente ocasionou a menor ativação entre as três situações. Desse modo, só o fato de se utilizar um acessório que promova instabilidade não garante que o objetivo seja atingido, também é necessário atentar-se ao posicionamento do indivíduo no acessório, ao tipo de material do acessório, mais instável ou menos instável, para que o treinamento sempre seja desafiador.

Entretanto, parece que a produção de força está negativamente relacionada ao aumento da instabilidade, chegando a um ponto em que níveis muito altos de instabilidade farão com que a prioridade seja somente a manutenção do equilíbrio. Por exemplo, em uma condição de instabilidade muito grande, onde o indivíduo mal consegue ficar em pé, ocorrerá também redução da produção de força, podendo comprometer o ganho de força, que é o principal foco do TF. Por outro lado, graus moderados de instabilidade permitem que, além do estímulo desafiador do equilíbrio, ocorra o estímulo da sobrecarga (BEHM; ANDERSON; CURNEW, 2002; BEHM; ANDERSON, 2006). Dessa forma, é importante que se ajuste bem o grau de instabilidade para que a intervenção não se torne um treinamento de equilíbrio somente. No entanto, é importante também que o grau de instabilidade se torne progressivamente mais

difícil a fim de que se mantenha o desafio constante, pois sempre que o indivíduo se adaptar ao estímulo dado, novos estímulos são necessários para que ele continue a colher os benefícios da prática (FLECK, 1999)

Além do grau de instabilidade que configura uma graduação da intensidade do treinamento, a sobrecarga também representa um fator importante. De acordo com Maté-Muñoz et al. (2014), a maioria dos exercícios utilizados no TF sobre bases instáveis utilizam o corpo como sobrecarga. Nesse caso, a magnitude do esforço do exercício dependerá do grau de instabilidade promovido pelos acessórios utilizados, e também da posição corporal, o que dificultaria a adequação da carga do programa de treinamento. Até o momento, nenhum estudo analisou o aumento da intensidade de treinamento através da combinação do aumento da instabilidade e da sobrecarga em idosos. A modulação desses dois fatores proporciona uma maior carga neural, o que pode promover maiores ganhos de força advindos dos mecanismos de adaptações neurais (BEHM; ANDERSON, 2006). Os exercícios empregados no TFI ocasionarão constantes alterações na aceleração dos deslocamentos do centro de massa, exigindo altos níveis de produção de força, alterações constantes na ativação muscular, além de demandar altos níveis de coordenação e controle motores para que o indivíduo consiga se manter em equilíbrio, o que poderá acarretar em maior sobrecarga proprioceptiva do que no TF tradicional. Assim, o TFI poderá promover maior sobrecarga sobre os mecanismos de *feedback*, como os reflexos espinhais, que terão atuação importante para a manutenção do equilíbrio (BEHM et al., 2010; BRESSEL et al., 2009; ZEHR, 2002) através do gerenciamento de contrações e relaxamentos musculares que serão essenciais para a manutenção do centro de massa dentro da base de suporte.

Nesse sentido, a fim de entender o mecanismo de controle postural quando se realiza um exercício sobre uma base instável, Behm; Anderson; Curnew, (2002) procuraram verificar se a instabilidade provocaria aumento de co-contração, avaliaram a ativação muscular de extensores e flexores de joelhos, e de extensores e flexores plantares de jovens ativos enquanto realizavam extensão de joelho unilateral e flexão plantar bilateral quando sentados em uma *physioball* ou em um banco. Na situação instável ocorreu o aumento da co-contração em 30,7% para flexores plantares, e de 40,2% para extensores de joelho. De acordo com Luca; Mambrizo, (1987), a ativação de antagonistas é maior quando existe incerteza a respeito da tarefa a ser realizada. Dessa forma, durante a realização dos exercícios propostos no TFI a co-contração provavelmente é uma estratégia utilizada, pelo menos para adultos. Entretanto, a elevação da co-contração durante a realização de um movimento, como estratégia para controle motor é diferente do aumento da co-contração de forma crônica, como ocorre em

idosos. Esta última pode prejudicar a realização da tarefa, já que muitas vezes ela não é necessária, pois o ambiente não é instável.

O TFI então, pode ser aplicado em idosos a fim de reduzir a incerteza do movimento, o que pode auxiliar na redução do número de quedas e lesões (BEHM; ANDERSON, 2006), servindo como forma de treinar mecanismos de controle motor para que, em uma próxima situação inesperada, os indivíduos tenha repertório para apresentar uma resposta adequada à situação.

Dessa forma, a teoria da especificidade do treinamento se aplica ao TFI, já que preconiza que para que um treinamento atenda às demandas para as quais ele foi planejado seus exercícios devem possuir características que os aproximem das características da atividade para a qual se treina. Por conseguinte, como muitos movimentos presentes no cotidiano, como atividades da vida diária, movimentos esportivos, entre outros, ocorrem em superfícies relativamente instáveis (caminhar na rua, tomar banho, carregar peso em piso irregular), o treinamento deve atender às demandas advindas dessas atividades (BEHM, 1995; BEHM; SALE, 1993). Assim, as características do TFI podem apresentar mais semelhanças com atividades cotidianas do que as características do TF tradicional, tornando-o uma alternativa interessante para idosos.

No entanto, em nosso conhecimento, somente três estudos abordaram o TF com instabilidade em idosos. Por exemplo, Thompson et al. (2007) submeteram 11 idosos golfistas (± 70 anos de idade) a um programa progressivo de treinamento de força com duração de oito semanas, frequência de três sessões por semana, incluindo vários exercícios de flexibilidade, equilíbrio e força realizados em forma de circuito. Também utilizaram diversos acessórios de instabilidade, semelhantes aos utilizados neste estudo. A avaliação da capacidade funcional foi realizada através do Fullerton Senior Fitness Test (uma bateria de testes de funcionalidade). Após a intervenção, o grupo experimental obteve aumento significante no desempenho do equilíbrio, flexibilidade e na bateria de testes de funcionalidade quando comparado com o grupo controle. Portanto, os autores concluíram que este programa de treinamento resulta em significantes melhorias na funcionalidade. Porém, este estudo não envolveu avaliação de variáveis neuromusculares, como força dinâmica máxima e isométrica, nem de AST, o que não possibilita estabelecer uma correlação entre incremento na força e funcionalidade, por exemplo. Além disso, é difícil explicar os resultados devido à falta de variáveis que possam auxiliar a compreendê-los. Desse modo, é possível concluir que o protocolo surtiu efeito sobre a funcionalidade, entretanto, não se sabe exatamente o mecanismo que contribuiu para isso.

Granacher et al. (2013) avaliaram os efeitos do TFI sobre a força muscular do tronco, a mobilidade da coluna, o equilíbrio dinâmico e a mobilidade funcional. Os autores encontraram melhoras em todas as variáveis. Porém, esse estudo envolveu apenas um grupo experimental, que mostra que a intervenção produziu resultados positivos, porém caso tivessem incluído um grupo que realizasse TF tradicional para os mesmos grupos musculares poderiam ter verificado qual estratégia foi mais eficiente, já que o TF é a mais comumente utilizada. Além disso, como a maioria dos estudos apresentados, este também não incluiu variáveis que pudessem auxiliar na compreensão do fenômeno. Portanto, existe uma lacuna na literatura com relação ao TFI em idosos, relacionada com a eficiência da estratégia, e com mecanismos.

Além deste, Silva-Batista et al., (2014) aplicaram protocolo semelhante ao nosso, porém somente para membros inferiores. Realizaram protocolo de TF com instabilidade, utilizando os mesmo acessórios utilizados neste estudo, o que produziu resultados positivos em variáveis neuromusculares e funcionais. Porém, este foi um estudo de caso que incluiu apenas um idoso com Parkinsonismo, doença que causa sintomas semelhantes aos da doença de Parkinson, porém mais pronunciados. Isso impede a comparação com os resultados deste estudo, visto que, além de as amostras diferirem, um estudo de caso com um idoso não permite fazer inferências sobre os resultados, pois não é possível saber se os resultados não se deveram ao acaso.

Claramente, todas essas variáveis neuromusculares atuam em conjunto de forma a adequar a capacidade de produção de força à demanda apresentada, a separação aqui tem por objetivo entender suas funções, além de verificar o que os principais estudos na área de envelhecimento e TF mostram sobre elas. Nesse sentido, uma boa capacidade de produção de força depende da integridade e de uma boa interação entre essas variáveis, o que caracteriza uma interação eficiente entre os sistemas nervoso e muscular. Os declínios fisiológicos que acompanham o processo de envelhecimento são conhecidos por provocar alterações em diversas dessas variáveis, de tal forma que a capacidade de produção de força pode ser bastante comprometida, prejudicando a funcionalidade do indivíduo. Por isso, o desenvolvimento de estratégias capazes de alterar tanto o funcionamento das variáveis individualmente, quanto a interação entre elas é de extrema importância.

Portanto, existe uma lacuna na literatura em relação aos idosos saudáveis e as respostas ao TF com instabilidade e, esta pesquisa pretende contribuir com a compreensão dos mecanismos por trás das adaptações neuromusculares ao TFI, além de entender se os

benefícios observados em outras faixas etárias e em grupos com outras características também se aplicam aos idosos que comporão a amostra deste estudo.

4 MÉTODOS

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, nº 2011/12.

4.1 Amostra

Para a composição da amostra foi considerada a definição de idoso adotada pela OMS (2005), que considera idoso o indivíduo com 60 anos ou mais. A amostra foi composta através de dois recrutamentos realizados ao longo de um ano. Esses recrutamentos foram realizados em locais de encontro de idosos, como centros de convivência, instituições públicas ou privadas que oferecem serviços para idosos, como aulas de artesanato, dança, línguas, entre outros. Também colocamos cartazes em postos de saúde, além de divulgar o projeto via internet. Interessaram-se em participar do estudo 101 pessoas. Dessas, 42 atendiam aos critérios de inclusão antes de realizar a avaliação médica. Após avaliação, 34 pessoas foram incluídas nos estudo seguindo os seguintes critérios: 1º) não estar participando de programa de treinamento de força, nem ter participado nos últimos doze meses; 2º) não estar participando de programa de atividade física regular com frequência maior do que duas vezes na semana; 3º) não possuir condição patológica como alterações articulares e cardiovasculares que impossibilitem a prática de exercícios por dor ou impedimento médico; 4º) não possuir diabetes nem fazer uso de B-bloqueadores, diuréticos, vasodilatadores ou antagonistas dos canais de cálcio; 5º) não apresentar sintomas de demência e/ou depressão. Após serem informados sobre os objetivos, os benefícios e os riscos associados à execução do protocolo experimental, esses indivíduos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

O estudo terminou com 29 indivíduos. As desistências tiveram os seguintes motivos: problemas pessoais (3), doença vascular pré-existente e desconhecida pelo voluntário (1), osteoporose na coluna desconhecida pelo voluntário (1).

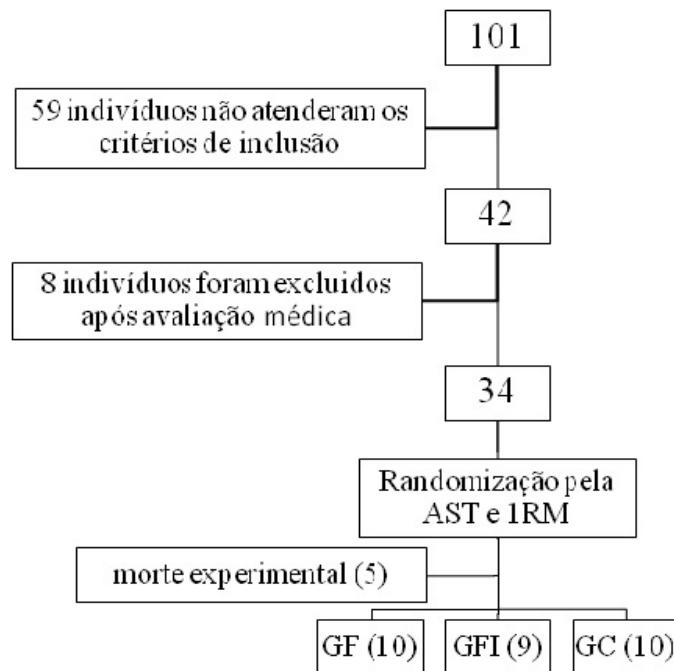


Figura 3. Fluxograma demonstrando a entrada de indivíduos durante o recrutamento, a randomização nos três grupos, e o número final de sujeitos na amostra após morte experimental.

4.2 Desenho Experimental

Os indivíduos que se voluntariaram responderam a uma anamnese, e na ausência de critérios de exclusão foram submetidos a um teste ergométrico máximo a fim de se verificar a presença de possíveis alterações cardiovasculares que necessitassem de investigação mais profunda. Os que não apresentaram indícios de patologias cardiovasculares e foram liberados pelo médico foram considerados aptos a participar do estudo.

Esses indivíduos participaram de familiarização aos pré-testes e após 48 horas realizaram os pré-testes conforme a Figura 1. Posteriormente, os idosos foram classificados em quartis aleatoriamente pela área de secção transversa e força dinâmica máxima e divididos nos grupos: grupo treinamento de força (GTF), grupo treinamento instabilidade (GTI) e grupo controle (GC). Apenas o GTF e GTI sofreram a intervenção do treinamento, que teve duração de 12 semanas e frequência de duas vezes por semana. Para não haver perdas dos efeitos do treinamento todos os pós-testes foram realizados na semana seguinte ao término do mesmo, na sequência apresentada no fluxograma de entrada e procedimentos experimentais na Figura 3.

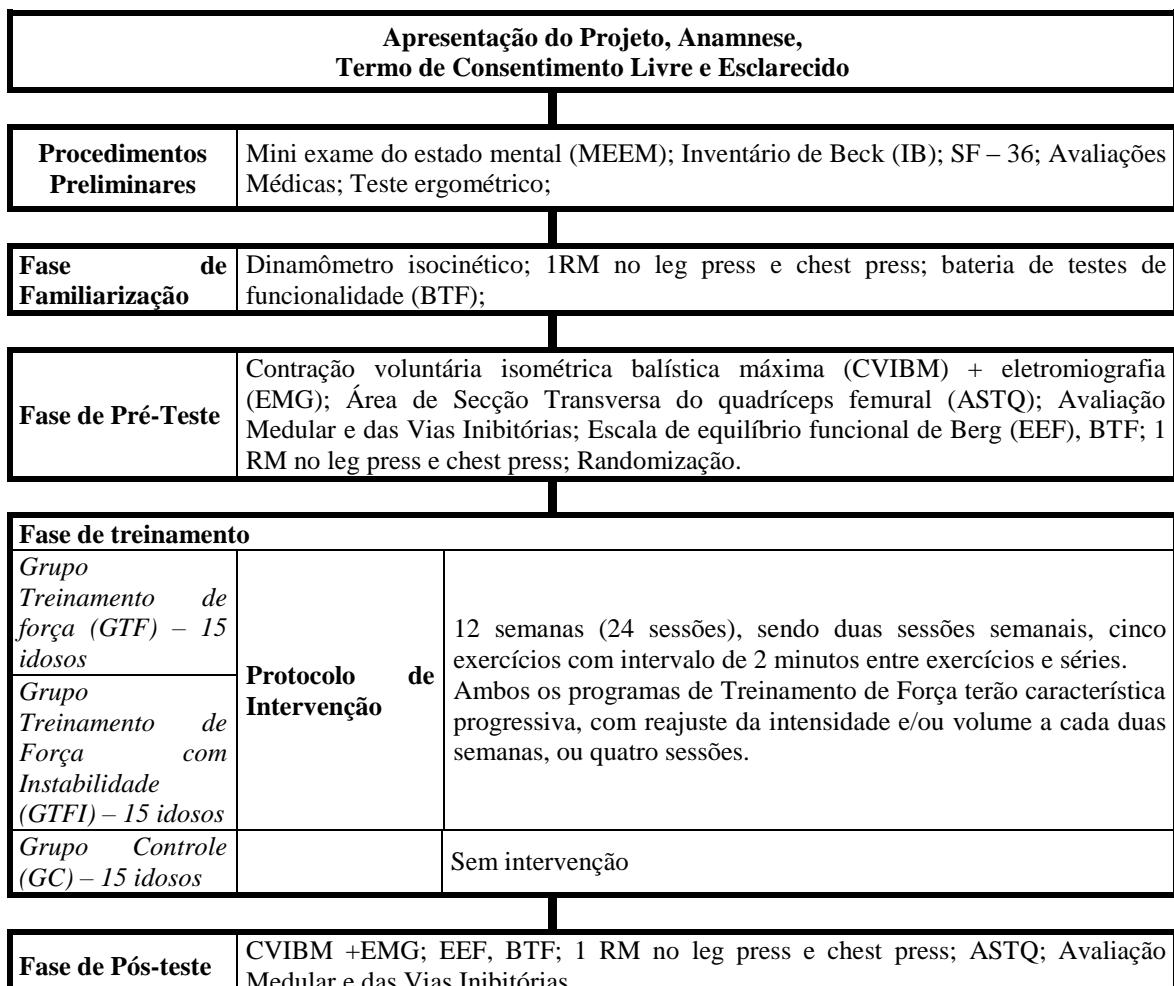


Figura 4. Fluxograma do estudo.

4.3 Procedimentos Preliminares

4.3.1 Anamnese, Mini Exame do Estado Mental, SF-36 e Inventário de Beck

Todos os idosos responderam a uma anamnese a fim de se obter suas características pessoais, seu histórico de saúde e exercício físico, fatores de risco conhecidos e os antecedentes familiares. Além disso, um rastreio do estado mental foi realizado através do Mini Exame do Estado Mental (MEEM), que avalia funções cognitivas específicas: orientação para tempo e local, registro de três palavras, atenção e cálculo, lembrança de 3 palavras, linguagem e capacidade construtiva visual afim de determinar indícios de demência. A nota de corte de 24 para idosos alfabetizados no sistema de ensino formal foi estabelecida para a participação no estudo (ALMEIDA, 1998). Este instrumento apresentou boa confiabilidade para a avaliação de amostras de idosos, índice de precisão global avaliado pelo

coeficiente alfa de Cronbach de 0,80 (SILVA et al., 2010). Nenhum idoso analfabeto ou com sintomas de demência se interessou em participar do estudo.

A qualidade de vida foi avaliada através do questionário SF-36, que é composto por 36 itens avaliados dentro de 8 diferentes sub escalas: capacidade funcional, aspectos físicos, dor, estado geral de saúde, vitalidade, aspectos sociais, aspectos emocionais e saúde mental. O escore final varia de 0 a 100, sendo o menor valor o pior resultado, e o maior o melhor (CICONELLI et al., 1999). Ele foi aplicado antes e após o período de intervenção com o propósito de avaliar os efeitos dos protocolos de treinamento ou do período controle na qualidade de vida dos voluntários. Este instrumento foi avaliado quanto à confiabilidade frente à população de idosos brasileiros e apresentou bom índice de consistência interna para a escala total, alfa de Cronbach a igual 0,868 (CASTRO; DIRUSSO; OYSHI, 2014).

Para evitar a inclusão de idosos com sintomas de depressão foi aplicado o Inventário de Beck. Este instrumento é composto por 21 conjuntos de quatro afirmativas a respeito de como o indivíduo tem se sentido na última semana. Cada afirmativa do conjunto é pontuada de 0 a 4. A pontuação é considerada de acordo com o valor da afirmativa que o indivíduo escolheu. Este instrumento avalia fatores como tristeza, pessimismo, distorção da imagem corporal, idéias suicidas, entre outros (GORESTEIN; ANDRADE, 1998). O indivíduo escolhe a afirmativa que mais se adéqua, e cada afirmativa escolhida representa uma pontuação a ser somada no final. A nota de corte de 21 pontos foi utilizada para exclusão de voluntários, pois escores superiores podem indicar sintomas sugestivos de depressão. Estudos de validade do instrumento frente à população brasileira (Finger; Argimon, 2013) apontam estrutura interna com três fatores: cognitivo-emocional, comportamental e sensações de perda. Índice de precisão global avaliado pelo coeficiente alfa de Cronbach igual a 0,89.

4.3.2 Avaliações Médicas e Teste Ergométrico

Todos os idosos foram examinados clinicamente por um médico, que investigou o histórico de saúde. Se após essas etapas o indivíduo foi considerado apto pelo médico, um teste ergométrico em esteira rolante foi realizado para verificar a presença de alguma alteração cardiovascular que merecesse uma investigação mais profunda, ou que impedisse a participação no projeto.

O protocolo utilizado foi o de Bruce modificado. Nesse protocolo, o primeiro estágio inicia com a velocidade de 1,7 MPH ou 2,7 Km/h, a mesma do Bruce original, mas sem inclinação, por 3 minutos. O segundo estágio é constituído da velocidade de 2,7 Km/h, com

inclinação de 5%. A partir do estágio três segue-se o protocolo original, onde grandes aumentos de inclinação e/ou velocidade entre os estágios ocorrem e o teste é interrompido quando o indivíduo atinge o esforço máximo percebido (MENEGHELO et al., 2010).

4.3.3 Área de Secção Transversa do Quadríceps Femoral (AST)

Foi realizada através de imagens por ressonância magnética, utilizando um aparelho de alto campo magnético de 1,5 Tesla com bobina de corpo (Signa LX 9.1, GE Healthcare, Milwaukee, USA). Para aquisição das imagens, os idosos foram posicionados no aparelho de ressonância magnética em decúbito dorsal, com ambas as pernas estendidas. Dois avaliadores experientes cuidaram para corrigir o posicionamento das pernas e fixá-las com sacos de areia de forma que não fosse possível ao indivíduo movimentá-las durante a avaliação.

A AST foi determinada pela subtração da área do osso e da gordura subcutânea usando planimetria computadorizada através de um software de análise de imagens (*Advantage Workstation 4.3, GE Healthcare, Milwaukee, WI, EUA*). Para análise dos dados, foi utilizada a média de três mensurações, realizadas no corte medial (determinado pelo ponto médio da distância entre o trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral da tíbia) do quadríceps femoral de ambas às pernas (dominante e não dominante), como medida da AST. Foi estabelecido um coeficiente de variação inferior a 1% entre as medidas. As medidas da AST foram feitas na fase de pré-testes e 48 horas após o término da última sessão de treinamento, realizadas no laboratório Delboni Auriemo. A AST foi realizada por um avaliador experiente e cego ao desenho experimental.

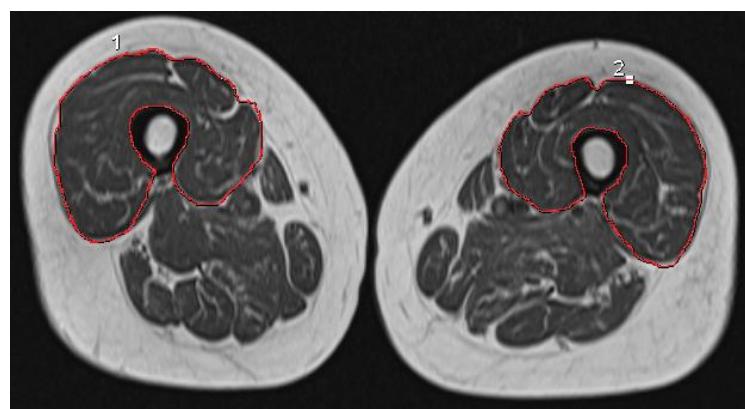


Figura 5. Exemplo de imagem da área de secção transversa do quadríceps femoral esquerdo (1) e direito (2), obtidas através de exame de ressonância magnética. Contorno realizado em software de análise de imagens *Advantage Workstation 4.3*.

4.3.4 Teste de força dinâmica máxima

O teste de uma repetição máxima (1RM) foi realizado no *leg press* e no *chest press* seguindo as orientações da Sociedade Americana de Fisiologistas do Exercício (BROWN & WEIR, 2001). Previamente ao teste, os indivíduos realizaram um aquecimento em ciclo ergômetro durante 5 minutos entre 40 e 60 rpm. Após o aquecimento geral, os indivíduos executaram um aquecimento específico composto por uma série de cinco repetições com aproximadamente 50% de 1RM estimada ou do peso corporal do individuo, e uma série de três repetições com aproximadamente 70% de 1RM estimada ou do peso corporal do individuo, com dois minutos de intervalo entre as séries.

Após o aquecimento a força dinâmica máxima foi determinada em, no máximo, cinco tentativas, com três minutos de intervalo entre elas. Os incrementos de peso (kg) em cada tentativa variaram de acordo com a percepção de esforço do indivíduo e pela experiência na aplicação do teste da pesquisadora. A carga registrada como 1RM foi aquela da tentativa em que o indivíduo conseguiu mobilizar a maior carga em um ciclo completo do movimento. Os ajustes dos aparelhos foram anotados para que se pudesse reproduzir o teste. Além disso, antes da realização do teste foram realizadas sessões de familiarização a fim de encontrar a estabilização dos resultados, que foi atingida quando os valores não variavam mais do que 5% (SILVA-BATISTA et al., 2011). Na maioria das vezes foram necessárias duas sessões de familiarização, em algumas vezes quatro.

4.3.5 Contração Voluntária Isométrica Balística Máxima (CVIBM)

Contrações isométricas balísticas são comumente usadas para avaliar o pico do torque isométrico e ativação neuromuscular máxima (atividade eletromiográfica) (WALLERSTEIN, 2009). Desse modo, para avaliação da contração voluntária isométrica balística máxima (CVIBM) do membro inferior, os indivíduos permaneceram sentados em uma cadeira extensora que faz parte do dinamômetro isocinético da marca Biode System 3 (Biomedical Systems, Newark, CA, USA). Seu tronco e quadril foram presos por cintos para evitar movimentos acessórios. Para avaliação do torque líquido dos músculos extensores do joelho, o centro de rotação dessa articulação (linha intercondilar média) foi alinhado com o centro de rotação do braço do aparelho, que foi fixado em um ângulo de 60° em relação à horizontal. O ponto de apoio do braço de alavanca do aparelho foi situado a um centímetro proximal ao maléolo

medial do sujeito. Para avaliação do torque líquido produzido pelos músculos flexores plantares, o centro de rotação dessa articulação (maléolo lateral) foi alinhado com o centro de rotação do braço do aparelho, que foi fixado em um ângulo de 90º em relação à horizontal. O torque extensor líquido produzido pelas articulações do joelho e do tornozelo foi estimado através de um programa escrito em *Visual Basic®* (*Visual Basic, Microsoft*). A frequência de aquisição dos dados de força foi de 500 Hz (RICARD et al., 2005).

Os indivíduos realizaram três testes de CVIBM intervalados por 48-72 horas para conseguirem atingir estabilização do pico de torque balístico (familiarização). Em cada teste os indivíduos realizaram um aquecimento com cinco tentativas submáximas intervaladas por 2 minutos. Após o aquecimento os indivíduos fizeram duas tentativas com três minutos de intervalo entre elas, e durante a contração eles foram instruídos a atingir o pico de força o mais rápido possível, mantê-lo por dois segundos adicionais e depois relaxar o mais rapidamente possível. Esse pico de força atingido foi considerado como o pico de torque balístico (PT) (Figura 6). Além do PT, nessa tarefa também foram avaliados a ativação neural (RMS do sinal eletromiográfico), o retardo eletromecânico (REM), a taxa de desenvolvimento de torque (TDT) e o tempo de meio relaxamento (T1/2R), tanto para extensores de joelho, quanto para flexores plantares.

4.3.5.1 Ativação Neural, Retardo Eletromecânico, Taxa de Desenvolvimento de Torque e Tempo de Meio Relaxamento.

Na ocasião da realização da CVIBM foi captada a EMG de superfície para a avaliação da ativação neural. Para tal, a pele do indivíduo foi tricotomizada, esfoliada e limpa com álcool isopropílico, para diminuir a impedância para valores menores que 150 Ω. Eletrodos bipolares de barra e de superfície, com distância intereletrodos de 2cm e comprimento de 1cm, foram colocados no maior volume muscular seguindo a provável orientação das fibras dos músculos vasto medial, vasto lateral e gastrocnêmio. Um eletrodo terra foi fixado à patela do indivíduo. Os sinais foram capturados por uma unidade de EMG (*Miosystem, Miosystem, Brasil*) e convertidos de unidades analógicas para unidades digitais por um cartão A/D de 12 bits. A ativação neural foi estimada com os valores de raiz quadrada média (RMS) de cada um dos músculos em questão, calculados com um janelamento de ±500 ms ao redor do pico de torque para cada um dos músculos-alvo, através de um software customizado (*Visual Basic, Microsoft*). A frequência de aquisição do sinal eletromiográfico foi de 1000 Hz, com filtros de

passa banda com frequências de corte de 20 e 500 Hz (RICARD et al., 2005). Para garantir a mesma colocação dos eletrodos pré e pós-teste, dois métodos foram utilizados. Primeiro, uma transparência foi utilizada para registro da posição dos eletrodos, assim como, para a identificação de sinais anatômicos tais como pintas e cicatrizes. Segundo, a localização dos eletrodos foi delineada com uma caneta permanente. Essa marcação foi refeita/mantida durante todo o protocolo experimental.

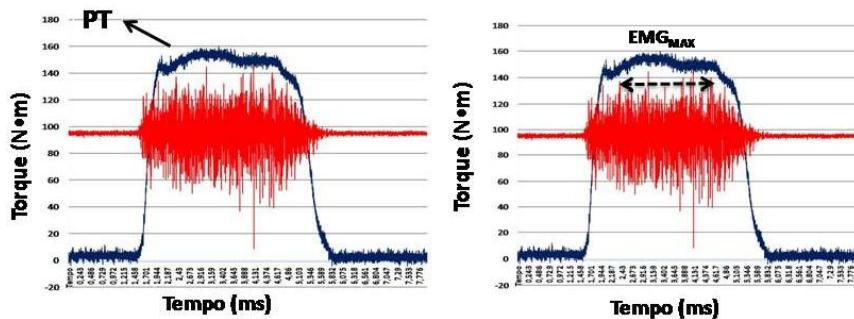


Figura 6. Representação gráfica das variáveis pico de torque (PT) e ativação neural (EMG max).

A TDT (Figura 7) também foi estimada durante a CVIBM pelo mesmo software customizado. Para a análise da TDT foi estimada a variação na produção de torque dos músculos extensores do joelho e flexores plantares nos primeiros 200 ms após o início da produção de torque (RICARD et al., 2005). Foram utilizados para análise estatística os valores de TDT dos músculos extensores do joelho e flexores plantares da tentativa de CVIBM que apresentou o maior pico de torque.

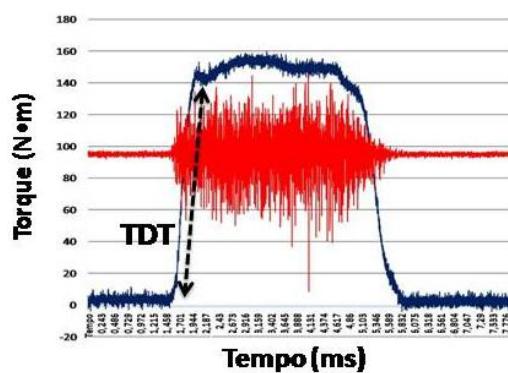


Figura 7. Representação gráfica da variável taxa de desenvolvimento de torque (TDT).

Para análise do REM (Figura 8) foram utilizadas as tentativas da CVIBM e o mesmo software customizado utilizado para análise da ativação neural. O REM foi calculado baseado na diferença de tempo entre o início da atividade elétrica de cada um dos músculos em questão (i.e. vasto medial, vasto lateral e sóleo) e o início da produção de torque. Para determinar o início da atividade elétrica e do torque, foram calculados a média e o desvio padrão, de ambos os sinais, em um trecho no qual o sinal esteja visualmente estável (*i.e.*, valor de base onde o indivíduo foi solicitado a relaxar completamente os músculos-alvo). Foram considerados como os instantes de início da atividade elétrica e da produção de torque muscular quando os valores de RMS e torque superaram em dois desvios padrão as médias dos valores de base. O REM foi calculado subtraindo do tempo de início do torque o tempo de início da atividade eletromiográfica. Foram utilizados para análise estatística os valores de REM de cada um dos músculos-alvos da tentativa de CVIBM que apresentou o maior pico de torque.

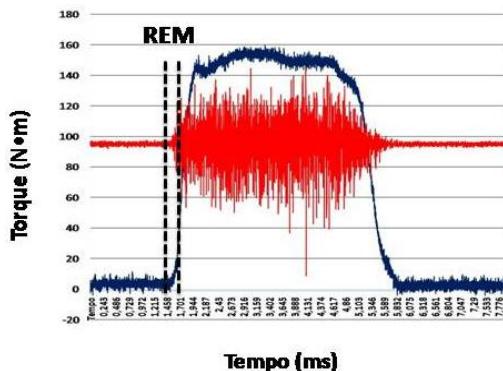


Figura 8. Representação gráfica da variável retardo eletromecânico (REM).

O T_{½R} (Figura 9) foi determinado como o intervalo de tempo entre o início do relaxamento até o instante em que o valor de torque atingiu 50% do pico de torque obtido naquela contração, ou seja, o tempo decorrido do pico de torque até 50% do pico de torque na fase de relaxamento (ANDERSEN; AGAARD, 2006; CANNON et al., 2008).

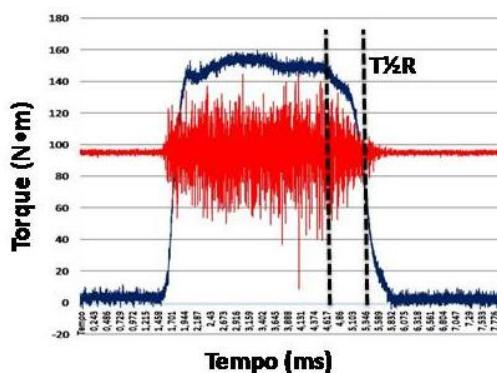


Figura 9. Representação gráfica da variável tempo de meio relaxamento (T1/2R).

4.3.6 Avaliação medular

As inibições medulares IPS e IR foram avaliadas por meio do reflexo-H do músculo sóleo. Dessa forma, o reflexo-H foi obtido em duas condições: 1) controle - somente o reflexo-H do músculo sóleo foi obtido, com um estímulo aplicado sobre o nervo tibial, e 2) situação condicionada - o reflexo-H do músculo antagonista (tibial anterior) foi estimulado ante do reflexo-H do músculo sóleo. O estímulo no nervo do músculo antagonista (estímulo condicionante), aplicado sobre o nervo fibular comum com diferentes atrasos, foi aplicado a fim de recrutar as fibras aferentes Ia, gerar o reflexo-H do músculo tibial anterior e ativar as vias inibitórias.

4.3.6.1 Reflexo H

Todos os indivíduos permaneceram sentados em uma poltrona, com o quadril posicionado a 110°, o joelho a 120° e o tornozelo a 100° de flexão. O segmento dominante foi fixado em um pedal situado abaixo do equipamento de neuroestimulação (*Nicolet® Viking Quest portable EMG apparatus, CareFusion, Wisconsin, USA*). Para reduzir a movimentação das articulações, além da fixação do mesmo com velcro, um dos examinadores auxiliou na contenção do calcanhar do participante durante o experimento. Adicionalmente, o reflexo H pode ser influenciado por diversos fatores, como movimentação de partes de corpo, por exemplo (ZEHR, 2002). Dessa forma, os indivíduos foram orientados a permanecerem imóveis durante o teste, com os braços apoiados sobre as coxas e relaxados, além de serem instruídos a não dormir. O reflexo-H do músculo sóleo foi obtido por meio de uma estimulação bipolar do nervo tibial com eletrodos de superfície auto-adesivos (Valutrode), que foram fixados na fossa poplítea (1cm largura e 2cm de comprimento), e na face anterior no joelho sobre o ligamento patelar (3,2cm de diâmetro). Os pulsos de estimulação foram retangulares, com 1ms de duração. A captação do reflexo-H do músculo sóleo foi feita através de dois eletrodos de superfície auto-adesivos (Kendall, 1,0 cm de diâmetro), fixados sobre o músculo sóleo a 4cm e 6cm (i.e. distância intereletrodo de 2cm) abaixo da união dos ventres dos músculos gastrocnêmio lateral e medial, na região postero-medial da perna (HUGON, 1973). O eletrodo referência foi fixado na porção medial da tíbia. Antes da fixação dos eletrodos de estimulação e captação, a pele da região foi tricotomizada e limpa com gaze embebida em álcool

isopropílico. Os eletrodos de estimulação e de captação foram fixados com esparadrapo e fitas de velcro para melhorar o contato entre a pele e o eletrodo (Figura 4). A taxa de aquisição dos sinais foi de 2 kHz.

O valor da onda M máxima (M_{max}) do músculo sóleo foi obtido através da aplicação de pelo menos três estímulos de intensidade crescente (ou progressiva) em que não houve aumento da amplitude pico a pico da onda M. Depois, a intensidade de estímulo que produziu uma onda H com amplitude entre 15 e 20% da M_{max} foi determinada para posterior condicionamento.



Figura 10. Posicionamento dos eletrodos de estimulação e captação. (A) eletrodos de estimulação do nervo tibial localizado na fossa poplítea para estimular o músculo sóleo; (B) eletrodos de estimulação localizados na cabeça da fíbula para estimular o nervo fibular comum; (C) eletrodos de captação localizados abaixo da união dos ventres dos músculos gastrocnêmio lateral e medial para captação no músculo sóleo (SILVA-BATISTA et al, 2013).

4.3.6.2 Condicionamento do reflexo H no músculo sóleo

O reflexo-H do músculo sóleo foi condicionado pela estimulação das vias aferentes Ia do nervo tibial anterior através de um pulso retangular de 1ms de duração (estímulo condicionante) aplicado por meio de um eletrodo de superfície, posicionado 2,0cm abaixo da cabeça da fíbula e fixado com velcro. Seus contatos têm aproximadamente 1,0cm de diâmetro, com 2,0cm de distância inter eletrodo. Os eletrodos de captação do músculo tibial anterior foram fixados sobre o ventre muscular deste músculo com uma distância inter eletrodo de 2,0cm, na altura do primeiro quarto da fíbula com o mesmo eletrodo de referência.

A determinação da intensidade de condicionamento correspondente ao limiar motor foi feita individualmente para obter uma onda M no tibial anterior com valor em torno de 100 μ V. Este valor foi suficiente para estimular as vias aferentes do tibial anterior que

estimulam as vias inibitórias da IPS e IR sobre o músculo sóleo, sem causar contrações vigorosas do músculo tibial anterior que podem gerar estiramentos no músculo sóleo e interferir nos resultados.

Para determinar a IPS ou a IR o intervalo entre o estímulo condicionante e o estímulo teste (C-T) foi diferenciado. A IR foi obtida com intervalo C-T de 0-4ms (CRONE, HULTBORN, JESPERSEN & NIELSEN, 1987), e a IPS foi obtida com intervalo C-T de 100ms (CAPADAY, 1997; ZEHR & STEIN, 1999). Todas as avaliações foram realizadas em repouso para que não ocorresse influência supra-espinhal. Para cada participante foi determinado o melhor intervalo de condicionamento, ou seja, o intervalo C-T que causou maior inibição (IR) sobre o reflexo-H (0-4 ms). Somente o intervalo C-T associado à IPS foi pré-estipulado em 100ms para todos os participantes. Determinadas as intensidades adequadas de estimulação, foram obtidos 25 reflexos-H testes e 25 reflexos-H condicionados para cada intervalo C-T, com intervalo entre cada reflexo-H de 10s. O cálculo da porcentagem de IPS e IR foi feito de acordo com a equação 1:

$$\% \text{ Inibição} = 1 - (H_{\text{condicionado}} / H_{\text{teste}}) * 100 \quad (1)$$

Onde, $H_{\text{condicionado}}$ representa o reflexo-H do músculo sóleo condicionado com os dois diferentes intervalos C-T, e H_{teste} o reflexo-H do músculo sóleo sem condicionamento. Valores negativos indicam facilitação. Os participantes que apresentaram facilitação ou inibição < 10% não foram considerados para efeitos de análise.

4.3.7 Avaliação do Equilíbrio

Três testes foram realizados para a avaliação do equilíbrio. Um deles foi a Escala de Equilíbrio Funcional de BERG, que contém 14 itens, que podem atingir um total de 56 pontos. Os itens avaliam o equilíbrio em durante a realização de AVDs. A pontuação de cada item varia de 0 a 4, sendo 0 a pior nota e 4 a melhor, então, quanto menor a pontuação, pior o equilíbrio do indivíduo (PEREIRA; MAIA; SILVA, 2013).

Os outros dois testes foram realizados na *Biodex Balance System SD* (*Biodex Medical Systems - SD, USA*). Este é um sistema de avaliação de equilíbrio que contém uma plataforma e/ou base de força estática sensível a oscilação do centro de massa (CM). A *Biodex* gera instabilidades multidirecionais em sua base e faz a captação do deslocamento do COP nas direções antero-posterior e médio-lateral durante a oscilação do CM, o que resulta em um índice de estabilidade geral representado como média ± desvio padrão. Uma frequência de

20Hz é utilizada pela *Biodex* para aquisição dos dados. Ela contém vários testes para avaliar o equilíbrio. No presente estudo utilizamos os seguintes testes: Risco de Quedas e Estabilidade Postural.

Risco de Quedas (*Fall Risk Test - FRT*): realizado com apoio bipodal, permite a identificação de indivíduos com possível risco de sofrerem quedas. Três tentativas de 20 segundos foram realizadas neste teste, como intervalo entre elas de 10 segundos. Durante cada tentativa, o indivíduo deverá tentar manter o seu CM dentro da sua base de suporte, sem sair do centro da plataforma *Biodex*. Isso é feito através de um sistema de feedback visual em tempo real em que o indivíduo precisa manter o seu CM (estimado pela *Biodex*) o mais próximo possível do alvo que aparece em uma tela à sua frente (uma bolinha preta que aparece no meio da tela da plataforma) enquanto a *Biodex* gera instabilidade. Além disso, o indivíduo foi instruído a não segurar nos apoios laterais da plataforma. Os resultados do teste foram comparados com dados normativos dependentes da idade que são gerados pela plataforma. Escores menores são mais desejáveis do que escores maiores, já que os maiores indicam possível déficit na força de membros inferiores e nos sistemas sensoriais (propriocepção, vestibular e visual) (SIERI; BERETTA, 2004; GUSKIEWICZ; PERRIN, 1996; GUSKIEWICZ; PERRIN; GANSNEDER, 1996). Mota et al. (2007) realizou estudo de validação convergente e verificou correlações moderadas entre os escores do teste de risco de quedas na *Biodex Balance System* e da Escala de Equilíbrio Funcional de Berg. Dessa forma, este é um teste que apresenta evidências de validade para a população brasileira de idosos. Além disso, Parraca et al. (2011) verificou bom índice de precisão teste-reteste (ICC=0,80) em idosos.

Estabilidade Postural (*Postural Stability Test - PST*): realizado também com apoio bipodal. Composto de três tentativas, cada uma delas com 20 segundos de duração e um minuto de intervalo entre elas. Durante cada tentativa, o indivíduo deve controlar a posição estimada do seu CM (obtido através de *feedback* visual em tempo real) dentro da sua base de suporte, mantendo a bolinha preta que representa o CM do indivíduo. Aqui o indivíduo também foi instruído a não segurar nos apoios laterais da plataforma. Novamente, escores menores são mais desejáveis do que escores maiores.. Parraca et al. (2011) verificou índice de precisão teste-reteste aceitável para idosos (ICC=0,69).

4.3.8 Bateria de testes de funcionalidade

Todos os idosos foram submetidos à bateria de testes desenvolvidos por Rikli; Jones (1999) para verificar o nível das capacidades motoras. Estes testes avaliam a força dos membros inferiores e superiores e agilidade/equilíbrio dinâmico. Antes da aplicação dos testes, os indivíduos foram familiarizados à bateria, e após 48 horas realizaram os testes. O intervalo entre a execução dos testes de funcionalidade foi de um minuto, e o mesmo intervalo foi aplicado entre a primeira repetição e a segunda (Tabela 1).

Tabela 1- Descrição da bateria de testes de funcionalidade

Parâmetro Físico	Teste	Protocolo
Força Membros inferiores	Sentar e levantar com os braços cruzados à frente do tórax (o maior número de vezes em 30 segundos);	Melhor de duas tentativas
Força Membros superiores	Rosca direta (flexionar e estender o cotovelo o maior numero de vezes em 30 segundos);	Duas tentativas para cada braço

Para o teste de sentar e levantar o indivíduo deveria levantar-se de uma cadeira e sentar-se novamente quantas vezes conseguisse, realizando um movimento completo, sem a utilização dos braços. Para o teste de flexão de cotovelo, o indivíduo deveria estar sentado e encostado em uma cadeira e, com um peso de 2,26 kg para mulheres e, 3,628kg para homens, realizar a flexão do cotovelo o mais rápido que pudesse durante trinta segundos. A quantidade de repetições alcançada foi considerada com o escore (RIKKLI; JONES, 1999).

4.4 Protocolo de Treinamento

As sessões de treinamento foram realizadas duas vezes por semana. Antes do início da sessão, os idosos dos grupos experimentais realizaram um aquecimento geral durante 10 minutos em uma esteira rolante a 5km/h. Após o aquecimento os indivíduos realizaram os exercícios: *leg press* (LP), agachamento (AG), flexão plantar (FP), *chest press* (CP) e puxada por trás (PT), com dois minutos de intervalo entre cada um. As cargas foram ajustadas em todas as sessões de treinamento, através da zonas de repetições máximas. Sempre que o indivíduo conseguia realizar mais do que as repetições do limite superior, a carga era incrementada. Quando o indivíduo não conseguia realizar a quantidade de repetições do limite

inferior, a carga sofria redução. A cada quatro semanas o volume e a intensidade de treinamento sofriam alterações, com aumento do número de séries e redução do número de repetições (Tabela 2).



Figura 11. Exemplo do posicionamento dos acessórios de instabilidade nos exercícios *leg press* e agachamento.

Tabela 2- Modelo de progressão dos programas de treinamento para as doze semanas de intervenção.

Semanas	Sessões	Séries	Repetições Máximas	Intervalos	Etapa
1 e 2	1-4	2	10-12	2 minutos	1
3 e 4	5-8	3	10-12	2 minutos	
5 e 6	9-12	3	8-10	2 minutos	
7 e 8	13-16	4	8-10	2 minutos	2
9 e 10	17-20	4	8-10	2 minutos	
11 e 12	21-24	4	6-8	2 minutos	3

Treinamento de Força: o exercício agachamento foi realizado com uma *physioball* posicionada entre a parede e a coluna tóraco-lombar do indivíduo. Este exercício foi realizado com pesos livres em ambas as condições. Todos os outros exercícios foram realizados em máquinas.

Treinamento de Força com Instabilidade: Nesta condição os exercícios foram realizados igualmente descritos no programa de TF, porém, executados com acessórios que promoviam instabilidade entre o aparelho ou solo e o ponto de aplicação de força. Os acessórios utilizados foram: blocos de EVA, *dyna disk*, *balance disk*, *bosu*, *physioball*, e apresentaram progressão e periodização junto com o protocolo do TFI. A progressão se deu do mais estável para o mais instável (Tabela 3). Por exemplo, o bloco de EVA é o mais estável dos acessórios, então na primeira semana um bloco em cada pé era utilizado para

todos os exercícios. Após, os blocos eram substituídos por dois *dyna discs*. Na sequência, eles eram substituídos por *balance dyscs* (menos estáveis) e, no caso dos exercícios leg press e agachamento, a base de apoio do indivíduo era reduzida e ele deveria posicionar os dois pés em apenas um *balance dysc*. Na fase final do treinamento, o *bosu* foi utilizado por ser o mais instável dos acessórios.



Figura 12. Acessórios de instabilidade. 1 = bloco de EVA, 2 = *dyna disc*, 3 = *balance disc*, 4 = *bosu* e 5 = *physioball*.

Tabela 3. Progressão dos acessórios utilizados no treinamento de força com instabilidade para as doze semanas de intervenção.

	<i>Leg Press</i>	<i>Puxada por Trás</i>	<i>Flexão Plantar</i>	<i>Chest Press</i>	<i>Agachamento</i>
Semana 1 e 2	blocos de EVA entre os pés e o aparelho.	blocos de EVA entre os pés e o aparelho.	blocos de EVA entre os pés e o aparelho.	blocos de EVA entre os pés e o aparelho.	blocos de EVA entre os pés e o solo; <i>physioball</i> entre as costas e a parede.
Semana 3 e 4	<i>dyna discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>dyna disc</i> no assento.	<i>dyna discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>dyna disc</i> no assento.	<i>dyna discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>dyna disc</i> no assento.	<i>dyna discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>dyna disc</i> no assento.	<i>dyna discs</i> entre os pés e o solo; <i>physioball</i> entre as costas e a parede.
Semana 5 e 6	<i>balance discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disk</i> no assento.	<i>balance discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>dyna disc</i> no assento.	<i>dyna discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento.	<i>balance discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento.	<i>balance discs</i> entre os pés e o solo; <i>physioball</i> entre as costas e a parede.
Semana 7 e 8	um <i>balance disc</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disk</i> no assento.	<i>balance discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento.	um <i>dyna disc</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento;	um <i>balance disc</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento.	um <i>balance disc</i> entre os pés e o solo; <i>physioball</i> entre as costas e a parede.
Semana 9 e 10	um <i>bosu</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disk</i> no assento;	<i>balance discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento.	um <i>dyna disc</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento;	um <i>bosu</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento;	um <i>bosu</i> entre os pés e o solo; <i>physioball</i> entre as costas e a parede.
Semana 11 e 12	um <i>bosu</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disk</i> no assento;	<i>balance discs</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento.	um <i>dyna disc</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento;	um <i>bosu</i> entre os pés e o aparelho; um <i>balance disc</i> no assento;	um <i>bosu</i> entre os pés e o solo; <i>physioball</i> entre as costas e a parede.

dyna disc: mais estável; *balance disc*: menos estável.

5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Uma Anova *one way* foi realizada para comparar a idade, o peso e a altura dos grupos experimentais no pré-treinamento. Após o período experimental, os dados foram analisados visual e quantitativamente quanto à normalidade (*Shapiro-Wilk*) e existência de observações extremas (*Box-plots*). Quando os valores do teste de *Shapiro-Wilk* apontaram ausência de normalidade, foram realizadas transformações logarítmicas. Nos casos onde essa estratégia não surtiu efeito, um teste não paramétrico foi utilizado (i.e. *Kruskal Wallis*), utilizando os valores de delta percentual do pré para o pós teste como variável dependente. No caso de valores significantes de qui-quadrado, foi utilizado testes de *Mann-Whitney* para comparações

múltiplas. O p ajustado de 0,017 foi adotado como nível de significância para esta análise . As variáveis dependentes que apresentaram normalidade foram analisadas com modelos mistos tendo grupo e tempo como fatores fixos e voluntários como fator aleatório. Em caso de valores de F significantes, *post-hocs* com ajustamento de *Tukey* foram utilizados para efeitos de comparações múltiplas. O nível de significância adotado foi de $p<0,05$. Os dados são apresentados como médias e desvios padrão. A análise de modelos mistos e a Anova *one way* foram realizadas no programa estatístico SAS® 9.2. O teste de *Kruskal-Wallis* foi realizado no SPSS versão 22 para Windows.

Foi realizado também o cálculo do volume total multiplicando-se a carga, o número de repetições e as séries de cada sessão, para cada indivíduo. Esse procedimento foi realizado para os exercícios agachamento, *leg press* e flexão plantar, dada a sua relevância para os resultados esperados neste estudo. Após, foi realizado um teste-t para amostras independentes, no SPSS versão 22 para Windows, afim de verificar a diferença entre os grupos.

Ainda, foram realizadas comparações entre os grupos através de um teste baseado no tamanho do efeito. Para tanto, utilizou-se valores de média e desvio padrão de valores pré e pós-treinamento de cada grupo, comparando-se os grupos, dois a dois (NAKAGAWA; CUTILL, 2007). Adicionalmente, realizou-se o cálculo do intervalo de confiança do tamanho do efeito utilizando-se a distribuição t não-central (HOWELL; VERMONT, 2010). A análise do tamanho do efeito tem sido sugerida na literatura como forma de facilitar a interpretação dos resultados de pesquisas científicas e estimular a transferência do conhecimento para a prática profissional, diferente da utilização de testes de hipótese, que fornecem somente respostas dicotômicas (i.e. significante, não-significante) (RHEA, 2004; NAKAGAWA; CUTILL, 2007; FLANAGAN, 2013).

6 RESULTADOS

A média de idade, peso e altura dos indivíduos antes do início dos diferentes protocolos são apresentadas na Tabela 3. Não houve diferenças significantes entre os grupos no pré-teste ($P>0,05$).

Tabela 4. – Características iniciais da amostra nos grupos controle (GC), força (GF) e instabilidade (GFI), médias (\pm DP).

	Sujeitos	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (cm)
GC	10 (M8;H2)	69,3 (\pm 5,0)	65,4 (\pm 12,0)	159,0 (\pm 11,7)
GF	10(M8;H2)	71,4 (\pm 7,3)	70,8 (\pm 15,9)	160,1 (\pm 8,2)
GFI	9 (M7;H2)	68,7 (\pm 6,5)	63,1 (\pm 9,3)	157,6 (\pm 6,7)
Total	29 (M23; H6)	69,8 (\pm 1,4)	66,4 (\pm 3,9)	158,9 (\pm 1,2)

M: mulheres; H: homens

Na Figura 13 pode-se observar os resultados de volume total dos exercícios agachamento, *leg press* e flexão plantar. Para o exercício agachamento, o GFI apresentou volume total médio 22% menor do que GF ($p=0,015$). No exercício *leg press*, o GFI apresentou valores 24,8% menores do que GF ($p=0,003$), e na flexão plantar GFI apresentou resultados 8,5% menores do que o GF ($p=0,023$).

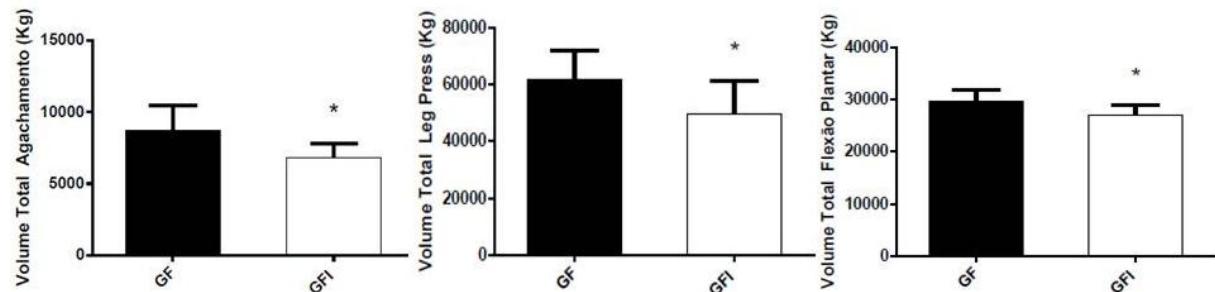


Figura 13. Resultados de volume total (Kg) para os exercícios agachamento, *leg press* e flexão plantar, para os grupos GF e GFI. * Diferença significante em relação ao GF ($p<0,003$).

Os resultados da área de secção transversa direita (ASTD) estão apresentados na Figura 14. Não houve diferença entre os grupos no pré-teste. Além disso, houve efeito principal de tempo ($p<0,0001$), decorrentes de aumentos de 2,5%, 5,9% e 6,6% para GC, GF e GFI, respectivamente. Contudo, a análise estatística não indicou diferença significante entre os grupos. O teste de tamanho do efeito (TE) e intervalo de confiança (IC) não apontou diferenças significantes (TE=0,10 ; IC: -0,80 a 1,00) na comparação entre os deltas do pré para o pós-treinamento de GF e GFI; porém a comparação entre GF e GC, e GFI e GC

apresentaram diferenças significantes ($TE=1,10$; IC:0,10 a 2,00 e $TE=1,60$; IC:0,50 a 2,60, respectivamente).

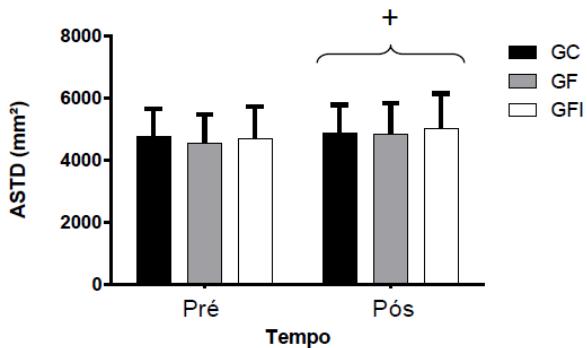


Figura 14. Resultados de área de secção transversa do quadríceps direito (mm^2) para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré e pós treinamento. + Efeito principal de tempo ($p<0,0001$).

Os resultados do teste de 1RM de membros superiores e inferiores são apresentados na Figura 15. Para o *chest press* não houve diferença entre os grupos nos pré-testes. Além disso, houve efeito de interação ($p<0,0001$). Os grupos GF e GFI aumentaram seus níveis de força após o período de intervenção em 14,46% ($p<0,0001$), e 10,57% ($p<0,0001$), respectivamente, sem diferença entre os grupos. Já o GC apresentou redução de 2,46% ($p=0,79$). No entanto, a análise não indicou diferença entre os grupos experimentais e o GC no pós teste. Para os membros superiores as análises de TE indicaram valores de 0,25 (IC: -0,68 a 1,13), quando comparados GF e GFI, 2,67 (IC: 1,38 a 3,91), quando comparados GF e GC e, 2,43 (IC: 1,18 a 3,68), quando comparados GFI e GC, indicando que o GF e o GFI obtiveram valores significantemente maiores do que GC no pós-teste.

Da mesma forma, os resultados do teste de 1RM de membros inferiores não apresentaram diferença entre os grupos no pré-teste e, demonstraram efeito de interação ($p=0,0009$). Tanto GF quanto GFI aumentaram seus níveis de força dinâmica máxima em 15,8% ($p<0,0001$) e 17,6% ($P=0,009$) respectivamente, sem diferença entre os grupos. O GC apresentou aumento não significante de 1,24% ($p=0,99$). Também não houve diferença entre os grupos experimentais e o GC no pós-teste. As análises do TE indicaram valores de 0,70 (IC: -0,26 a 1,65) na comparação entre GF e GFI; 1,70 (IC: 0,61 a 2,66), na comparação GF

e GC; 1,60 (IC: 0,50 a 2,60), na comparação entre GFI e GC. Novamente, os grupos experimentais obtiveram valores significantemente maiores do que o GC nessa avaliação.

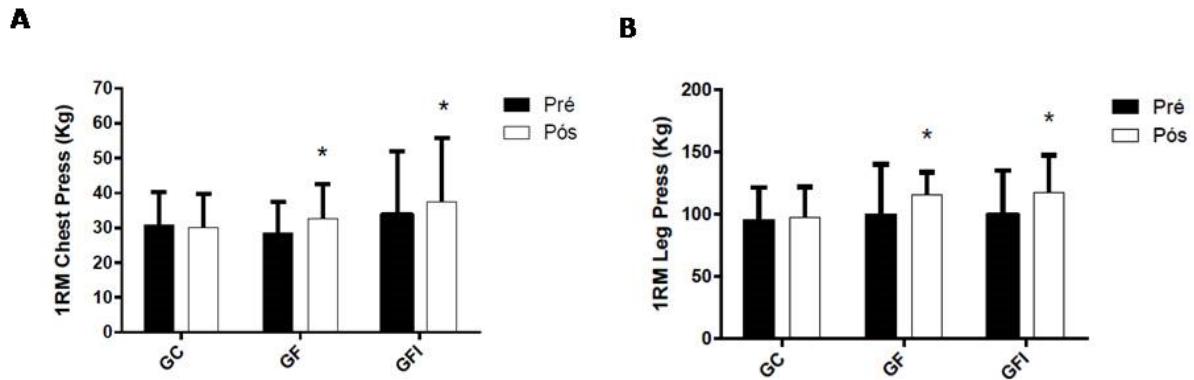


Figura 15. Resultados de força dinâmica máxima de membros superiores (A) e inferiores (B), para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré e pós treinamento. * Valores pós maiores do que valores pré treinamento ($p<0,0001$).

Na análise do pico de torque dos extensores do joelho não foram observadas diferenças entre os grupos no pré-teste e, foi observado efeito de interação ($p<0,0001$) (Figura 16), com aumentos de 32,7% ($p<0,0001$) e 30,9% ($p<0,0001$), para os grupos GF e GFI, respectivamente, sem diferença entre os grupos. O GC apresentou redução de 2,89% ($p=0,99$). Somente o GFI apresentou resultados significantemente maiores do que GC no pós-teste (40,20%, $p=0,04$). Adicionalmente, na comparação entre GF e GFI, o TE foi de 0,09 (IC: -0,82 a 0,90). Quando comparados os grupos GF e GC o TE foi de 2,13 (IC: 1,00 a 3,23), e na comparação entre GFI e GC o TE foi de 1,98 (IC: 0,85 a 3,08). Assim, ambos os grupos experimentais demonstraram médias dos deltas do pré para o pós-treinamento significantemente maiores do que GC.

O PT dos flexores plantares também não apresentou diferença entre os grupos nos pré-testes. Houve efeito de interação ($p=0,0003$), com aumentos significantes de 40,7% ($p=0,02$) e 78,3% ($p<0,0001$) do pré para o pós-teste, para os grupos GF e GFI, respectivamente. O GC apresentou redução de 9,7% ($p=0,96$). Os resultados de GF e GFI foram significantemente maiores do que os do GC no pós-teste (GF: 37,84%, $p=0,01$, GFI: 47,12% $p=0,0002$, respectivamente). No entanto, os resultados de GF e GFI não diferiram entre si. Ainda, os valores do TE para a comparação entre GF e GFI foram de 0,75 (IC: -0,21 a 1,66), para a comparação entre GF e GC foram de 1,99 (IC: 0,88 a 3,06), e para a comparação entre GFI e GC foram de 1,74 e (IC: 0,65 a 2,79). Assim, para o PT os grupos experimentais também apresentaram valores de TE significantemente maiores do que GC.

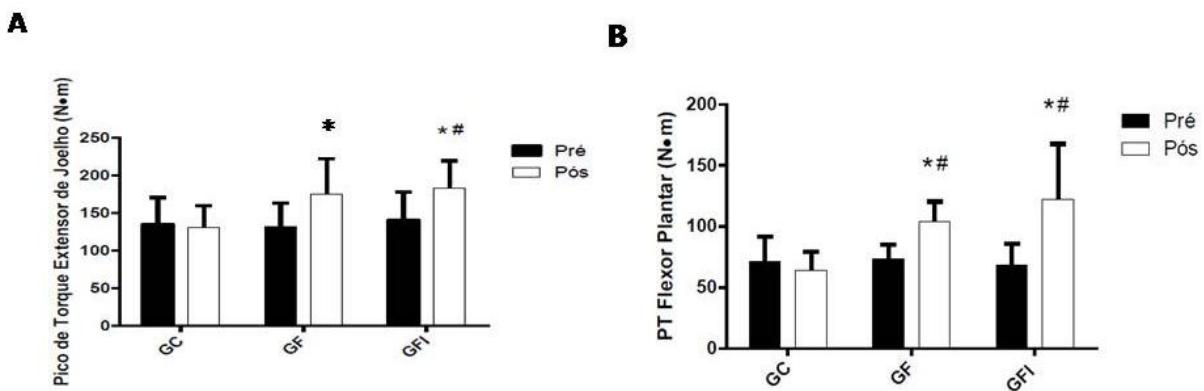


Figura 16. Resultados do pico de torque (PT) extensão de joelho (N•m) (A), e de flexão plantar (B) para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré e pós treinamento. * Valores pós maiores do que valores pré treinamento ($p<0,0001$). # Valores pós treinamento maiores do que valores pós do GC ($p=0,0002$).

Na Figura 17 observam-se os resultados da taxa de desenvolvimento de torque. Para os extensores de joelho não houve diferença entre os grupos nos pré-testes e houve efeito de interação ($p=0,0001$). As médias pós-treinamento dos grupos GF e GFI foram显著mente maiores do que as médias pré-treinamento, com aumentos de 34,42% ($p=0,0009$) e 48,13% ($p<0,0001$), respectivamente, sem diferença entre os grupos. O GC apresentou aumentos não significantes de 0,63% ($p=0,99$) do pré- para o pós-treinamento. No entanto, os resultados de GF e GFI não diferiram dos do GC no pós-teste. Além disso, a análise de TE apresentou resultados de 0,32 (IC: -0,59 a 1,22), na comparação entre GF e GFI; 1,26 (IC: 0,27 a 2,21) na comparação entre GF e GC; e 1,53 (IC: 0,48 a 2,55), na comparação entre GFI e GC. Assim, GF e GFI apresentaram valores de médias de deltas do pré para o pós-teste significantemente maiores do que GC.

O mesmo ocorreu para a TDT dos flexores plantares, que não apresentou diferença entre os grupos nos pré-testes. Foi observado efeito de interação ($p=0,0003$), com aumentos significantes do pré- para os pós-teste de 47,66% ($p=0,0004$) e 81,33% ($p=0,0002$), para GF e GFI, respectivamente, sem diferença entre os grupos. O GC apresentou redução não significante de 4,56% ($p=0,99$). Nenhum dos grupos experimentais apresentou resultados de pós testes significantemente diferentes dos do GC. Os valores de TE foram de 0,39 (IC: -0,53 a 1,29) quando comparados GF e GFI, 1,61 (IC: 0,57 a 2,62) quando comparados GF e GC, e 2,67 (IC: 1,38 a 3,91) para a comparação entre os GFI e GC, de forma que tanto GF quanto GFI apresentaram média de deltas do pré para o pós-treinamento significantemente maiores do que o do GC.

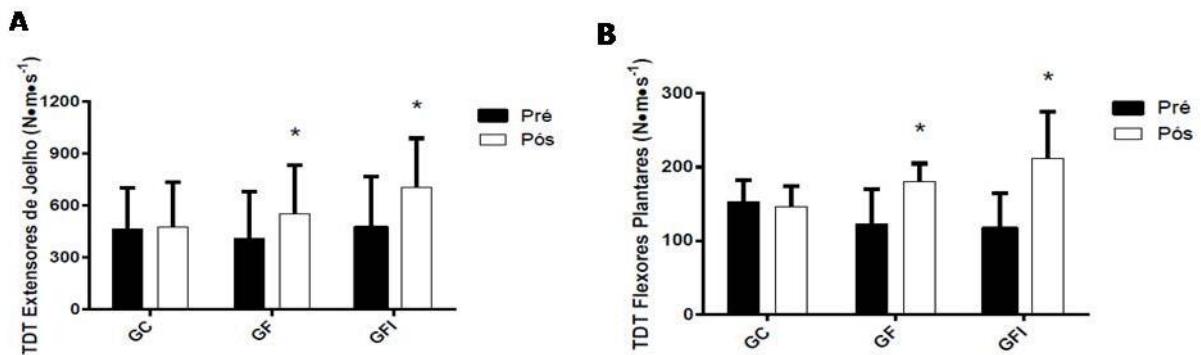


Figura 17. Resultados da taxa de desenvolvimento de torque dos extensores de joelho ($N \cdot m \cdot s^{-1}$) (A) e dos flexores plantares(B), para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré- e pós-treinamento. * Valores pós- maiores do que valores pré-treinamento ($p=0,0002$).

Na Figura 18 é possível observar os resultados do REM para os músculos estudados. Para nenhum deles foi observado diferença entre os grupos no pré-teste. Houve efeito de interação para o vasto medial ($p=0,05$) e as médias do GFI apresentaram redução significante do pré para o pós-teste (-18,39%, $p=0,02$). Os outros dois grupos, GF e GC, também apresentaram reduções, de -0,67% ($p=1,0$) e -3,67% ($p=0,98$), respectivamente, porém não significantes. Os valores pós treinamento do GFI não diferiram dos valores pós-treinamento de GC. Ainda, para o vasto medial o teste de TE apontou valores de -1,00 (IC: -2,00 a -0,07) na comparação entre GF e GFI, -0,3 (IC: -1,15 a 0,62) na comparação entre GF e GC, e -1,10 (IC: -2,10 a -0,15) na comparação entre GFI e GC. Então, o GFI foi significantemente diferente de GF e GC, e o GF não apresentou diferença significante em relação ao GC e apresentou redução menos expressiva do REM do que GFI.

Para o vasto lateral também ocorreu efeito de interação ($p=0,02$) e as médias pós-treinamento dos grupos experimentais apresentaram redução significante em relação aos valores pré-treinamento, -8,97% ($p=0,04$) e -16,92% ($p=0,0001$), para o GF e GFI, respectivamente. O GC sofreu redução não significante de -4,57% ($p=0,64$). Porém, as reduções apresentadas pelos grupos experimentais não diferiram dos resultados apresentados pelo GC. Além disso, o TE apresentou valores de -0,90 (IC: -1,81 a 0,09), quando comparados GF e GFI, -0,70 (IC: -1,6 a 0,24), quando comparados GF e GC, e -1,70 (IC: -2,80 a -0,70), quando comparados GFI e GC. Então, Para o VL somente GFI apresentou média do delta do pré para o pós-treinamento significantemente diferente de GC.

A análise do músculo gastrocnêmio demonstrou efeito de interação ($p=0,001$), no entanto, somente GFI apresentou valores pós treinamento significantemente menores do que

valores pré treinamento (-24,21%, $p=0,0001$). O GF apresentou redução não significante de -9,44% ($p=0,28$), e o GC de -1,04% ($p=0,99$). Entretanto, a média pós treinamento do GFI não diferiu da média pós treinamento do GC. Complementarmente, na comparação entre GF e GFI, GF e GC e GFI e GC, respectivamente, foram observados os seguintes valores de TE: -1,48 (IC: -2,48 a -0,43), -0,86 (IC: -1,76 a 0,08), -1,79 (IC: -2,86 a -0,69). Então, GFI apresentou valores médios de delta do pré para o pós-treinamento significantemente diferentes de GF e de GC.

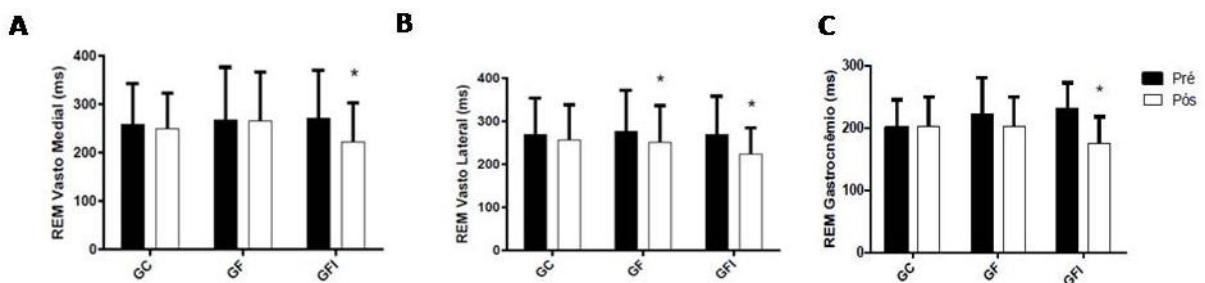


Figura 18. Resultados do retardamento eletromecânico (ms) dos músculos vasto medial (A), vasto lateral (B) e sóleo (C) para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré e pós treinamento. * Valores pré-maiores do que valores pós-treinamento ($p=0,0001$).

Os resultados do tempo de meio relaxamento são apresentados nos gráficos da Figura 19. Não foram observadas diferenças entre os grupos no pré-teste para nenhum dos grupos musculares. Não houve efeitos significantes tanto para os extensores do joelho quanto para os flexores plantares ($p>0,05$). Os testes de TE e IC para os extensores de joelho apontaram os seguintes resultados: -0,85 (IC: -1,78 a 0,11), para a comparação entre GF e GFI, -0,31 (IC: -1,19 a 0,58), na comparação entre GF e GC e, -0,50 (IC: -1,42 a 0,41), na comparação entre GFI e GC. Para os flexores plantares foram observados os seguintes resultados após os testes de TE e IC: -1,00 (IC: -1,96 a -0,04), na comparação entre GF e GFI, -0,35 (IC: -1,23 a 0,54), na comparação entre GF e GC e, -1,46 e (IC: -2,47 a -0,41), na comparação entre GFI e GC. Desse modo, somente para flexores plantares, o GFI apresentou valores médios de delta do pré para o pós-treinamento significantemente diferente de GF e GC.

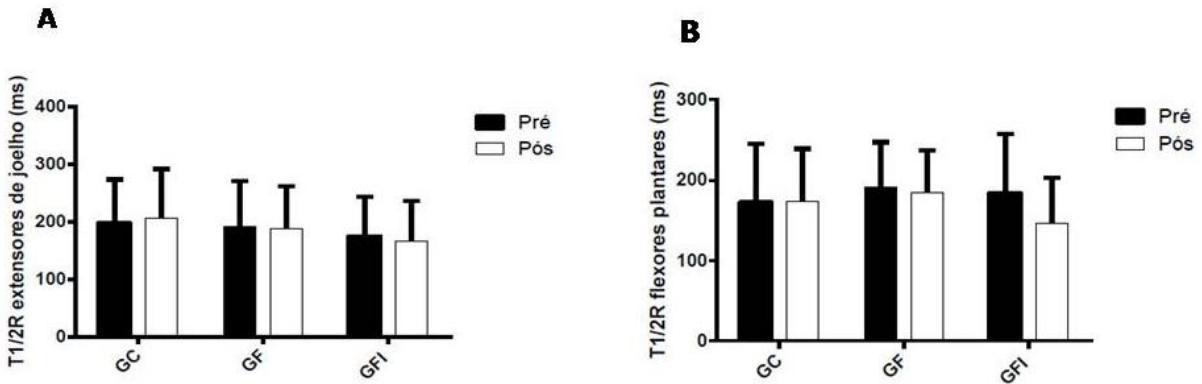


Figura 19. Resultados do tempo de meio relaxamento (T1/2R) das articulações do joelho (A) e do tornozelo (B), para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré- e pós-treinamento.

Na Figura 20 pode-se observar os resultados da atividade eletromiográfica do vasto medial, do vasto lateral e do gastrocnêmio durante a realização de uma CVIBM. Para o VM não houve diferença entre os grupos no pré-teste e foi observado efeito de interação ($p<0,0001$), com valores pós-treinamento显著mente maiores do que os valores pré-treinamento em 43,84% ($p<0,0001$) para o GF, e 50,27% ($p<0,0001$) para GFI. O GC apresentou redução de 2,7% ($p=0,99$). Tanto o GF (65,05%, $p=0,005$), quanto o GFI (56,09%, $p=0,001$), mostraram-se significantemente maiores do que o GC nos valores pós treinamento, todavia, não apresentaram diferença estatística entre si ($p=0,98$). O TE quando comparados GF e GFI foi de 0,35 (IC: -0,55 a 1,27). Quando comparados GF e GC o TE foi 4,58 (IC: 2,84 a 6,28), e na comparação entre GFI e GC foi de 2,44 (IC: 1,20 a 3,63), de forma que o TE de ambos os grupos experimentais demonstraram valores das médias dos deltas do pré para o pós- treinamento significantemente diferentes de GC.

Também não foram observadas diferenças entre os grupos no pré-teste para o VL. Houve efeito de interação ($p<0,0001$), com valores pós-treinamento significantemente maiores do que os valores pré-treinamento em 43,39% ($p<0,0001$) e 55,51% ($p<0,0001$), para o GF e GFI, respectivamente. O GC apresentou redução de 6,34% ($p=0,81$). Ambos os grupos experimentais apresentaram diferença estatisticamente significante do GC no pós treinamento (GF: 48,90%, $p=0,005$; GFI: 64,98%, $p=0,0003$), sem diferença significante entre si ($p=0,79$). Para o TE foram observados os seguintes valores: 0,34 (IC: -0,57 a 1,25), quando comparados GF e GFI, 2,58 (IC: 1,35 a 3,78), quando comparados GF e GC e, 2,30 (IC: 1,09 a 3,46), quando comparados GFI e GC, também apontando valores das médias dos deltas do pré para o pós- treinamento de GF e GFI significantemente diferentes de GC.

Ainda, os resultados da ativação muscular do gastrocnêmio também não apresentaram diferença entre os grupos no pré-teste. Foi observado efeito de interação ($p<0,0001$), com valores pós-treinamento significantemente maiores do que os valores pré-treinamento em 68,95% ($p<0,0001$) e 80,56% ($p<0,0001$), para os GF e GFI, respectivamente. O GC apresentou redução de 2,14% ($p=0,99$). Tanto GF quanto GFI apresentaram diferenças estatisticamente significantes do GC nos valores pós treinamento (GF: 59,30%, $p=0,0002$, e GFI: 76,02%, $p<0,0001$, respectivamente), porém sem diferença entre si. Adicionalmente, foram observados valores de TE de 0,33 (IC: -0,58 a 1,23), na comparação entre GF e GFI, 3,42 (IC: 1,98 a 4,80), respectivamente, na comparação entre GF e GC, e 3,65 (IC: 2,11 a 5,13), respectivamente, na comparação entre GFI e GC. Novamente, GF e GFI apresentaram valores das médias dos deltas do pré para o pós-treinamento significantemente diferentes de GC.

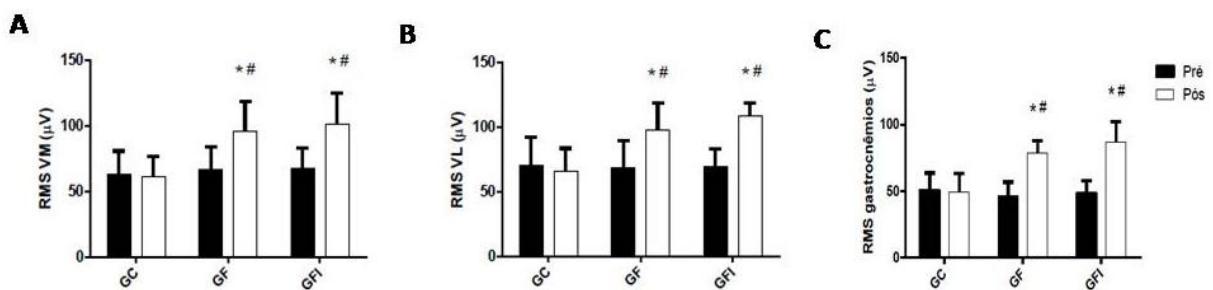


Figura 20. Resultados da atividade eletromiográfica (μV) dos músculos vasto medial (A), vasto lateral (B), e gastrocnêmio (C), durante a realização de uma CVIBM, para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI), nos tempos pré- e pós-treinamento. * Valores pós maiores do que valores pré-treinamento ($p<0,0001$). # Valores pós-treinamento maiores do que os do GC ($p<0,0001$).

Os resultados das inibições medulares são apresentados na Tabela 5. Para a análise estatística dessas variáveis não foram utilizados os testes de quatro indivíduos do GF por não ter sido possível mensurar o reflexo H. Os dados da IPS não apresentaram distribuição normal e, por isso, foram analisados com o teste não paramétrico *Kruskal-Wallis*, que não apontou diferença significante entre as médias dos deltas percentuais do pré para o pós-teste dos três grupos ($p=0,23$). Assim como os valores do TE, que foram de 0,57 (IC: -0,49 a 1,62), quando comparados GF e GFI, -0,40 (IC: -1,43 a 0,6), quando comparados GF e GC, e -0,44 (IC: -1,37 a 0,5), quando comparados GFI e GC também não apontaram significância estatística.

Para a inibição recíproca (IR) não houve efeito de interação ($p=0,07$). Foram observados valores de TE de 0,24 (IC: -1,30 a 0,77), para a comparação entre GF e GFI, 0,83

(IC: -1,90 a 0,20), para a comparação entre GF e GC e, 0,17 (IC: -0,72 a 1,08), para a comparação entre GFI e GC. Então, para a IR os resultados de TE também não apontaram diferença significante entre os grupos.

Tabela 5. Valores da inibição pré sináptica (IPS) e inibição recíproca (IR), apresentados como média (\pm DP), nos tempos pré- e pós-treinamento, para os grupos controle (GC), força (GF) força com instabilidade (GFI).

Grupos	IPS Pré (%)	IPS Pós (%)	IR Pré (%)	IR Pós (%)
GC	16,7 (\pm 49,2)	30,6 (\pm 56,5)	3,4 (\pm 34,8)	16,3 (\pm 17,2)
GF	-1,1 (\pm 18,5)	18,0 (\pm 39,9)	5,5 (\pm 17,2)	6,3 (\pm 10,4)
GFI	44,3 (\pm 43,6)	-71,5 (\pm 189,7)	29,8 (\pm 44,6)	10,9 (\pm 36,5)

Na Tabela 6 estão apresentados os resultados para os testes de equilíbrio na Biodex Balance System (Estabilidade Postural e Risco de Quedas), além da Escala de Equilíbrio Funcional de Berg. Para Estabilidade Postural os resultados não foram significantes, porém com uma tendência para efeito de interação ($p=0,06$). Os percentuais de aumento para GF e GFI foram 46,15% e 27,5%, respectivamente. O GC apresentou redução de 13,04%. O teste de TE apresentou os seguintes valores: -0,39 (IC: -1,30 a 0,52), na comparação entre GF e GFI, 0,75 (IC: -0,17 a 1,65), na comparação entre GF e GC, e 0,70 (IC: -0,24 a 1,62), na comparação entre GFI e GC, demonstrando também ausência de diferença significante entre os grupos.

Para o teste de Risco de Quedas houve efeito de grupo ($p=0,02$), com GF diferente de GFI ($p=0,02$). Foram observados valores para TE de 0,55 (IC: -0,38 a 1,46), na comparação entre GF e GFI, TE de -0,54 (IC: -1,42 a 0,37), na comparação entre GF e GC e, TE de -0,04 (IC: -0,94 a 0,86), na comparação entre GFI e GC. Desse modo, para esta variável os valores médios dos deltas do pré para o pós-treinamento também não se mostraram diferentes uns dos outros.

Para a Escala de Berg os dados não apresentaram distribuição normal, por isso, foi utilizada estatística não paramétrica (*Kruskal-Wallis*), que não demonstrou diferença estatisticamente significante entre os deltas dos pré para os pós-testes dos grupos ($p=0,257$).

Tabela 6. Resultados dos testes de equilíbrio Estabilidade Postural, Risco de Quedas e Escala de Equilíbrio Funcional de Berg, apresentados em média ±(DP) nos tempos pré- e pós-treinamento, para os grupos controle (GC), força (GF) força com instabilidade (GFI).

	Estabilidade Postural (u.a.)		Risco de Quedas (u.a.)		Berg (u.a.)	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
GC	0,46 ($\pm 0,18$)	0,40 ($\pm 0,12$)	1,30 ($\pm 0,52$)	1,62 ($\pm 0,91$)	55,70 ($\pm 0,48$)	55,60 ($\pm 0,84$)
GF	0,39 ($\pm 0,13$)	0,57 ($\pm 0,27$)	2,13 ($\pm 0,80$)	1,89 ($\pm 0,84$) ^f	55,60 ($\pm 0,97$)	55,60 ($\pm 0,70$)
GFI	0,40 ($\pm 0,14$)	0,51 ($\pm 0,13$)	1,25 ($\pm 0,65$)	1,35 ($\pm 0,36$)	55,89 ($\pm 0,3$)	55,89 ($\pm 0,3$)

^f: Efeito de grupo, diferença significante em relação ao GFI.

Os resultados dos testes de funcionalidade são apresentados na Tabela 7. Para o teste de sentar e levantar (SL) não houve diferença entre os grupos nos valores pré-treinamento. Os resultados apresentaram efeito de interação ($p=0,0004$), com valores pós-treinamento significantemente maiores do que valores pré-treinamento em 9,44% ($p=0,001$) e 24,21% ($p=0,0006$), para GF e GFI, respectivamente, sem diferença entre os grupos. Não houve diferença entre os grupos nos valores pós treinamento, nem dos grupos experimentais em relação ao GC, que apresentou redução de 2,58% ($p=0,9$). Os testes de TE demonstraram valores de 0,20 (IC: -0,71 a 1,09), para a comparação entre GF e GFI, 1,90 (IC: 0,81 a 2,95), para a comparação entre GF e GC e, 2,46 (IC: 1,22 a 3,66), para a comparação entre GFI e GC. Então, os valores médios dos deltas do pré para o pós-treinamento dos grupos experimentais foram significantemente diferentes de GC.

Para o teste de flexão de cotovelo direito (FdC) o teste de *Shapiro-Wilk* apontou que os dados não apresentaram distribuição normal, mesmo após transformação logarítmica. Dessa forma, foi realizada análise não paramétrica (*Kruskal-Wallis*), que apontou diferença estatisticamente significante entre as médias dos deltas percentuais do pré para o pós-treinamento dos três grupos ($p=0,03$). O teste de *Mann-Whitney* apontou que o grupo GFI apresentou resultados significantemente diferentes do GC ($p=0,012$). O GF não apresentou diferença estatística de GFI ($p=0,45$). Os percentuais de aumento do pré para o pós-teste foram de 12,68% e 24,51% para os GF e GFI, respectivamente. O GC sofreu redução de 2,91%. Além disso, foram observados valores de TE de 0,1 (IC: -0,81 a 0,99) na comparação entre GF e GFI, TE de 1,41 (IC: 0,41 a 2,39) para a comparação entre GF e GC, e TE de 2,20 (IC: 1,02 a 3,34) para a comparação entre GFI e GC, evidenciando resultados semelhantes ao do teste de SL, valores médios dos deltas do pré para o pós-treinamento dos grupos experimentais significantemente diferentes de GC.

Tabela 7. Resultados dos testes de funcionalidade sentar e levantar (SL, repetições) e flexão de cotovelo direito (FdC, repetições), apresentados em média \pm (DP) nos tempos pré- e pós-treinamento, para os grupos controle (GC), força (GF) e força com instabilidade (GFI).

Grupo	SL Pré	SL Pós	FdC Pré	FdC Pós
GC	15,5 ($\pm 2,5$)	15,1 ($\pm 2,4$)	21,0 ($\pm 2,5$)	19,9 ($\pm 1,3$)
GF	12,2 ($\pm 2,9$)	14,3 ($\pm 2,8$)*	16,8 ($\pm 3,4$)	20,7 ($\pm 1,6$)
GFI	13,6 ($\pm 2,0$)	15,9 ($\pm 3,1$)*	18,1 ($\pm 2,5$)	22,6 ($\pm 2,1$) [#]

*Valores pós treinamento maiores do que valores pré treinamento ($p<0,0001$). #Diferença significante do delta pré-pós treinamento do GFI em relação ao GC (*Kruskal-Wallis*) ($p=0,012$).

Os resultados da qualidade de vida são apresentados na Tabela 8. Seis das oito sub-escalas (i.e. aspectos sociais, capacidade funcional, dor, limitação por aspectos emocionais, limitação por aspectos físicos e saúde mental) não apresentaram distribuição normal. Dessa forma, optamos por realizar um teste não paramétrico (*Kruskal-Wallis*), que não apontou diferença estatisticamente significante entre os deltas dos pré para os pós-testes entre os grupos para nenhuma das sub-escalas, todas com $p>0,05$.

Tabela 8. Valores atingidos nos oito fatores da escala de qualidade de vida SF-36 pré- e pós-treinamento (u.a.), para os grupos controle (GC), força (GF) e instabilidade (GFI).

		CF	LAF	DOR	EGS	VIT	AS	LAE	SM
GC	Pré	79,5 \pm 17,7	90,0 \pm 21,1	75,1 \pm 20,8	75,3 \pm 18,0	79,0 \pm 16,6	91,2 \pm 13,2	79,9 \pm 75,8	88,8 \pm 9,8
	Pós	80,0 \pm 13,7	82,5 \pm 33,4	73,1 \pm 28,5	81,6 \pm 22,2	72,5 \pm 15,9	91,2 \pm 16,7	89,9 \pm 22,5	78,8 \pm 18,4
GF	Pré	79,0 \pm 16,9	77,5 \pm 34,2	73,6 \pm 21,7	68,0 \pm 15,0	61,5 \pm 19,3	80,0 \pm 21,4	100,0 \pm 0,0	72,0 \pm 19,0
	Pós	84,0 \pm 11,9	87,5 \pm 24,3	73,6 \pm 19,3	80,0 \pm 1,5	66,5 \pm 20,6	82,5 \pm 21,4	79,9 \pm 35,8	73,5 \pm 27,8
GFI	Pré	70,0 \pm 18,0	86,1 \pm 25,3	75,1 \pm 23,0	65,3 \pm 19,2	70,6 \pm 16,5	87,5 \pm 15,3	81,5 \pm 29,4	80,4 \pm 16,4
	Pós	80,0 \pm 10,3	88,9 \pm 18,2	77,0 \pm 16,7	81,4 \pm 18,9	78,9 \pm 11,7	95,5 \pm 8,8	88,9 \pm 23,6	86,7 \pm 8,9

CF: capacidade funcional; LAF: limitação por aspectos físicos; DOR: dor; EGS: estado geral de saúde; VIT: vitalidade; AS: aspectos sociais; LAE: limitação por aspectos emocionais; SM: saúde mental.

7 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi comparar os efeitos dos treinamentos de força tradicional e com instabilidade nas adaptações neuromusculares, na funcionalidade e na qualidade de vida de idosos. Os principais resultados demonstraram que o GF e o GFI obtiveram adaptações neuromusculares, e alterações na funcionalidade e na qualidade de vida semelhantes, porém o GFI treinou com um menor volume total do que o GF. Em nosso conhecimento este é o primeiro estudo a observar tais adaptações, semelhantes ao do TF, após realização de TFI em idosos saudáveis.

A semelhança nas adaptações neuromusculares observadas podem significar que o volume total pode não ser determinante para tais adaptações. Além disso, é importante ressaltar que idosos apresentam declínios músculo-esqueléticos importantes que dificultam a realização de exercícios com elevada sobrecarga (i.e. osteoporose). Nesse caso, o treinamento de força com instabilidade pode ser uma alternativa interessante para reduzir as sobrecargas articulares (BEHM et al., 2015), o risco de lesões articulares (BEHM et al., 2015; BEHM et al., 2010) e dores idiopáticas na coluna (BEHM et al., 2011). Contudo, há que se considerar que o treinamento de força também é eficiente em reduzir, ou até mesmo reverter, os declínios no sistema músculo-esquelético decorrentes do processo de envelhecimento (FIATARONE et al., 1990; HAKKINEN et al., 1998; WALLERSTEIN, 2009).

A área de secção transversa demonstrou um efeito principal de tempo com aumento do pré para os pós-teste. Contudo, a análise do TE também não apontou diferença significante entre GF e GFI ($TE = 0,10$, IC: -0,8 a 1,0). Já na comparação com o GC, o GF apresentou TE de 1,10 (IC: 0,1 a 2,0) e o GFI TE de 1,60 (IC: 0,5 a 2,6). Além disso, os percentuais de aumento do GF (5,9%) e do GFI (6,6%) foram coerentes com os ganhos de AST observados na literatura de TF com idosos (2 a 13%) (HAKKINEN et al., 1998; IZQUIERDO et al., 2001; FERRI et al., 2003; WALLERSTEIN et al., 2012; SILVA-BATISTA et al., 2014). Dessa forma, é possível sugerir que tanto o GF quanto o GFI foram eficientes para o aumento da área de secção transversa em idosos, resultado importantes, visto que é reportado na literatura que esta variável também contribui para a quantidade de força que um indivíduo pode exercer (WANG; BAI, 2012) e, idosos apresentam declínios importantes nessa variável (MORLEY, 2012).

Nesse sentido, os resultados observados para a força dinâmica máxima, tanto de membros inferiores, quanto para superiores, apresentaram aumentos do pré para os pós-

treinamento similares entre o GF e o GFI. Os testes de TE na comparação entre GF e GFI indicaram resultados semelhantes, apontando valores de 0,7, (IC: -0,26 a 1,65) para o exercício *leg press*, e 0,25, (IC: -0,68 a 1,13) para o *chest press*. Os aumentos observados em ambos os grupos experimentais para os membros inferiores (GF: 15,8% e GFI: 17,6%) mostraram-se inferiores aos observados na literatura consultada (21% a 42,7%) (HAKKINEN et al., 1998; IZQUIERDO et al., 2001; WALLERSTEIN et al., 2012; RADAELLI et al., 2013). O mesmo ocorreu para os percentuais de aumento observados para os membros superiores (GF: 14,46% e GFI: 10,57%), que se mostraram inferiores aos observados na literatura, como mostrado por Peterson et al. (2010), que realizaram uma meta-análise com base nos resultados de 36 estudos e verificaram um aumento de 24% da força de membros superiores no exercício *chest press*. Isso se deve provavelmente à diferenças nas características das amostras, nos protocolos utilizados e desenhos experimentais empregados. Por exemplo, em sua revisão sistemática, Latham et al. (2004) verificaram que os protocolos dos estudos incluídos produziram grande efeito sobre a força muscular, porém houve grande variabilidade em seus resultados. Essa heterogeneidade estatística foi reduzida, mas não eliminada, quando os resultados foram agrupados de acordo com as diferentes características das amostras dos estudos, ou seja, considerando as diferentes características dos sujeitos, as doses de treinamento e os desenhos experimentais empregados. Dessa forma, apesar das diferenças na magnitude, os resultados apontaram na mesma direção, confirmando a eficiência do TF e TFI em aumentar a força muscular em idosos.

Para o pico de torque a houve aumentos significantes e semelhantes nos extensores de joelho do pré para os pós-teste, para o GF e GFI. Somente GFI foi significantemente diferente do GC no pós-teste. O TE (0,09, IC: -0,82 a 0,99) quando comparados GF e GFI foi classificado como trivial e o IC demonstrou que esse resultado não foi significante. Os percentuais de aumento dos grupos experimentais foram bem semelhantes, 32,7% e 30,9% para GF e GFI, respectivamente, e a literatura mostra uma variação de valores para esta variável que incluem os observados neste estudo (9% e 57%) (HAKKINEN et al., 1998; REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2004; CANNON et al., 2007; FERRI et al., 2003; WALLERSTEIN et al., 2012), no entanto não foram encontrados na literatura estudos que envolvessem TFI em idosos e avaliassem o pico de torque. Dessa forma, esta variável mostrou comportamento semelhante frente aos dois protocolos empregados, o que é um resultado importante visto que não se conhecia seu comportamento diante de um protocolo com TFI.

Houve também aumentos significantes no pico de torque dos flexores plantares de GF e GFI de forma semelhante. Ambos os grupos experimentais foram diferentes de GC no pós-teste. O valor de TE (0,75, IC: -0,21 a 1,66) na comparação entre GF e GFI corroborou com esse resultado uma vez que o IC não foi significante. A literatura consultada mostrou aumentos que variaram de 4,50% a 42,41% (PORTER; VANDERVOORT, 1997; SCAGLIONI et al., 2002; FERRI et al., 2003; BENTO et al., 2012), assim, apenas o grupo GFI se mostrou superior à essa variação. Então, o fato do pico de torque dos flexores plantares ter aumentado após os protocolos de treinamento é importante para a funcionalidade de idosos já que alguns estudos sugerem que a capacidade de produção de torque da articulação do tornozelo está negativamente associada ao número de quedas em idosos. No entanto, não se pode atribuir vantagem para nenhum dos protocolos empregados neste estudo.

A taxa de desenvolvimento de torque dos extensores do joelho aumentou 34,42% no GF e 48,13% no GFI, o que representa 39,83% a mais de ganho no GFI. Já a taxa de desenvolvimento de torque dos flexores plantares aumentou 47,66% no GF e 81,33% no GFI, o que representa 70,64% a mais de ganho no GFI. Apesar dessas diferenças no percentual do ganho, a análise estatística não apontou diferença entre os grupos experimentais. O TE dos flexores plantares não apresentou significância estatística na comparação entre GF e GFI (0,39, IC: -0,53 a 1,29), enquanto que quando comparado ao GC, tanto o GFI (2,67, IC: 1,38 a 3,91), quanto o GF (1,61, IC: 0,57 a 2,62) apresentaram resultados significantes. Para extensores do joelho, na comparação entre os grupos experimentais, o TE também não demonstrou resultados significantes (0,32, IC: -0,59 a 1,22), enquanto que quando comparados ao GC, tanto o GFI quanto o GF apontaram significância estatística (1,53, IC: 0,48 a 2,55 e 1,26, IC: 0,27 a 2,21, respectivamente). A literatura mostra resultados controversos em relação a essa variável no que diz respeito ao TF em idosos, já que alguns estudos reportam resultados não significantes, como LaRoche et al. (2008) e Bento; Rodacki (2014), e outros melhorias após protocolo de TF, como Wallerstein et al. (2012). Todavia, poucos estudos se propuseram a avaliar os efeitos do TF sobre a taxa de desenvolvimento de torque de idosos, e nenhum com TFI. Dessa forma, os resultados dessa pesquisa são relevantes uma vez que a taxa de desenvolvimento de torque tem sido associada na literatura à capacidade funcional (CROCKETT et al., 2013) e ao aumento do risco de quedas (SKELTON; KENEDY; RUTHERFORD, 2002; PERRY et al., 2007; BENTO et al., 2010). Então, é possível sugerir que tanto o TF quanto o TFI promovem melhorias nessa variável, porém de forma semelhante.

No que diz respeito ao retardo eletromecânico, somente o GFI apresentou redução significante no vasto medial (-18,39%) e no gastrocnêmio (-24,21%). Para o vasto lateral, porém, tanto o GF quanto o GFI apresentaram reduções significantes (-8,97% e -16,92%, respectivamente). Apesar de não ter havido diferença significante entre os grupos experimentais, o GFI apresentou aproximadamente o dobro de redução do retardo eletromecânico em relação ao GF, para os flexores plantares. Desse modo, parece haver uma vantagem para TFI em relação ao TF. Quando comparados os grupos experimentais os valores do TE foram significantes para o vasto medial (-1,0, IC: -2 a -0,07) e gastrocnêmio (-1,48, IC: -2,48 a -0,43), e não significante para o vasto lateral (-0,9, IC: -1,81 a 0,09). Então, parece realmente ter havido vantagem para o TFI para o vasto medial e gastrocnêmio. Esse resultado indica que a resposta mecânica passou a ser produzida mais rapidamente, e isso pode ter ocorrido devido a alterações no grau de rigidez dos tendões (*stiffness* tendíneo) (NARICI et al., 1996). O aumento do *stiffness* tendíneo reduz o tempo necessário para que a estrutura músculo-tendão se torne rígida, diminuindo o tempo para que uma resposta mecânica seja observada. Juntamente com o *stiffness*, o acoplamento excitação-contração também pode influenciar o retardo eletromecânico, uma vez que diz respeito a eventos que ligam o potencial de ação gerado na junção neuromuscular à liberação do Ca²⁺ do retículo sarcoplasmático, que resultará em uma contração muscular. Dessa forma, o TFI provavelmente exerceu maior influência sobre esses mecanismos, no entanto eles não foram mensurados diretamente, de forma que não se pode atribuir os resultados observados a nenhum deles isoladamente (PERSCH et al., 2009; BOMCOMPAGNI et al., 2006; Então, PROCHNIEWICZ; THOMAS; THOMPSON, 2005; REEVES et al., 2003). O fato de GFI ter sido melhor do que GF nesta variável é importante pois o retardo eletromecânico está relacionado ao início da resposta muscular após um estímulo e, quanto menor o tempo para que esta resposta ocorra, mais eficiente será a ação. Nesse sentido, visto que respostas rápidas estão comprometidas em membros inferiores de idosos, a redução do retardo eletromecânico pode auxiliar nas situações em que a velocidade é importante, como na recuperação do equilíbrio após um tropeço, por exemplo.

O tempo de meio relaxamento, tanto para extensores de joelho, quanto para flexores plantares, não apresentou alterações significantes do pré para o pós-teste. No entanto, os resultados do TE para a comparação GF e GFI apontaram valores semelhantes para extensores de joelhos (-0,85, IC: -1,78 a 0,11), e significantes para flexores plantares (-1,00, IC: -1,96 a -0,04). Dessa forma, neste caso houve vantagem para GFI nos flexores plantares, que não foram evidenciadas pela estatística tradicional. Os resultados observados na literatura

(CANNON et al., 2008; RICE et al., 1993; HUNTER et al., 1999) não apontaram diferença significante após período de treinamento. Por exemplo, Cannon et al. (2008) avaliaram o tempo de meio relaxamento antes e após 10 semanas de TF em jovens e idosos. Porém, o dado interessante desse estudo é que os autores não identificaram diferenças significantes entre os grupos etários no pré-teste, o que pode indicar que os idosos de sua amostra não apresentavam déficit nessa variável uma vez que obtiveram valores semelhantes aos de indivíduos jovens. Além disso, a resposta pouco expressiva do tempo de meio relaxamento dos extensores de joelho pode significar que esta não seja uma variável sensível às intervenções propostas por este estudo, ou que limitações de características da amostra tenham influenciado os resultados. No entanto, para os flexores plantares o TFI demonstrou ser melhor do que TF e, a relevância desse resultado reside no fato de que essa variável pode refletir a eficiência do mecanismo de relaxamento muscular. Isso é importante pois, em uma situação de instabilidade rápidas contrações e relaxamentos musculares serão necessárias para o controle do equilíbrio corporal. O tempo de meio relaxamento ainda é uma variável pouco explorada na literatura, de forma que fica em aberto para novos estudos avaliar se ela pode influenciar negativamente a funcionalidade desses indivíduos e, que tipo de intervenção seria capaz de produzir melhorias no que diz respeito aos extensores de joelho.

Os resultados observados para a EMG apontaram aumentos percentuais entre 43,39% a 80,56% para os grupos musculares analisados, porém sem diferenças significantes entre os grupos treinados. Para o TE, nenhuma das comparações entre os grupos experimentais apresentou significância estatística, para o vasto lateral 0,34 (IC: -0,57 a 1,25), para o vasto medial 0,35 (IC: -0,55 a 1,27) e, para o gastrocnêmio 0,33 (IC: -0,58, a 1,23), de forma que não se pode atribuir vantagem para nenhum dos protocolos experimentais. O aumento da ativação neural após a realização de TF em idosos já foi descrito na literatura (HAKKINEN; KOMI, 1983; HAKKINEN et al., 1998; CANNON et al., 2006), porém, foi sugerido na literatura que o TFI poderia provocar maior sobrecarga neural (BEHM et al., 2010) do que o TF, no entanto os resultados deste estudo não sustentaram essa hipótese. Por outro lado, pode-se dizer que houve vantagem para GFI quando se pensa no menor volume total apresentado por esse grupo, uma vez que com um menor volume de treinamento foi possível aumentar níveis de ativação neural de forma comparável à GF.

Adicionalmente, não foram observadas alterações significantes entre GF e GFI para IPS e IR. O TE da IPS (0,57, IC: -0,49 a 1,62) e da IR (-0,24, IC: -1,3 a 0,77) apresentaram intervalos de confiança não significantes. Esses resultados vão de encontro aos observados

para as variáveis neuromusculares, uma vez que, apesar de não terem sido observadas diferenças entre os grupos experimentais, a maioria delas apresentou melhorias após o período de treinamento. Por exemplo, o teste da IPS foi realizado em repouso, então valores maiores após o treinamento representariam um maior *drive* descendente, sem a influência de contrações musculares, o que corroboraria com os aumentos observados para a EMG (AAGAARD, et al., 2002). Além disso, valores maiores de IR após o treinamento poderiam indicar redução da co-contração, que corroboraria com os aumentos de força observados, uma vez que esta é considerada uma adaptação importante para o ganho de força (MYNARK; KOCEJA, 2001). Dessa forma, os resultados observados para IPS e IR não foram os esperados, tanto os apresentados pela estatística tradicional, quanto os demonstrados pelo TE.

Alguns fatores podem ter contribuído para tais resultados, como o fato de que em algumas pessoas não foi possível evocar um reflexo H visível, a alta variabilidade intra-sujeitos e o fato de outros fatores poderem afetar essas inibições. Nos casos onde não foi possível observar uma medida de reflexo H visível foi necessário excluir o sujeito da análise estatística. Assim, no GF foi possível obter apenas seis medidas válidas, tanto para IR quanto para IPS, o que nos outros grupos não ocorreu, de forma que somente este grupo foi analisado com um número menor de sujeitos. Nesse sentido, Doguet e Jubeau (2014) avaliaram o reflexo H em repouso e, para o vasto medial, ele foi visível somente em 6, e para o vasto lateral apenas em 2 dos 12 voluntários. Adicionalmente, Scaglioni et al. (2002) avaliaram o reflexo H de 14 idosos e conseguiram uma medida válida em apenas em 11 indivíduos. Ainda, essa parece ser uma medida que varia muito de um indivíduo para o outro e, por isso Scaglioni et al. (2002) atribuíram o fato de não terem observado melhorias após realização de TF à alta variabilidade intra-sujeitos. No presente estudo, os valores de desvio padrão maiores do que as médias dos grupos, apresentados na Tabela 4, sugerem que houve também grande variabilidade intra-sujeitos. Além disso, muitos fatores podem afetar mecanismos de inibições medulares, como *feedbacks* aferentes de fusos musculares, mecanorreceptores cutâneos, entre outros, além de comandos supra espinhais descendentes (ZEHR, 2002). Essas interferências podem ser minimizadas através da manutenção da postura do indivíduo durante a realização do teste, já que qualquer movimento pode influenciar a resposta. Visto que essas recomendações foram seguidas neste estudo, o fator determinante para os resultados observados parece ter sido realmente a alta variabilidade intra-sujeitos.

Os testes de equilíbrio, de maneira geral, não apontaram diferenças do pré para o pós-treinamento. Apenas no teste de risco de quedas houve efeito de grupo, indicando que o GF obteve valores maiores do que GFI. Esses resultados mostram-se contraditórios uma vez que a

literatura indica que a redução da capacidade de produção de força está relacionada aos déficits de equilíbrio observados no processo de envelhecimento (SOUZA et al., 2013; ORR, 2010) e, assim, pode-se sugerir que melhorias na capacidade de produção de força podem contribuir com a melhora do equilíbrio. Contrariamente, neste estudo foram observadas melhorias na capacidade de produção de força e não no equilíbrio. Existem evidências de que a modulação do ganho do reflexo H é um mecanismo importante para o controle postural (MYNARK; KOCEJA, 2001). Assim, a melhora do equilíbrio pode estar atrelada à melhorias nesses mecanismos. Então, a ausência de resultados significantes na IR e IPS corrobora com os resultados observados para o equilíbrio. Entretanto, outros fatores podem também ter contribuído para tal resultado, como o fato de a maioria dos idosos recrutados para este estudo não apresentarem déficits de equilíbrio, como indicado pelos testes realizados através da Escala de Equilíbrio Funcional de Berg. A maioria dos indivíduos apresentou grande facilidade para realizar as tarefas propostas nessa escala, de forma que praticamente todos atingiram a nota máxima nos pré-testes, indicando um efeito teto. O mesmo ocorreu para o teste de estabilidade postural, onde a tarefa proposta, ficar em pé em cima do aparelho por 20 segundos, foi realizada facilmente pelos indivíduos, o que fez com que muitos apresentassem deslocamentos do centro de massa muito pequenos já antes do treinamento, 0,2 por exemplo, reduzindo a probabilidade de observação de melhorias significantes, uma vez que suas magnitudes seriam muito pequenas, o que indica também um efeito teto (SOUTELLO et al., 2011). Além disso, nossos dados sugerem que, possivelmente, os participantes do presente estudo não apresentavam déficits sensório-motores relevantes para que o GF e o GFI pudessem melhorar o equilíbrio dos mesmos. Achados recentes do nosso laboratório sustentam tal sugestão, tendo em vista que indivíduos com doença de Parkinson apresentaram melhorias no equilíbrio após um programa de treinamento de força com instabilidade similar ao usado no presente estudo. Isso levanta a necessidade de teste mais sensíveis para a avaliação de indivíduos saudáveis, que já apresentam algum déficit, mas que ainda não compromete completamente a função, uma vez que a quantidade de idosos com essa característica tem crescido, e com isso a necessidade de prevenção do declínio.

O teste de sentar e levantar apontou melhorias significantes para ambos os grupos experimentais, sem diferença entre eles. Ainda, o TE quando comparados os grupos experimentais (0,2, IC: -0,71 a 1,09) não foi significante, de forma que ambas as análises estatística apontaram o mesmo resultado. Dessa forma, ambos os protocolos promoveram benefícios semelhantes para a tarefa proposta. Estudos anteriores também observaram melhorias nesse teste após realização de TF, no entanto utilizaram amostras diferentes da do

presente estudo. Por exemplo, Fahlman et al. (2011) utilizaram uma amostra composta por idosos com limitações funcionais, além de empregar um protocolo utilizando faixas elásticas como resistência e sessões de treinamento não supervisionadas. Bottaro et al. (2007) também observaram melhorias nesse teste, porém somente no grupo que realizou treinamento de potência, o grupo que realizou TF não apresentou melhorias. Walerstein (2009), cuja amostra foi composta por idosos com características semelhantes às deste estudo, também não reportou melhorias para esse teste, tanto para o grupo que realizou TF, quanto para aquele que realizou treinamento de potência. Dessa forma, os resultados deste estudo, ao contrário do que apontam os estudos com TF convencional e idosos saudáveis, demonstraram melhorias no teste de sentar e levantar, e ainda observou resultados semelhantes após realização de TFI.

Quanto ao teste de flexão de cotovelo também não houve diferença entre os grupos experimentais. O TFI mostrou-se eficiente em produzir aumentos na quantidade de repetições realizadas em relação ao GC ($p=0,012$) e, para TF houve uma tendência para significância estatística ($p=0,06$). O TE quando comparados os grupos experimentais (0,1, IC: -0,81 a 0,99) demonstrou resultados semelhantes ao da estatística tradicional. A força de membros superiores se relaciona com a funcionalidade de idosos, visto que diversas AVDs dependem dessa capacidade, como levantar um objeto, ou carregar sacolas de supermercado (RIKKLI; JONES, 1999). Nesse sentido, Bottaro et al. (2007) também observaram melhorias para esta variável, todavia somente no grupo que realizou treinamento de potência, o grupo TF não apresentou melhorias significantes. Assim, os resultados deste estudo mostram que o TFI também é capaz de produzir respostas semelhantes.

Não foram observadas alterações significantes na qualidade de vida decorrentes do TF e do TFI. Conforme observado na Tabela 8, a maioria dos indivíduos atingiu valores entre 70 e 80, se aproximando do máximo (100 pontos). Além disso, analisando a quantidade de domínios presentes no questionário SF-36, notadamente a qualidade de vida pode ser afetada por diversos fatores, como saúde, questões financeiras, emocionais ou psicológicas, e a capacidade funcional representa apenas um desses fatores. Por exemplo, Henwood; Riek; Taaffe (2008) observaram melhorias na qualidade de vida apenas no grupo que realizou TF em alta velocidade e não no grupo que realizou TF tradicional. Porém, não identificaram o motivo dessa melhora em apenas um dos grupos, já que a funcionalidade melhorou em ambos os grupos. Adicionalmente, Vreede et al. (2006) encontraram melhorias apenas no domínio capacidade funcional do SF-36 no grupo de TF tradicional. O grupo que realizou treinamento de tarefas funcionais não apresentou melhorias em nenhum dos domínios do SF-36, e os

autores atribuíram isso à um efeito teto. Desse modo, em idosos saudáveis, a capacidade funcional parece não ser o fator determinante para a manutenção da qualidade de vida. Por exemplo, as melhorias na funcionalidade reportadas no presente estudo sugerem que a qualidade de vida deveria melhorar também (BARRERA et al., 2014), porém o fato de a amostra ser composta por idosos saudáveis, independentes e que não possuíam baixa capacidade funcional pode ter reduzido a probabilidade de aumentos adicionais. Os dados de Silva-Batista (no prelo) sustentam essa afirmação tendo em vista que indivíduos com doença de Parkinson apresentaram melhorias importantes na qualidade de vida após um programa de treinamento de força com instabilidade.

As ativações e desativações musculares rápidas e coordenadas necessárias para que se consiga manter a postura durante a realização dos exercícios do TFI configuraram um estímulo importante para adaptações neuromusculares mais expressivas (BEHM; ANDERSON, 2006) uma vez que o GFI apresentou menor volume total de treino, maiores reduções no REM do VM e gastrocnêmio e no tempo de meio relaxamento para a articulação do tornozelo do que o GF. O menor volume total reduz o estresse sobre o sistema neuromuscular e deveu-se, provavelmente, às menores cargas de treino no GFI devido à complexidade dos exercícios, uma vez que as séries e repetições eram iguais entre os grupos durante a realização dos protocolos. Quanto a maior redução do retardo eletromecânico no vasto medial de GFI, não se sabe exatamente o motivo de a vantagem não ter ocorrido para o vasto lateral também. Nesse sentido, Wallerstein et al. (2012) observaram redução do retardo eletromecânico para o vasto lateral e não para o vasto medial após protocolo de TF e atribuíram esse resultado ao ângulo do joelho no momento do teste (60°), visto que esse pode não ser o ângulo ótimo para a maior ativação desses músculos. Por um lado, este estudo corroborou com os resultados de Wallerstein et al. (2012) uma vez que o TF também não promoveu reduções significantes no retardo eletromecânico do vasto medial. Por outro lado, foi demonstrado que TFI foi capaz de promover tal resultado, o que pode significar que o argumento de Wallerstein et al. (2012) foi incompleto, visto que o ângulo de teste do joelho neste estudo foi o mesmo (60°). Adicionalmente, a vantagem para os músculos da articulação do tornozelo no retardo eletromecânico e no tempo de meio relaxamento pode dever-se ao fato de nos três exercícios para membros inferiores o maior ponto de instabilidade estar localizado nessa articulação, uma vez que no *leg press* e flexão plantar o tronco estava apoiado em um encosto, o que o estabilizava. O agachamento era o único exercício em que havia um segundo ponto de instabilidade, o apoio das costas na bola. Mas, era visivelmente mais difícil para os indivíduos controlar o posicionamento da articulação do tornozelo em

todos os exercícios para membros inferiores. Os músculos responsáveis pelo controle do posicionamento dessa articulação são de extrema importância para idosos, visto que estão relacionados ao controle postural e ao risco de quedas (BENTO et al., 2010; LAROCHE et al., 2010)

Contudo, até o presente momento não foram encontrados na literatura estudos que avaliaram os efeitos do TFI nas adaptações neuromusculares de idosos saudáveis, de forma que não se pode estabelecer um padrão de comportamento dessas variáveis frente a uma intervenção como essa, além de atribuir importância para os achados deste estudo, dado que este é um tipo de treinamento largamente utilizado em academias e espaços próprios para este fim, mas que nenhum estudo havia mostrado sua eficiência para idosos. Nesse sentido, uma busca por estudos que pudessem balizar essa discussão foi realizada, porém a maioria dos estudos encontrados envolvia amostras de jovens. Por exemplo, Kibele; Behm (2009) compararam os efeitos do TF tradicional e TFI na performance funcional (corrida, saltos, equilíbrio) de jovens fisicamente ativos. Essa é uma das únicas pesquisas realizadas com um protocolo semelhante ao deste estudo. Foram observados aumentos significantes no teste de 1RM realizado no exercício agachamento, porém, assim como no presente estudo, não observaram diferença entre os grupos de treinamento. Adicionalmente, outros estudos investigaram os efeitos de TFI em variáveis neuromusculares e funcionais, como Maté-Muñoz et al. (2014) e Sparkes; Behm (2010), porém utilizando protocolos e medidas diferentes das deste estudo, impedindo comparações mais precisas.

Notadamente, as características dos idosos que compuseram a amostra deste estudo podem ter influenciado os resultados observados visto que incluiu idosos independentes que, em sua maioria, ainda exerciam atividades remuneradas ou faziam trabalho voluntário, sustentando a hipótese de uma elevada capacidade funcional dos mesmos.

8 CONCLUSÕES

De maneira geral, os protocolos de treinamento empregados neste estudo produziram resultados semelhantes sobre variáveis neuromusculares, funcionalidade e qualidade de vida de idosos. No entanto, GFI treinou com um menor volume de treinamento, o que atribui vantagem para este grupo, visto que esse resultado significa menor sobrecarga sobre o sistema neuromuscular, o que é muito importante para idosos. Ainda, GFI foi melhor do que GF nos resultados do retardo eletromecânico do vasto medial, do gastrocnêmio, e do tempo de meio

relaxamento dos flexores plantares. Portanto, o TFI pode ser utilizado como alternativa ao TF, seja por questões motivacionais ou de variação de exercícios, em substituição ao TF nos casos onde se deseja melhorar as variáveis que apresentaram vantagem, ou quando se deseja treinar com menor volume total. Ressalta-se ainda a importância desse estudo no sentido de contribuir para a compreensão dos efeitos desse tipo de treinamento em idosos, uma vez que ele já é utilizado por profissionais de Educação Física em academias e outros espaços para a prática de exercício físico, mas nenhum estudo tinha demonstrado sua eficiência ainda.

Entende-se como limitações deste estudo a falta de controle sobre as atividades que os indivíduos praticavam além do protocolo do estudo, principalmente para o grupo controle. Além disso, os dados do teste *Timed Up and Go* não foram apresentados devido a problemas na coleta de dados que impediram sua utilização para análise estatística. Adicionalmente, o tamanho da amostra pode ter limitado a magnitude dos resultados observados. Ainda, os testes de qualidade de vida e equilíbrio apresentaram efeito teto, o que pode ter influenciado os resultados, visto que testes mais sensíveis poderiam ter indicado melhoras.

9. REFERÊNCIAS

- ADKINS, D.L. et al. Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord, **Journal of Applied Physiology**, v.101, n.6, p.1776-1782, 2006.
- AGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeleton muscle following resistance training, **Journal of Applied Physiology**, v.93, n.4, p. 1318-1326, 2002.
- ALMEIDA, O.P. Mini exame do estado mental e o diagnóstico de demência no Brasil, **Arquivos de Neuro-psiquiatria**, v.56, n.3-B, p.605-612, 1998.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE POSITION STAND, The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults, **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, n.6, p.975-991, 1998.
- ANDERSEN, L. L., AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development, **European Journal of Applied Physiology**, v.96, n.q, p. 46-52, 2006.
- ANDERSON, K.G.; BEHM, D.G. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, n.3, p.637-640, 2004.
- ANDREOTTI, R.A.; OKUMA, S.S. Validação de uma bateria de testes de atividades da vida diária para idosos fisicamente independentes, **Revista Paulista de Educação Física**, v.13, n.1, p.46-66, 1999.
- ARNOLD, P.; BAUTMANS, I. The influence of strength training on muscle activation in elderly persons: A systematic review and meta-analysis, **Experimental Gerontology**, v.58C, p.58-68, 2014.
- BARRERA, G. et al. Associations between socioeconomic status, aging and functionality among older women, **Geriatric Nursing**, v.3, outubro, p.1-5, 2014.
- BEHM, D.G.; SALE, D.G. Velocity specificity of resistance training, v.15, n.6, p.374-388, 1993.
- BEHM, D.G. Neuromuscular implications and applications of resistance training, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.9, n.4, p.264-274, 1995.
- BEHM, D.G.; ANDERSON, K.; CURNEW, R.S. Muscle force and activation under stable and unstable conditions, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.16, n.3, p.416-422, 2002.
- BEHM, D.G.; ANDERSON, K. The hole of instability with resistance training, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, n.3, p.716-722, 2006.
- BEHM, D.G. et al. The use of instability to train the core musculature. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v.35, p.91–108, 2010.
- BEHM, D; COLADO, J.C. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v.7, n.2, p.226-241, 2012.
- BEHM, D.G. D.G. et al. The role of instability rehabilitative resistance training for the core musculature, **Strength and Conditioning Journal**, v.33, n.3, p.72-81, 2011.

- BEHM, D.G et al. Effects of strength training using unstable surfaces on strength, power and balance performance across the lifespan: a systematic review and meta-analysis, **Sports Medicine**, v.45, n.12, p.1645, 1669, 2015.
- BENTO, P.C.B. et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history, **Clinical Biomechanics**, v.25, n.5 p.450-454, 2010.
- BENTO, P.C.B; RODACKI, A.L.F. Muscle function in aged women in response to a water-based exercises program and progressive resistance training, **Geriatrics & Gerontology International**, v.11, p.1-8, 2014.
- BOER, M.D. de, et al. Changes in antagonist muscles' coactivation in response to strength training in older women, **Journal of Gerontology**, v.62A, n.9, p.1022-1027, 2007.
- BONCOMPAGNI, S., et al. Progressive disorganization of the excitation-contraction coupling apparatus in aging human skeletal muscle as revealed by electron microscopy: a possible role in the decline of muscle performance. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v.61A, n.10, p.995-1008, 2006.
- BORDE, R; HORTOBÁGYI, T.; GRANACHER, U. Dose-response relationships of resistance training in health old adults: a systematic review and meta-analysis, **Sports Medicine**, v.45, n.12, p.1693-1720, 2015.
- BOTTARO, M. et al, Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men, **European Journal of Applied Physiology**, v.99, p.257-264, 2007.
- BRESSEL, E et al. Effect of instruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity**, Journal of electromyography and kinesiology, v.19, n.6, p.e500-e504, 2009.
- BROSS, R.; STORER, T; BHASIN, S. Aging and muscle loss, **Trends in Endocrinology and Metabolism**, v.10, n.5, p.194-198, 1999.
- BROWN, L.E.; WEIR, J.P. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. **Journal of Exercise Physiologyonline**, v.4, n.3, p.1-21, 2001.
- BRUCE, S.A.; NEWTON, D.; WOLEDGE, R.C. Effect of age on voluntary force and cross-sectional area of human adductor pollicis muscle, **Quarterly Journal of Experimental Physiology (Cambridge, England)**, v.74, n.3, p.359-362, 1989.
- BURKE, J.; KAMEN, G. Changes in Spinal Reflexes Preceding a Voluntary Movement in Young and Old Adults. **Journal of Gerontology**, v. 51A. n.1, p.MI7-M22, 1996.
- BUTCHART, P. et al. The effect of age and voluntary contraction on presynaptic inhibition of soleus muscle Ia afferent terminals in man, **Experimental Physiology**, v.78, n.2, p.235-242, 1993.
- CAMPBELL, A.J.; BUCHNER, D.M. Unstable disability and the fluctuations of frailty, **Age and Ageing**, v.26, p.315-318, 1997.
- CANNON, J, et al. Comparative effects of resistance training on peak isometric torque, muscle hypertrophy, voluntary activation, and surface EMG between young and elderly women, **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v.27, n.2, p.91-100, 2007.
- CANNON, J. et al. Reproducibility and changes in twitch properties associated with age and resistance training in young and elderly women, **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.18, n.5, p. 627-635, 2008.

- CARTA, M.G. et al. Improving physical quality of life with group physical activity in the adjunctive treatment of major depressive disorder, **Clinical Practice and Epidemiology in Mental Health**, v.4, n.1, p.1-6, 2008.
- CAPADAY, C. Neurophysiological Methods for Studies of the Motor System in Freely Moving Human Subjects, **Journal of Neuroscience Methods**, v.74, n.2, p. 201-218, 1997.
- CAPADAY, C.; STEIN, R.B. Amplitude modulation of the soleus H-reflex in the human during walking and standing, **The Journal of Neuroscience**, v.6, n.5, p.1308-1313, 1986.
- CASEROTTI, P. et al. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.18, n.6, p.773-782, 2008.
- CASTRO, P.C.; DRIUSO, P.; OISHI, J. Convergent validity between SF-36 and WHOQOL-BREF in older adults, **Revista de Saúde Pública**, v.48, n.1, p.63-67, 2014.
- CAVANAGH, P.R.; KOMI, P.V. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions, **European Journal of Applied Physiology**, v.42, p. 159-163, 1979.
- CÈ, E. et al. Fatigue effects on the electromechanical delay components during the relaxation phase after isometric contraction, **Acta Physiologica**, v.211, n.1, p.82-96, 2014.
- CENCIARINI, M. et al. Stiffness and damping in postural control increase with age, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.57, n.2, p.267-275, 2010.
- CHALMERS, G.R.; KNUTZEN, K.M. Soleus H-Reflex Gain in Healthy Elderly and Young Adults When Lying, Standing, and Balancing. **Journal of Gerontology**. v. 57A, n. 8, p. B321-B329, 2002.
- CHAIMOWICZ, F. A saúde dos idosos brasileiros às vésperas do século XXI: problemas, projeções e alternativas, **Revista de Saúde Pública**, v.31, n.2, p.182-200, 1997.
- CICONELLI, R.M. et al. Tradução para língua portuguesa e validação do questionário genérico de avaliação da qualidade de vida SF-36 (Brasil SF-36). **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.39, n.3, p.143-50, 1999.
- CLARK, B.C.; MANINI, T.M. Sarcopenia ≠ Dynapenia, **Journal of Gerontology**, v.63A, n.8, p.829-834, 2008.
- CLARK, B.C.; MANINI, T.M. Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly, **Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care**, v.13, n.3, p.271-276, 2010.
- CONCHOLA, E.C., THOMPSON, B.J., SMITH, D.B. Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. **European Journal of Applied Physiology**, v.113, p.2391-2399, 2013.
- CONNELLY, D.M., et al., Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. **Journal of Applied Physiology**, v.87 P.843-852, 1999.
- COURTINE, G. et al. Modulation of multisegmental monosynaptic responses in a variety of leg muscles during walking and running in humans, **Journal of Physiology**, v.528(Pt 3), p.1125-1139, 2007.
- CRENNA, P.; FRIGO, C. Excitability of the soleus H-reflex arc during walking and stepping in man, **Experimental Brain Research**, v.66, n.1, p.49-60, 1987.

- CRESS, M.E. *et al.* Continuous-scale physical functional performance in healthy older adults: a validation study, **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.77, n.12, p.1243-1250, 1996.
- CRONE, C.; HULTBORN, H.; JESPERSEN, B.; NIELSEN, J. Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man, **The Journal of Physiology**, v.389, p.163–185, 1987.
- CRONE, C. Reciprocal inhibition in man. **Danish Medical Bulletin**, v.40, n.5, p.571-81, 1993.
- CROCKETT, K. *et al.* The relationship of knee-extensor strength and rate of torque development to sit-to-stand performance in older adults. **Physiotherapy Canada**, v.65, n.3, p.229-35, 2013.
- DALTON, B.H. Power loss is greater in old men than in young men during fast plantar flexion contractions, **Journal of Applied Physiology**, v.109, n.5, p.1441-1447, 2010.
- DALPOZZO, F., *et al.* Single motor axon conduction velocities in human upper and lower limb motor units. A study with transcranial electrical stimulation. **Clinical Neurophysiology**, v.113, p.284-291, 2002.
- DEL DUCA, G.F.; ANTES; D.L.; HALLAL, P.C. Quedas e fraturas entre residentes de instituições de longa permanência para idosos, **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v.16, n.1, p.68-76, 2013.
- DE LUCA, C.J. MAMBRITO, B. Voluntary control of motor unitys in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation, **Journal of Neurophysiology**, v.58, n.3, p.525-542, 1987.
- DOHERTY, T. J. Invited review: Aging and sarcopenia. **Journal of Applied Physiology**, v.95, n.4, p.1717-1727, 2003.
- DOHERTY, T.; VANDERVOORT, A.A.; BROWM, W.F. Effects of ageing on the motor unit: a brief review, **Canadian Journal of applied Physiology**, v.18, n.4, p.331-358, 1993.
- DOGUET, V.; JUBEAU, M. Reliability of H-reflex in vastus lateralis and vastus medialis muscles during passive and active isometric conditions, **European Journal of Applied Physiology**, v.114, n.12, p. 2509-2519, 2014.
- DRACHMAN, D.A.; Aging and the brain: A new frontier, **Neurological Progress**, v.42, n.6, p.819-828, 1997.
- DUX, L. Muscle relaxation and sarcoplasmatic reticulum function in different muscle types, **Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology**, v.122, p.69-147, 1993.
- EARLES, D.; VARDAXIS, V.; KOCEJA, D. Regulation of motor output between young and elderly subjects, **Clinical Neurophysioly**, v.112, n.7, p.1273-1279, 2001.
- EARLES, D.R., JUDGE, J.O.; GUNNARSSON, O.T. Velocity training induces powerspecific adaptations in highly functioning older adults. **Archives of Physical and Medical Rehabilitation**, v.82, p.872–878, 2001.
- ELIAS, L.A.; KOHN, A.F. Web based neuromuscular simulator applied to the teaching of principles of neuroscience, **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.29, n.3, p.213-226, 2013.
- ENOKA, R.M., Neural strategies in the control of muscle force. **Muscle and Nerve**, Suplemento 5, 1997.

- ENOKA, R.M. **Neuromechanical Basis of Kinesiology**. Champaign: Human Kinetics, 2003.
- FAHLMAN, M.M. et al. Effects of resistance training on functional ability in elderly individuals. **American Journal of Health Promotion**, v.25, n.4, 2011.
- FARIA, C.D.C.M. et al. Comparação dos instrumentos de qualidade de vida Perfil de Saúde de Nottingham e Short Form SF-36 em idosos da comunidade, v.15, n.5, 2011.
- FERRI, et al., 2003. Strength and power changes of the human plantar flexors and extensors in response to resistance training in old age, **Acta Physiologica Scandinavica**, v.177, n.1, p.69-78, 2003.
- FERRUCCI, L.; et al. Progressive versus catastrophic disability: A longitudinal view of the disablement process, **Journal of Gerontology**, v.51A, n.3, p.M123-M130, 1996.
- FERRUCCI, L. et al. Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: the women's health and aging study, **Journal of Gerontology**, v.52A, n.5, p.M275- M285, 1997.
- FERRUCCI, M.M. et al. Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: The women's health and aging study, **Journal of Gerontology**, v.52A, n.5, p.M275-M285, 1997.
- FIATARONE, M. A., et al. High-intensity strength training in nonagenarians. Effects on skeletal muscle. **JAMA: The Journal of American Medical Association**, v.263, n.22, p.3029-3034, 1990.
- FINGER, I. da R.; ARGIMON, I.I. de L. Propriedades psicométricas do Inventário de Depressão de Beck (BDI-II) em uma amostra universitária, **Revista de Psicologia da IMED**, v.5, n.2, p.84-91, 2013.
- FLANAGAN, E.P. The effect size statistic-applications for the strength and conditioning coach, **Strength and Conditioning Journal**, v.35, n.5, p.37-40, 2013.
- FLECK, S.J.; KRAEMER, W.J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. Tradução por Cecy Ramires Maduro. 2.ed. Porto Alegre: Artmed, 1999.
- FRAGALA, M.S. et al. Muscle quality index improves with resistance exercise training in older adults, v.53, p.1-6, 2014.
- FRIED, L.P., et al. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v.56A, n.3, p.M146-M156, 2001.
- FRIED, L.P., WALSTON, J.D., L. Geriatric syndromes: In: Halter, J.B. et al. **Hazzard's Geriatric Medicine and Gerontology**, 6.ed., New York: McGraw-Hill Medical, 1634p., 2009.
- FRONTERA, W. R., et al. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. **Journal of Applied Physiology**, v.64, n.3, p.1038-1044, 1988.
- FRONTERA, W. R.; BIGARD, X. The benefits of strength training in the elderly, **Science & Sports**, v.17, n.3, p.109-116, 2002.
- GOODPASTER, B.H., et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The health, aging and body composition study. **Journal of Gerontology**, v.61A, n.10, p.1059-1064, 2006.
- GORENSTEIN, C.; ANDRADE, L. Inventário de depressão de Beck: propriedades psicométricas da versão em português. **Revista de Psiquiatria Clínica**, v.25, n.5, p.245-250, 1998.

- GRANACHER, U. et al. Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults, **Gerontology**, v.59, n.2, p.105-113, 2013.
- GRANACHER, U. et al. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review, **Sports Medicine**, v.43, n.7, p.627-641, 2013.
- GURALNIK, J.M., et al. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability, **The New England Journal of Medicine**, v.332, n.9, 1995.
- GUSKIEWICZ, K.M.; PERRIN, D.H. Research and Clinical Applications of Assessing Balance, **Journal of Sport Rehabilitation**, v.5, p.45-63, 1996.
- GUSKIEWICZ, K.M.; PERRIN, D.H.; GANSNEDER, B.M. Effect od mild head injury on postural stability in athletes, **Journal of Athletic Training**, v.31, n.4, p.300-306, 1996.
- HAKKINEN, K; KOMI, P.V. Electromyographic changes during strength training and detraining, **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.15, n.6, p.455-460, 1983.
- HAKKINEN, K. et al., Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in midle-aged and older people, **Journal os Applied Physiology**, v. 84, n.4, p.1341-1349, 1998.
- HENWOOD, TR; RIEK, S; TAAFFE, DR. Strength versus muscle power-specific resistance training in community-dwelling older adults, **Journal of Gerontology**, v.63A, n.1, p.83-91, 2008.
- HIBBS, A.E; THOMPSON, K.G.; FRENCH, D.; WRIGLEY, A; SPEARS, I. Optimizing performance by improving core stability and core strength, **Sports Medicine**, v.38, n12, p.995-1008, 2008.
- HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Mechanisms responsible for the age-associated increase in coactivation of antagonist muscle, **Exercises and Sport Sciences Reviews**, v.34,n.1, p.29-35, 2006.
- HUGHES, V.A., et al. Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, and health, **Journal of Gerontology**, v.56A, n.5, p.B209-B217, 2001.
- HUGON, M. Methodology of the Hoffmann reflex in man. **New Developments in Electromyography and Chemical Neurophysiology**. p. 277-293, 1973.
- HUNTER, S.K., et al. Human skeletal sarcoplasmatic reticulum Ca^{2+} uptake and muscle function with aging and strength training, **Journal of Applied Physiology**, v.86, p.1858-1865, 1999.
- HUNTER, G.R.; MCARTHY, J.P.; BAMMAN, M.M. Effects of resistance training on older adults, **Sports Medicine**, v.34, n.5, p.329-348, 2004.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE), Projeção da População do Brasil por Sexo e Idade (1980 - 2050), **Estudos e Pesquisas: Informação Demográfica e Socioeconômica**, n. 24, Revisão 2008.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE), Síntese de Indicadores Sociais: Uma análise das Condições de Vida da População Brasileira, **Estudos e Pesquisas: Informação Demográfica e Socioeconômica**, n. 27, 2010.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE), Projeções da População: Brasil e Unidades da Federação, Série de Relatórios Metodológicos, v.40, Rio de Janeiro, 2013. Disponível em ftp://ftp.ibge.gov.br/Projecao_da_Populacao/Projecao_da_Populacao_2013/srm40_projecao_da_populacao.pdf, acessado em outubro de 2014.

ISHIDA, A. et al. Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances, **Medical and Biological Engineering and Computing**, v.46, n.3, p.213-221, 2008.

IZQUIERDO, M. et al. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiologly**, Berlin, v.79, n.3, p.260-267,1999.

IZQUIERDO, M. et al. Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men, **Journal of Applied Physiology**, v.90, n.4, p.1497-1507, 2001.

JANSSEN, I. et al. The healthcare costs of sarcopenia in the United States, **Journal of the American Geriatrics Society**, v.52, n.1, p.80-85, 2004.

JUBRIAS, S.A., et al. Decline in isokinetic force with age: muscle cross-sectional area and specific force, **Pflügers Archiv: European Journal of Physiology**, v.434, n.3, p.246-253, 1997.

KAMEN, G. Aging, resistance training and motor unit discharge behavior. **Canadian Journal of Exercise Physiology**, v.30, n.3, p.341-351, 2005.

KENT-BRAUN, J.A.; ALEXANDER, V.Ng. Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men, **Journal of Applied Physiology**, v.87, n.2, p.22-29, 1999.

KIBELE, A; BEHM, D.G. Seven weeks of instability and traditional resistance training effects on strength, balance and functional performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.23, n.9, p.2443-2450, 2009.

KIDO, A.; TANAKA, N.; STEIN. R.; Spinal excitation and inhibition decrease as human age, **Canadian Journal of Physiology and Pharmacology**, v.82, p.238-248, 2004.

KIM, J.S.; WILSON, J.M.; LEE, S.R. Dietary implications on mechanisms of sarcopenia: roles of protein, amino acids and antioxidants, **Journal of Nutriotional Biochesmetry**, v.21, n.1, p.1-13, 2010.

KNIGHT & KAMEN. Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, p.405-412, 2001.

KOCEJA, D.M; MARKUS, C.A.; TRIMBLE, M.H. Postural modulation of the soleus H reflex in young and old subjects, **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v.97, p.387-393, 1995.

KOCEJA, D.M.; TRIMBLE, M.H.; EARLES, D.R. Inhibition of the soleus H-reflex in standing man, **Brain Research**, v.629, n.1, 1993.

KOCEJA, D.M.; MYNARK, R.G. Comparison of heteronymous monosynaptic Ia facilitation in young and elderly subjects in supine and standing positions, **The International Journal of Neuroscience**, v. 103, n. 1-4, p. 1-17, 2000.

LANG, T. et al. Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment, **Osteoporosis International**, v.21, n.4, 2010.

- LAROCHE, D.P.; ROY S.J., KNIGHT, C.A.; AND DICKIE, J.L. Elderly women have blunted response to resistance training despite reduced antagonist coactivation, **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.40, n.9, p.1660-1668, 2008.
- LAROCHE, D.P., et al. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles, **Journal of Electromyography and kinesiology**, v.20., n.3, p.482,488, 2010.
- LARSSON, L; SALVIATI, G. Effects of age on calcium transport activity of sarcoplasmatic reticulum in fast-and-slow-twitch rat muscle fibres, **Journal of Physiology**, v.419, p.253-264, 1989.
- LATHAM, N.K. et al. Systematic review of progressive resistance strength training in older adults, **Journals of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59A, n.1, p.48-61, 2004.
- LAUGHTON, C. A. et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment, **Gait and Posture**, v.18, n.2, p.101-108, 2003.
- LAURETANI, F. et al. Axonal degeneration affects muscle density in older men and women, **Neurobiology of Aging**, v.28, n.8, p.1145-1154, 2006.
- LEE, L.; HECKMAN, G.; MOLNAR, F.J. Frailty: Identifying elderly patients at high risk of poor outcomes, **Canadian Family Physician**, v.61, n.3, p.227-231, 2015.
- LEONARD, C.T. et al. Changes in Neural Modulation and Motor Control During Voluntary Movement of Older Individuals. **Journal of Gerontology**. v. 52A, n. 5, p.M32O-M325, 1997.
- LEXELL, J.; TAYLOR, C.C.; SJOSTROM, M. What is the cause of ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83- year – old men, **Journal of Neurological Sciences**, v.84, n.2-3, p.275-294, 1988.
- LEXELL, J. Evidence for nervous system degeneration with advancing age, **The Journal of Nutrition**, v.127, p.1011S-1013S, 1997.
- LIBARDI, C.A. et al. Electromechanical delay of knee extensor muscles: comparison among young, middle-age and older individuals, **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v.4, p-1-5, 2014.
- MANINI, T.M.; CLARK, B.C.; Dynapenia and aging: an update. **Journal of Gerontology: medical sciences**, v.67A, n.1, p-28-40, 2012.
- LUPPA, M. et al. Prediction of institutionalization in the elderly. A systematic review, **Age and Ageing**, v.39, n.1, p.31-38, 2010.
- MAU-MOELLER, A. et al. Age related changes in neuromuscular function of the quadriceps muscle in physically active adults, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.23, n.3, p.640-648, 2013.
- MATÉ-MUÑOZ, J.L., et al. Effects of instability versus traditional resistance training on strength, power and velocity in untrained men, **Journal of Sports Science and Medicine**, v.13, p. 460-468, 2014.
- MATSUDO, S.M.; MATSUDO, V.K.R.; BARROS NETO, T.L. Impacto do envelhecimento nas variáveis antropométricas, neuromotoras e metabólicas da aptidão física, **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. v.8, n.4, p.21-32, 2000.

- MATTOS, E. Adaptações neurais na medula espinhal de humanos para diferentes tipos de treinamento físico. 2009. 140p. Tese (Doutorado em Neurociência e Comportamento), Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.
- MENEGHELO, R.S., et al. III Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre teste ergométrico, **Arquivos Brasileiros de Cardiologia** 2010, v.95, n.5 supl.1, p.1-26, 2010.
- MESSIER S.P., THOMPSON C.D., ETTINGER W.H. Effects of long-term aerobic or weight training regimens on gait in an older, osteoarthritic population. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, n.2, p.205–25, 1997.
- MISZKO, T.A. et al., Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **Journal of Gerontology**, v.58A, n.2, p.171-175, 2003.
- MORLEY, J.E. et al. Sarcopenia. **The Journal of Laboratory and Clinical Medicine**, v.137, n.4, p.231-243, 2001.
- MORLEY, J.E. Sarcopenia in the elderly, **Family Practice**, v.29, supl.1, p. i44-i48, 2012.
- MORSE, C.I., et al. Tendon elongation influences the amplitude of interpolated doublets in the assessment of activation in elderly men. **Journal of Applied Physiology**, v.98, p.221-226, 2005.
- MOTA, R.S. Concordância entre a Escala de Berg Balance e o Bidex Balance System para predizer risco de quedas em idosos, **Revista Médica IAMPSE**, v.32, n.3-4, p.129-134, 2007.
- MYNARK, R.G.; KOCEJA, D.M. Effects of age on the spinal stretch reflex, **Journal of Applied Biomechanics**, v.17, p.188-203, 2001.
- MYNARK, R.G.; KOCEJA, D.M. Down training of the elderly soleus H reflex with the use of a spinally induced balance perturbation. **Journal of Applied Physiology**. v.93, p.127-133, 2002.
- NAKAGAWA, S.; CUTHILL, I.C. Effect size, confidence interval and statistical significance: a practical guide for biologists, **Biological Reviews**, 82, n.4, 2007.
- NARICI, M.V. et al. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training, **Acta Physiologica Scandinavica**, v.157, n.2, p.175-186, 1996.
- NARICI, M.V.; MAGANARIS, C.N. Adaptability of elderly human muscle and tendons to increased loadings, **Journal of Anatomy**, v.208, n.4, p.433-443, 2006.
- NIELSEN, J.; KAGAMIHARA, Y. The regulation of presynaptic inhibition during co-contraction of antagonist muscle in man, **Journal of Physiology**, v.464, p.575-593, 1993.
- NÓBREGA, A.C.L. da, Posicionamento oficial da Sociedade Brasileira de Medicina do Esporte e da Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia: Atividade física e saúde no idoso, **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.4, n.6, p.207-211, 1999.
- ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, Envelhecimento ativo: uma política de saúde, tradução Suzana Gontijo - Brasília: Organização Pan-Americana de Saúde, 2005.
- ORR, R.; RAYMONDJ.; SINGH, M.F. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults: A systematic review of randomized controlled trials, **Sports Medicine**, v.38, n.4, p.317-343, 2008.
- ORR, R. Contribution of Muscle weakness to a postural instability in the elderly. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v.46, n.2, 2010.

- PALMIERI, Riann. M. et al. The Hoffmann Reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. **Journal of Athletic Training**, v. 39, n. 3, p. 268–277, set. 2004.
- PACHECO, M.M., et al. Functional vs. strength training in adults: specific needs define the best intervention, **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v.8, n.1, p.34-43, 2013.
- PAVARINI, S. C. I. Dependência comportamental na velhice: uma análise do cuidado prestado ao idoso institucionalizado, 1996, Tese (Doutorado em Psicologia Educacional), Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 1996.
- PAVOL, M.J., et al. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip, **Journal of The American Geriatrics Society**, v.50, n.2, p.256-262, 2002.
- PAW, M.J.M.C.A, et al. How to select a frail elderly population? A comparison of three working definitions, **Journal of Clinical Epidemiology**, v.52, n.11, 1999.
- PEREIRA, V.V; MAIA, R.A.; SILVA, S.M.C.de. The functional assessment Berg Balance Scale is better capable of estimating fall risk in the elderly than the posturographic Balance Stability System, **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v.71, n.1, p.5-10, 2013.
- PÉROT, C; GOUBEL, F.; MORA, I. Quantification of T- and H-responses before and after a period of endurance training, **European Journal of Applied Physiology**, v.63, n.5, p.368-375, 1991.
- PERRY, M.C. et al. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling, **European Journal of Applied Physiology**, v.105, n.5, p.553-561, 2007.
- PERSCH, L. N., UGRINOWITSCH, C., PEREIRA, G. e RODACKI, A. L. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clinical Biomechanics**, England, v.24, n.10, p.819-825, 2009.
- PETERSON, M. D. Resistance exercise for muscular strength in older adults: a meta-analysis, **Ageing Research Reviews**, v.9, n.3, p.226-237, 2010.
- PIJNAPPELS, M. et al. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European Journal of Applied Physiology**, v.102, n.5, 2008.
- PETERKA, R.J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biological Cybernetics**, v.82, n.4, p.335-343, 2000.
- PIERROT-DESEILLIGNY, E. Assessing changes in presynaptic inhibition of Ia afferents during movement in humans. **Journal of Neuroscience Methods**, v.74, n.2, p.189-199, 1997.
- PIERROT-DESEILLIGNY, E; BURKE , D. **The Circuitry of the Human Spinal Cord: Its role in motor control and movement disorders**. Cambridge: Cambridge University Press, 2005.
- PLOUTZ-SNYDER L. L.; GIAMIS, E.L. Orientation and familiarization to 1RM strength testing in old and young women, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.15, n.4., p.519-523, 2001.
- PORTER, M.M.; VANDERVOORT, M.M.; LEXELL, J. Aging of human muscle: structure, function and adaptability, **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.5, n.3, p.129-142, 1995.

- PORTER, M.M.; VANDERVOORT, A.A. Standing strength training of the ankle plantar dorsiflexors in older women, using concentric and eccentric contractions, European **Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.76, n.1, p.62-68, 1997.
- PROCHNIEWICZ, E. et al. Age related decline in actomyosin function, **Journal of Gerontology**, v.60A, n.4, p.425-431, 2005.
- RACK, P.M.H. et al. Reflex responses at the human ankle: the importance of the tendon compliance, **The Journal of Physiology**, v.344, p.503-524, 1983.
- RADAELLI, R. et al. Low-and high-volume strength training induces similar neuromuscular improvements in muscle quality in elderly women, **Experimental Gerontology**, v.48, n.8, p.710-716, 2013.
- REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals, **The Journal of Physiology**, v.1, n.548, p.971-981, 2003.
- REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v.96, n.3, p.885-892, 2004.
- RHEA, M.R. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, n.4, p.918-920, 2004.
- RICARD, M. D., et al. Effects of rate of force development on EMG amplitude and frequency. **International Journal of Sports Medicine**, v.26, n.1, p.66-70, 2005.
- RICE, C. L. et al. Strength training alters contractile properties of the triceps brachii in men aged 65-78 years. **European Journal of Applied Physiology**, n.66, n.3, p. 275-280, 1993.
- RIKLI, R. E.; JONES, J. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.7, n.2, p.129-161, 1999.
- ROBINOVITCH, S.N., et al. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy, **Journal of Neurophysiology**, v.88, n.2, p.613-620, 2002.
- ROGERS, C.E.; CORDEIRO, M.; PERRYMAN, E. Maintenance of physical function in frail older adults, **The Nursing Clinics of North America**, v.49, n.2, p.147-156, 2014.
- ROSENBERG, I.H. Summary Comments, **American Journal of Clinical Nutrition**, v.50, n.5, p.1231-1233, 1989.
- ROSENBERG, I.H. Sarcopenia: origins and clinical relevance, **Clinics in Geriatric Medicine**, v.27, n.3, p.337-339, 2011.
- RUBENSTEIN, L.Z. Falls in older people: Epidemiology, risk factor sand strategies for prevention, **Age and Ageing**, v.35, n.S2, p.ii.37-ii41, 2006.
- RUDOMIN, P.; QUEVEDO, J.; EQUIBAR, J.R. Presynaptic modulation of spinal reflexes, **Current Opinion in Neurobiology**, v.3, p.997-1004, 1993.
- RUDOMIN, P. Presynaptic selection of afferent inflow in the spinal cord, **Journal of Physioliogy**, v.93, n.4, p.329-347, 1999.
- SANTOS, F.H.; ANDRADE, V.; BUENO, O.F.A. Envelhecimento: um processo multifatorial, **Psicologia em Estudo**, v. 14, n. 1, p. 3-10, 2009.

- SANTOS, C. da S. et al. Avaliação da confiabilidade do Mini-Exame do Estado Mental em idosos e associação com variáveis sóciodemográficas, **Cogitare Enfermagem**, v.15, n.3, p.406-412, 2010.
- SANTOS, C.A.S.; DANTAS, E.E.M.; MOREIRA, M.H.R. Correlation of physical aptitude, functional capacity, corporal balance and quality of life (QoL) among elderly women submitted to a post-menopausal physical activities program, **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v.53, n.3, p.344-349, 2011.
- SAKUMA, K.; AOI, W.; YAMAGUCHI, A. The intriguing regulators of muscle mass in sarcopenia and muscular dystrophy, **Frontiers in Aging Neuroscience**, v.6, p.1-17, 2014.
- SCAGLIONI, G. et al Plantar flexion activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training, **Journal of Applied Physiology**, v.92, n.6, p.2292-2302, 2002.
- SIERI, T.; BERETTA, G. Fall risk assessment in very old males and females living in nursing homes. **Disability and Rehabilitation**, v.26, n.12, p.718-723, 2004.
- SILVA-BATISTA, C., et al. Efeito da familiarização na estabilização de valores de 1RM para homens e mulheres, **Motriz**, v.17, n.4, p.610-617, 2011.
- SILVA-BATISTA, C., et al. Resistance training with instability in multiple system atrophy: a case report, **Journal of Sports Science and Medicine**, v.13, p.597-603, 2014.
- SILVA-BATISTA, C., et al. Comparação de inibições medulares entre indivíduos com doença de Parkinson e saudáveis, **Revista Brasileira de Educação Física e Esportes**, v.27, n.2, 2013.
- SILVA-BATISTA, C., et al. (no prelo). Resistance training with instability for patients with Parikinson's disease, **Medicine and Science**, 2016.
- SIMONSEN, E.B.; DYHRE-POULSEN, P. Amplitude of the human soleus H reflex during walking and running, v.15, n.515.3, p.929-939, 1999.
- SIQUEIRA, F.V. et al. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados, **Revista de Saúde Pública**, v. 41, n. 5, p. 749-756, 2001.
- SKELETON, D.A.; MC LAUGHLIN, A.W. Training functional ability in old age, **Physiotherapy**, v.82, n.3, p.159-167, 1996.
- SKELETON, D.A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O.M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65, **Age and Ageing**, v.31, n. 2, p. 119-125, 2002.
- SOUZA, P.N. de. et al. Resistance strength training's effects on late components of postural responses in the elderly, **Journal of Aging and Physical Activity**, v.21, n.2, p.208-221, 2013.
- SOUTELLO, A.L.S. et al. Desempenho psicométrico da versão brasileira do Minicuestionário de calidad de vida en la hipertensión arterial (MINICHAL), **Revista Latino Americana de Enfermagem**, v.10, n.4, p. 2011.
- STEVENS, J. A. Falls among older adults--risk factors and prevention strategies. **Journal of Safety Research**, v.36, n.4, p.409-411, 2005.
- STEIN, R.B; CAPADAY, C. The modulation of human reflexes during functional motor tasks, **Trends in Neuroscience**, v.11, n.7, p.328-332, 1988.

- STERNLICHT, E., et al. Electromiographic comparison of a stability ball crunch with a traditional crunch, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.2, p.506-509, 2007.
- STEWART, V.H.; SOUNDERS, D.H.; GREIG, C.A. Responsiveness of muscle size and strength to physical training in very elderly people: A systematic review**, Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, V.24, N.1, p.e1-e10, 2014.
- SPARKES, R, BEHM, D.G. Training adaptations associated with an 8-week instability resistance training program with recreationally active individuals, **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.24, n.4, p.1931-1941, 2010.
- SPIRDUSO, W.W. Força e endurance muscular *In SPIRDUSO, W.W. Dimensões físicas do envelhecimento*, Barueri, SP: Manole, cap.5, p.135-167, 1995.
- THELEN, D.G.; et al. Effects of Age on Rapid Ankle Torque Development. **The Journals of Gerontology**, v.51A, n.5, p.M226-M232, 1996.
- THOMPSON, C. J.; COBB, K. M.; BLACKWELL, J. Functional training improves club head speed and functional fitness in older golfers. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.1, p.131–137, 2007.
- TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community, **New England Journal of Medicine**, v.319, n.26, p.1701-1707, 1988.
- TINETTI, M. E.; WILLIAMS, C. S. Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home, **New England Journal of Medicine**, v.337, n.18, p.1279-1284, 1997.
- TORAMAN, F.; ŞAHİN, G. Age responses to multicomponent training programme in older adults, **Disability and Rehabilitation**, v.26, n.8, p.448-454, 2004.
- TRAYERS, T. et al. Associations of objectiveiy measured physical activity with lower limb function in older men and women: findings from the older people and active living (OPAL) study, **Journal of Aging and Physical Activity**, v.22, n.1, p.34-43, 2014.
- TSURUIKE, M. et al. Age comparison of H-reflex modulation with the Jendrásik maneuver and postural complexity, **Clinical Neurophysiology**, v.114, n.5, p.945-953, 2003.
- TSURUIKE, M. et al. Differential control of H-reflex amplitude in different weight-bearing conditions in young and elderly subjects. **Clinical Neurophysiology**, v.123, n.10, p.2018-2024, 2012.
- TUDORAŞCU, I., et al. Motor unity changes in normal aging: a brief review, **Romanian Journal of Morphology and Embriology**, v.55, n.4, p.1295-1301, 2014.
- VANDERVOORT, A. A., Aging of the human neuromuscular system, **Muscle & Nerve**, v. 25, n.1, p. 17-25. 2002.
- VERDIJK, L.B.; et al. Skeletal Muscle Hypertrophy Following Resistance Training Is Accompanied by a Fiber Type – Specific Increase in Satellite Cell Content in Elderly Men. **Journal of Gerontology**, v. 64A, n. 3, p.332–339, 2009.
- VOIGT, M.; CHELLI, F.; FRIGO, C. Changes in the excitability of the soleus muscle short latency stretch reflexes during human hopping after 4 weeks of hopping training, **European Journal of Applied Physiology**, v.78, n.6, p.522-532, 1998.
- VREEDE, P.L. de, et al. The effect of functional tasks exercise and resistance exercise on health-related quality of life and physical activity, **Gerontology**, v.53, n.1, p.12-20, 2007.

WALLERSTEIN, L. F. Influência dos treinamentos de força e de potência nas adaptações neurais, morfológicas e na funcionalidade em idosos, 2010, 76p., Dissertação (Mestrado em Educação Física), Faculdade de Educação Física, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

WALLERSTEIN, L. F. Effects of strength and power training on neuromuscular variables in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.20, n.2, p.171-185, 2012.

WANG, C.; BAI, L. Sarcopenia in the elderly: basic and clinical issues, **Geriatrics and Gerontology International**, v.12, n.3, p.388-396, 2012.

WOLPAW, J.R.; TENNISSEN, A.M. Activity-dependent spinal cord plasticity in health and disease. **Annual Review of Neuroscience**, v.24, p.807-843, 2001.

ZEHR, E.P.R.B; STEIN, Interaction of the Jendrassik Maneuver with Segmental Presynaptic Inhibition, **Experimental Brain Research**, v.124, p.474-480, 1999.

ZEHR, E.P. Considerations for use of the Hoffman reflex in exercise studies, **European Journal of Applied Physiology**, v.86, n.6, p.455-468, 2002.

ZHONG, S.; CHEN, C.N.; THOMPSON, L.V. Sarcopenia of ageing: functional, structural and biochemical alterations, **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.11, n.2, p.91-97, 2007.

ZHOU, S. et al. Electromechanical delay of knee extensors: the normal range and the effects of age and gender, **Journal of Human Movement Studies**, v.28, n.3, p.127-146, 1995.

Anexo I**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL****1. DADOS DO INDIVÍDUO**

Nome completo _____

Sexo Masculino
 Feminino

RG _____

Data de _____

nascimento _____

Endereço _____

completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentesco, tutor,
curador, etc.) _____Sexo Masculino
 Feminino

RG _____

Data de _____

nascimento _____

Endereço _____

completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA**1. Título do Projeto de Pesquisa**

Influência dos Treinamentos de Força Tradicional e em Condições de Instabilidade nas Adaptações Neuromusculares, na Funcionalidade e na Qualidade de Vida e de Idosos.

2. Pesquisador Responsável

Prof. Dr. Carlos Ugrinowitsch

3. Cargo/Função

Livre Docente

4. Avaliação do risco da pesquisa:

<input type="checkbox"/> RISCO MÍNIMO	<input checked="" type="checkbox"/> RISCO BAIXO	<input type="checkbox"/> RISCO MÉDIO	<input type="checkbox"/> RISCO MAIOR
---------------------------------------	---	--------------------------------------	--------------------------------------

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

18 semanas

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

1. Justificativa e os objetivos da pesquisa:

Esse estudo tem como objetivo investigar os efeitos dos treinamentos de força com instabilidade e do treinamento de força tradicional nas adaptações neuromusculares e na funcionalidade de idosos. Pretende avaliar como as adaptações decorrentes dos tipos de treinamento estão associadas à realização das suas atividades da vida diária e mobilidade. Os resultados obtidos no estudo poderão ser úteis na escolha do tipo de treino mais adequado para o aumento da funcionalidade e mobilidade em idosos da sua faixa etária. Sendo assim, o(a) senhor(a) foi selecionado, dentre os voluntários, para participar do estudo devido ao seu grau de independência na execução das atividades da vida diária e à sua boa avaliação médica que lhe permite participar de um protocolo de exercícios físicos.

2. Procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais:

Ao concordar em participar, o(a) senhor(a) será submetido(a) a uma avaliação na qual serão medidos: sua pressão arterial no braço, seu peso e sua altura. Além disso, você responderá a alguns questionários para avaliar a sua função cognitiva e nível de depressão. Após responder esses questionários o(a) senhor(a) fará a avaliação médica na qual serão realizados os seguintes procedimentos preliminares:

- Fará um teste ergoespirométrico. Neste teste, o(a) senhor(a) vai pedalar numa bicicleta ergométrica até o máximo que conseguir e será interrompido pelo cansaço físico intenso ou algum problema de saúde deflagrado, que será controlado pela presença de um médico. Durante o teste, serão medidas a sua freqüência cardíaca (batimentos do coração) e a pressão arterial. Além disso, o(a) senhor(a) irá usar uma máscara no rosto de modo que o ar que o(a) senhor(a) expelir seja analisado por um computador. Após o teste, a pressão arterial do(a) senhor(a) será medida mais três vezes.
 - Responderá a um questionário para avaliar sua qualidade de vida contendo 11 itens;
 - Fará um exame de ressonância nuclear magnética. Este é um exame indolor durante o qual o(a) senhor(a) permanecerá deitado(a) de barriga para cima para que um aparelho possa verificar a área do seu músculo da coxa. Esse exame terá duração de 20 minutos, e será realizado no laboratório Delboni Auriemo;
- Na quarta e quinta semanas acontecerão os testes antes do treinamento, que serão:
- Bateria de testes de funcionalidade para avaliar a agilidade motora, equilíbrio dinâmico, força e de potência de membros inferiores e capacidade aeróbia;
 - Contração voluntária isométrica balística máxima (CVIBM) no dinamômetro isocinético (aparelho para avaliação da força), no qual o(a) senhor(a) executará três tentativas e será instruído(a) a atingir o nível de força máxima o mais rápido possível, devendo manter esse nível por dois segundos e depois relaxar. Junto com este teste será feita a avaliação da atividade dos músculos empregados durante a realização dos movimentos, procedimento denominado eletromiografia. Para isso, sua pele será devidamente preparada (retirada de pêlos, raspagem e limpeza) para a colocação de pequenos eletrodos de superfície, que estarão conectados a um sistema computadorizado que captará os sinais de atividade muscular;
 - Teste de força dinâmica máxima ou teste de 1RM para verificar o nível de força máxima muscular. Este teste será realizado em dois aparelhos, um para mensurar a força de membros superiores (braços), e o outro para mensurar a força de membros inferiores (pernas);

- Plataforma de força, que avaliará o equilíbrio estático. O(a) senhor(a) permanecerá descalço sobre uma plataforma, olhando para um ponto fixo que estará demarcado na parede à frente. Serão realizadas duas tentativas de 20 segundos, com intervalo de dois minutos entre elas. Em seguida o(a) senhor(a) tentará ficar apoiado em cima de um disco de equilíbrio, sobre a plataforma, também por três tentativas de 20 segundos, com intervalo de dois minutos entre elas. Este procedimento mostrará a visualização da estabilização do seu centro de pressão (importante grandeza mecânica para análise do equilíbrio humano);

- A escala de Berg, que avaliará o equilíbrio funcional. Esta escala é composta por 14 testes que avaliará a sua habilidade de sentar, ficar de pé, alcançar, girar em volta de si mesmo, olhar por cima de seus ombros, ficar sobre o apoio unipodal e transpor degraus, todas as atividades que o(a) senhor(a) faz diariamente.

- Reflexo H: o teste começa com a limpeza de regiões da sua perna para posterior colocação de alguns eletrodos afixados à pele por meio de fita tipo esparadrapo, sendo os eletrodos pequenos discos metálicos ligados a fios. Posteriormente, o(a) senhor(a) sentará em uma cadeira especial para os experimentos e terá seu pé direito fixado à um pedal. Será aplicada, periodicamente, uma pequena e breve estimulação elétrica na parte de trás da perna direita, cuja sensação se assemelhará a uma beliscada. As instruções serão explicadas pelo pesquisador. O experimento poderá durar até 1h30 horas, dependendo de cada caso.

- A partir da sexta semana o(a) senhor(a) será designado a fazer parte de um dos três grupos que farão parte dessa pesquisa, o grupo de treinamento de força tradicional, o grupo de força com instabilidade, ou o grupo controle, este último não será submetido a nenhum treinamento. Então, nas próximas 12 semanas acontecerá o treinamento, que será composto por 24 sessões, sendo duas sessões por semana, com mais ou menos uma hora de duração, para o(a) senhor(a) que será voluntário de um dos grupos de treinamento. Nas últimas semanas serão aplicados os testes que foram utilizados nas primeiras semanas, repetindo os mesmos procedimentos.

3. Desconfortos e riscos esperados:

Os testes deste estudo são seguros e bem tolerados e o risco envolvido na participação dos mesmos é baixo. Porém, alguns desconfortos podem ocorrer como: sentir cansaço e dor muscular passageira após o teste ergoespirométrico o qual avaliará sua saúde cardiovascular e condição física para determinar sua capacidade de realizar exercícios físicos. O teste será programado para o(a) senhor(a) atingir um tempo de 10 ± 2 minutos, e será interrompido pelo cansaço físico intenso ou algum problema de saúde deflagrado, que será controlado pela presença de um médico, no entanto, este desconforto será mínimo e não o(a) impedirá de prosseguir com as suas atividades diárias. Além disso, o teste do Reflexo H pode causar algum desconforto devido ao estímulo elétrico, porém, a sensação será de uma beliscada e o desconforto é momentâneo e não impedirá nenhuma outra atividade do seu dia.

4. Benefícios que poderão ser obtidos:

Não haverá compensação financeira pela sua participação neste estudo. Contudo, além dos benefícios que o(a) senhor(a) obterá com a intervenção do treinamento como: a melhora das funções motoras inclusive movimentos finos, aumento de distâncias percorridas, aumento do número de atividades da vida diária realizadas, diminuição das alterações posturais e prevenção de perda de massa muscular (Reuter & Engelhardt, 2002²), o(a) senhor(a) contribuirá para a nossa melhor compreensão dos efeitos do treinamento de força com instabilidade de força tradicional nas adaptações neuromusculares (ativação muscular, força e massa muscular), mobilidade, equilíbrio, funcionalidade (atividades da vida diária). Com isso, poderemos planejar um programa eficaz de exercícios físicos para Idosos. O(A) senhor(a) receberá um relatório completo sobre seu desempenho e participação, assim como do resultado final do estudo.

5. Procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo:

Não será possível realizar qualquer procedimento alternativo em substituição aos procedimentos acima mencionados.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Os pesquisadores responsáveis pelo estudo se colocam à disposição para esclarecer, a qualquer momento, as possíveis dúvidas sobre os procedimentos, riscos e benefícios proporcionados pelo estudo. Além disso, a sua participação é voluntária e o(a) senhor(a)

tem o direito de se retirar por qualquer razão e a qualquer momento do estudo sem que isso lhe proporcione qualquer prejuízo ou transtorno. As informações obtidas durante o estudo ficarão guardadas sob sigilo e privacidade absolutos. Em caso de qualquer emergência médica, ou lesão decorrente das sessões experimentais, os responsáveis pelo estudo lhe acompanharão ao Hospital Universitário (HU) que se localiza na Av. Prof. Lineu Prestes, 2565 - Cidade Universitária- Fone: 3039-9468 e garantirão o seu atendimento.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Este estudo será conduzido pela Profª. Bartira Pereira Palma, Mestranda da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo e integrante do GEPAN (Grupo de Estudo e Pesquisa das Adaptações Neuromusculares ao Treinamento de Força) da mesma instituição, coordenado pelo pesquisador responsável desse projeto, Professor Doutor Carlos Ugrinowitsch. Em caso de necessidade você poderá entrar em contato com a Profª. Bartira Pereira Palma pelo telefone: 11 98089-4423, ou com o Profº Carlos pelo telefone: 3091-8733.

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

Nenhuma

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

Anexo II**Inventário de Beck** / / **Nome:** _____

Assinale com um X a opção mais pertinente de acordo com o que vem sentindo na última semana.

Questão 1

- 0 = Não me sinto triste
- 1 = Eu me sinto triste
- 2 = Estou sempre triste e não consigo sair disso
- 3 = Estou tão triste ou infeliz que não consigo suportar

Questão 2

- 0 = Não estou especialmente desanimado quanto ao futuro
- 1 = Eu me sinto desanimado quanto ao futuro
- 2 = Acho que nada tenho a esperar
- 3 = Acho o futuro sem esperança e tenho a impressão de que as coisas não podem melhorar

Questão 3

- 0 = Não me sinto um fracasso
- 1 = Acho que fracassei mais do que uma pessoa comum
- 2 = Quando olho para trás, na minha vida, tudo o que posso ver é um monte de fracassos
- 3 = Acho que, como pessoa, sou um completo fracasso

Questão 4

- 0 = Tenho tanto prazer em tudo como antes
- 1 = Não sinto mais prazer nas coisas como antes
- 2 = Não encontro mais prazer real em mais nada
- 3 = Estou insatisfeito ou aborrecido com tudo

Questão 5

- 0 = Não me sinto especialmente culpado
- 1 = Eu me sinto culpado às vezes
- 2 = Eu me sinto culpado na maior parte do tempo
- 3 = Eu me sinto sempre culpado

Questão 6

- 0 = Não acho que esteja sendo punido

- 1 = Acho que posso ser punido
- 2 = Creio que vou sendo punido
- 3 = Acho que estou sendo punido

Questão 7

- 0 = Não me sinto decepcionado comigo mesmo
- 1 = Estou decepcionado comigo mesmo
- 2 = Estou enjoado de mim
- 3 = Eu me odeio

Questão 8

- 0 = Não me sinto de qualquer modo pior que os outros
- 1 = Sou crítico em relação a mim devido às minhas fraquezas ou meus erros
- 2 = Eu me culpo sempre por minhas falhas
- 3 = Eu me culpo por tudo de mal que acontece

Questão 9

- 0 = Não tenho quaisquer idéias de me matar
- 1 = Tenho idéias de me matar, mas não as executaria
- 2 = Gostaria de me matar
- 3 = Eu me mataria se tivesse oportunidade

Questão 10

- 0 = Não choro mais que o habitual
- 1 = Choro mais agora do que costumava
- 2 = Agora, choro o tempo todo
- 3 = Costumava ser capaz de chorar, mas agora não consigo, mesmo que queira

Questão 11

- 0 = Não sou mais irritado agora do que já fui
- 1 = Fico molestado ou irritado mais facilmente do que costumava
- 2 = Atualmente me sinto irritado o tempo todo
- 3 = Absolutamente não me irrito com as coisas que costumavam irritar-me antes

Questão 12

- 0 = Não perdi o interesse nas outras pessoas
- 1 = Interesso-me menos do que costumava pelas outras pessoas
- 2 = Perdi a maior parte do meu interesse nas outras pessoas
- 3 = Perdi todo o meu interesse nas outras pessoas

Questão 13

- 0 = Tomo decisões mais ou menos tão bem como em outra época

1 = Adio minhas decisões mais do que costumava
2 = Tenho maior dificuldade em tomar decisões do que antes
3 = Não consigo mais tomar decisões

Questão 14

0 = Não sinto que minha aparência seja pior nem melhor do que costumava ser

1 = Preocupo-me por estar parecendo mais velho ou sendo menos atrativo

2 = Sinto que há mudanças permanentes em minha aparência que me fazem parecer sem atrativos

3 = Considero-me feio

Questão 15

0 = Posso trabalhar mais ou menos tão bem quanto antes

1 = Preciso de um esforço extra para começar qualquer coisa

2 = Tenho de me esforçar muito até fazer qualquer coisa

3 = Não consigo fazer nenhum trabalho

Questão 16

0 = Durmo tão bem quanto de hábito
1 = Não durmo tão bem quanto costumava
2 = Acordo uma ou duas horas mais cedo do que de hábito e tenho dificuldade para voltar a dormir
3 = Acordo várias horas mais cedo do que costumava e tenho dificuldade para voltar a dormir

Questão 17

0 = Não fico mais cansado que de hábito
1 = Fico cansado com mais facilidade do que costumava
2 = Sinto-me cansado ao fazer quase qualquer coisa
3 = Estou cansado demais para fazer qualquer coisa

Questão 18

0 = Meu apetite não está pior do que de hábito
1 = Meu apetite não é tão bom quanto costumava ser
2 = Meu apetite está muito pior agora
3 = Não tenho mais apetite algum

Questão 19

0 = Não perdi mais peso, se é que perdi algum ultimamente
1 = Perdi mais de 2,5Kg
2 = Perdi mais de 5,0Kg
3 = Perdi mais de 7,5Kg

* Estou deliberadamente tentando perder peso
comendo menos. Sim () Não ()

Questão 20

0 = Não me preocupo mais do que o de hábito com minha saúde

1 = Preocupo-me com problemas físicos como dores e aflições ou perturbações no estômago ou prisão de ventre

2 = Estou muito preocupado com problemas físicos e é difícil pensar em outra coisa que não isso

3 = Estou tão preocupado com meus problemas físicos que não consigo pensar em outra coisa

Questão 21

Questão 22

0 = Não tenho observado qualquer mudança recente em meu interesse sexual

1 = Estou menos interessado por sexo do que costumava

2 = Estou bem menos interessado em sexo atualmente

3 = Perdi completamente o interesse por sexo

PONTUAÇÃO

Anexo III

QUESTIONÁRIO - MINI MENTAL

NOME: _____ IDADE: _____ DATA: _____
 ____ / ____ / ____

TEMPO DE ESTUDO ESCOLARIDADE (anos): _____

Material necessário: Você precisará de uma caneta esferográfica, um relógio de pulso, uma folha de papel e os cartões impressos 1 e 2. DATA: _____

Dê 10 segundos para cada resposta. Marque 1 ponto para cada resposta correta e 0 para as incorretas. Diga “***Eu vou fazer algumas perguntas e dar alguns problemas para serem resolvidos. Por favor, tente responder da melhor forma que puder.***”

Q1. Orientação:

Dê um ponto em cada resposta correta. Em caso de dúvida, registre a resposta dada ao lado e contate o supervisor.

1. Em que ano estamos? (____)

2. Em que mês estamos? (____)

3. Em que dia do mês estamos? (____)

4. Em que dia da semana estamos? (____)

5. Em que semestre nós estamos? (____)

6. Em que país nós estamos? (____)

7. Em que estado nós estamos? (____)

8. Em que cidade estamos? (____)

9. Em que bairro estamos? (____)

Alternativa: “Em que rua estamos?”

10. Em que andar estamos? (____)

No caso de casa térrea, pode ser usada a alternativa “Em que quarto estamos?”

PONTUAÇÃO TOTAL Q1: _____

Q2. Retenção - Registro de dados

“Agora vou lhe dar o nome de três objetos. Quando eu terminar, pedirei que os repita em voz alta, em qualquer ordem. Guarde quais são, porque vou perguntar o nome deles de novo em alguns minutos”.

Leia os nomes dos objetos devagar e de forma clara somente uma vez. O sujeito deve repeti-los em até 20 segundos. Dê um ponto por cada objeto lembrado e zero para os não lembrados, apenas na primeira tentativa. Se o sujeito não conseguir repetir todos os objetos:

- 1) Repita todos os objetos até que o entrevistado os aprenda (máximo de repetições: 5 vezes).
- 2) Anote o número de repetições que teve que fazer.
- 3) Nunca corrija a primeira tentativa.

CARRO _____

VASO _____

JANELA _____

Número de repetições _____

PONTUAÇÃO TOTAL Q2: _____

Q3. Atenção e cálculo

“Agora subtraia sete de 100 e continue subtraindo sete do restante”.

Quando o indivíduo começar – não interrompa – permita que ele prossiga até que tenham sido feitas cinco subtrações. Se o indivíduo parar antes que cinco subtrações tenham sido feitas, repita a instrução original “por favor, continue subtraindo sete do restante” (máximo três vezes). Se o entrevistado errar alguma das subtrações, não corrija.

a)

Resposta do indivíduo					
Resposta correta	93	86	79	72	65

Pontuação em Q3a: _____

Como tarefa alternativa, pode-se pedir que o indivíduo soletre a palavra “MUNDO” de trás para frente. Dar-se-á um ponto para cada letra soletrada corretamente.

b)

Resposta do indivíduo					
Resposta correta	0	D	N	U	M

Pontuação em Q3b: _____

Registre o total de respostas corretas Q3a **ou** Q3b abaixo.

Registrar apenas a tarefa de maior score.

PONTUAÇÃO Q3: _____

Q4. Memória/evocação

“Agora me diga: Quais foram os três objetos que eu pedi para repetir agora há pouco?”

Dê 10 segundos para cada resposta. Marque um ponto para cada resposta correta independentemente da ordem.

CARRO _____

VASO _____

JANELA _____

PONTUAÇÃO Q4: _____

Q5. Linguagem, Compreensão

a) MOSTRE O RELÓGIO DE PULSO.

“Como é o nome disto?”

Nota: _____

Dê dez segundos para a resposta. Marque um ponto para a resposta certa. Aceite apenas “relógio de pulso”, “relógio” ou “cronômetro”.

b) MOSTRE A CANETA

“Como é o nome disto?”

Nota: _____

Dê dez segundos para a resposta. Marque um ponto para a resposta certa. Aceite apenas “caneta”.

c) Agora quero que o (a) sr (a) repita esta frase depois de mim:

“NEM AQUI, NEM ALI, NEM LÁ”.

Nota: _____

Fale as palavras com clareza. Dê dez segundos para a resposta. Marque um ponto para a repetição correta, que deve ser exata.

d) DÊ AO INDIVÍDUO O CARTÃO 1 COM A AFIRMAÇÃO “FECHE OS OLHOS”**“Por favor, leia essa frase e faça o que está sendo pedido”.****Nota:** _____Se analfabeto, leia a frase para o entrevistado.

Dê dez segundos. Repita as instruções até três vezes se necessário. Marque um ponto apenas se o indivíduo fechar os olhos.

e) DÊ AO INDIVÍDUO UM LÁPIS E UM PAPEL**“Escreva uma frase completa, de sua escolha, nesse pedaço de papel”.****Nota:** _____

Dê 30 segundos. Marque um ponto se a frase fizer sentido, isto é, tiver sujeito, verbo e objeto. Ignore os erros de ortografia.

PONTUAÇÃO TOTAL Q5: _____**Q6. Habilidade Construtiva****a) APRESENTE PARA O INDIVÍDUO O CARTÃO 2****“Por favor, copie este desenho”****Nota:** _____Permita várias tentativas até que o indivíduo tenha terminado (no máximo um minuto). Marque um ponto se o indivíduo desenhou duas figuras com cinco lados, formando a intersecção destas uma figura de quatro lados (diamante, losango).**b) Observe com que mão o indivíduo segurou a caneta ou pergunte se ele é destro ou canhoto. Pegue um pedaço de papel em branco, segure-o na frente do indivíduo. Peça para o indivíduo prestar muita atenção. Você só poderá dar a instrução uma vez. Não é permitido repetir durante o transcurso da tarefa.****“Eu vou lhe dar esta folha de papel. Quando eu o fizer o sr (a) vai pegar esta folha com sua mão direita/esquerda (mão oposta à que ele costuma usar), dobrar uma vez ao meio com as duas mãos e colocar no chão”.**

Dê 30 segundos. Marque um ponto para cada instrução executada de forma correta, máximo de três pontos.

Pegar com a mão não dominante _____

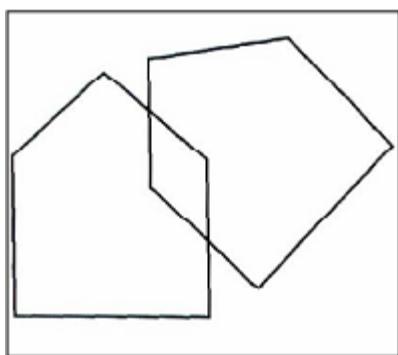
Dobrar ao meio com as duas mãos _____

Colocar no chão _____

PONTUAÇÃO TOTAL Q6: _____**PONTUAÇÃO TOTAL**

MEEM:	_____
-------	-------

FECHE OS OLHOS



Anexo IV

Brazilian - Portuguese version of the Berg Balance Scale *Escala de equilíbrio funcional de Berg - Versão Brasileira*

Descrição do item ESCORE (0-4)

- 1 . Posição sentada para posição em pé _____ (____seg)
 - 2 . Permanecer em pé sem apoio _____
 - 3 . Permanecer sentado sem apoio _____
 - 4 . Posição em pé para posição sentada _____ (____seg)
 - 5 . Transferências _____ (____seg)
 - 6 . Permanecer em pé com os olhos fechados _____
 - 7 . Permanecer em pé com os pés juntos _____
 - 8 . Alcançar a frente com os braços estendidos _____ (____seg)
 - 9 . Pegar um objeto do chão _____ (____seg)
 10. Virar-se para olhar para trás _____ (____seg)
 11. Girar 360 graus _____ (____seg)
 12. Posicionar os pés alternadamente no degrau_____
 13. Permanecer em pé com um pé à frente _____
 14. Permanecer em pé sobre um pé _____
- Escore Total _____/(56 pontos)

- *Instruções: Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item.*
- *Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico.*
- *Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente.*
- *Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.*

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
 () 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
 () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
 () 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
 () 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
 () 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
 () 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
 () 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
 () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- () 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- () 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- () 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

- () 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- () 3 controla a descida utilizando as mãos
- () 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- () 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- () 0 necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- () 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- () 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- () 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- () 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- () 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- () 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- () 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- () 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- () 0 necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- () 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- () 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- () 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- () 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instruções: Levante o braço a 90º. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.

(O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90º. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os

dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- () 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- () 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- () 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- () 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- () 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- () 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- () 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- () 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- () 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- () 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- () 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- () 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão para virar
- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

11. Girar 360 graus

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira

12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- () 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha;

se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

() 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos

() 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente,

e permanecer por 30 segundos

() 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos

() 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos

() 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

() 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos

() 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos

() 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos

() 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente

() 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

Anexo V

Versão Brasileira do Questionário de Qualidade de Vida -SF-36

Nome: _____

Idade: _____ **Sexo:** _____

Instruções: Esta pesquisa questiona você sobre sua saúde. Estas informações nos manterão informados de como você se sente e quanto bem você é capaz de fazer atividades de vida diária. Responda cada questão marcando a resposta como indicado. Caso você esteja inseguro em como responder, por favor, tente responder o melhor que puder.

1- Em geral você diria que sua saúde é:

Excelente	Muito Boa	Boa	Ruim	Muito Ruim
1	2	3	4	5

2- Comparada há um ano atrás, como você se classificaria sua idade em geral, agora?

Muito Melhor	Um Pouco Melhor	Quase a Mesma	Um Pouco Pior	Muito Pior
1	2	3	4	5

3- Os seguintes itens são sobre atividades que você poderia fazer atualmente durante um dia comum. Devido à sua saúde, você teria dificuldade para fazer estas atividades? Neste caso, quando?

Atividades	Sim, dificulta muito	Sim, dificulta um pouco	Não, não dificulta de modo algum
a) Atividades Rigorosas, que exigem muito esforço, tais como correr, levantar objetos pesados, participar em esportes árduos.	1	2	3
b) Atividades moderadas, tais como mover uma mesa, passar aspirador de pó, jogar bola, varrer a casa.	1	2	3
c) Levantar ou carregar mantimentos	1	2	3
d) Subir vários lances de escada	1	2	3
e) Subir um lance de escada	1	2	3
f) Curvar-se, ajoelhar-se ou dobrar-se	1	2	3
g) Andar mais de 1 quilômetro	1	2	3
h) Andar vários quarteirões	1	2	3
i) Andar um quarteirão	1	2	3
j) Tomar banho ou vestir-se	1	2	3

4- Durante as últimas 4 semanas, você teve algum dos seguintes problemas com seu trabalho ou com alguma atividade regular, como consequência de sua saúde física?

	Sim	Não
a) Você diminui a quantidade de tempo que se dedicava ao seu trabalho ou a outras atividades?	1	2
b) Realizou menos tarefas do que você gostaria?	1	2
c) Esteve limitado no seu tipo de trabalho ou a outras atividades.	1	2
d) Teve dificuldade de fazer seu trabalho ou outras atividades (p. ex. necessitou de um esforço extra).	1	2

5- Durante as últimas 4 semanas, você teve algum dos seguintes problemas com seu trabalho ou outra atividade regular diária, como consequência de algum problema emocional (como se sentir deprimido ou ansioso)?

	Sim	Não
a) Você diminui a quantidade de tempo que se dedicava ao seu trabalho ou a outras atividades?	1	2
b) Realizou menos tarefas do que você gostaria?	1	2
c) Não realizou ou fez qualquer das atividades com tanto cuidado como geralmente faz.	1	2

6- Durante as últimas 4 semanas, de que maneira sua saúde física ou problemas emocionais interferiram nas suas atividades sociais normais, em relação à família, amigos ou em grupo?

De forma nenhuma	Ligeiramente	Moderadamente	Bastante	Extremamente
1	2	3	4	5

7- Quanta dor no corpo você teve durante as últimas 4 semanas?

Nenhuma	Muito leve	Leve	Moderada	Grave	Muito grave
1	2	3	4	5	6

8- Durante as últimas 4 semanas, quanto a dor interferiu com seu trabalho normal (incluindo o trabalho dentro de casa)?

De maneira alguma	Um pouco	Moderadamente	Bastante	Extremamente
1	2	3	4	5

9- Estas questões são sobre como você se sente e como tudo tem acontecido com você durante as últimas 4 semanas. Para cada questão, por favor dê uma resposta que mais se aproxime de maneira como você se sente, em relação às últimas 4 semanas.

	Todo Tempo	A maior parte do tempo	Uma boa parte do tempo	Alguma parte do tempo	Uma pequena parte do tempo	Nunca
a) Quanto tempo você tem se sentido cheio de vigor, de vontade, de força?	1	2	3	4	5	6
b) Quanto tempo você tem se sentido uma	1	2	3	4	5	6

pessoa muito nervosa?						
c) Quanto tempo você tem se sentido tão deprimido que nada pode animá-lo?	1	2	3	4	5	6
d) Quanto tempo você tem se sentido calmo ou tranquilo?	1	2	3	4	5	6
e) Quanto tempo você tem se sentido com muita energia?	1	2	3	4	5	6
f) Quanto tempo você tem se sentido desanimado ou abatido?	1	2	3	4	5	6
g) Quanto tempo você tem se sentido esgotado?	1	2	3	4	5	6
h) Quanto tempo você tem se sentido uma pessoa feliz?	1	2	3	4	5	6
i) Quanto tempo você tem se sentido cansado?	1	2	3	4	5	6

10- Durante as últimas 4 semanas, quanto de seu tempo a sua saúde física ou problemas emocionais interferiram com as suas atividades sociais (como visitar amigos, parentes, etc)?

Todo Tempo	A maior parte do tempo	Alguma parte do tempo	Uma pequena parte do tempo	Nenhuma parte do tempo
1	2	3	4	5

11- O quanto verdadeiro ou falso é cada uma das afirmações para você?

	Definitivamente verdadeiro	A maioria das vezes verdadeiro	Não sei	A maioria das vezes falso	Definitiva- mente falso
a) Eu costumo adoecer um pouco mais facilmente que as outras pessoas	1	2	3	4	5
b) Eu sou tão saudável quanto qualquer pessoa que eu conheço	1	2	3	4	5
c) Eu acho que a minha saúde vai piorar	1	2	3	4	5
d) Minha saúde é excelente	1	2	3	4	5