

---

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
(BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

---

**EFEITO DE UM TREINAMENTO DE FNP SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS  
EM IDOSOS CAIDORES**

**MARCELO PINTO PEREIRA**

Dissertação apresentada ao  
Instituto de Biociências do Câmpus  
de Rio Claro, Universidade  
Estadual Paulista, como parte dos  
requisitos para obtenção do título  
de Mestre em Ciências da  
Motricidade .

**Dezembro – 2008**

MARCELO PINTO PEREIRA

EFEITO DE UM TREINAMENTO DE FNP SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM  
IDOSOS CAIDORES

Dissertação apresentada ao Instituto de  
Biociências do Campus de Rio Claro,  
Universidade Estadual Paulista Júlio de  
Mesquita Filho, como parte dos requisitos  
para obtenção do título de Mestre em  
Ciências da Motricidade (Area de  
Biodinâmica da Motricidade Humana)

Orientador: PROF. DR. MAURO GONÇALVES

RIO CLARO

2008

## DEDICATORIA

Aos meus queridos pais e  
À minha doce noiva

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, por me dar condições de viver em um meio tão privilegiado como o que vivo, me dando paz, saúde, condições financeiras, condições intelectuais e colocando pessoas tão iluminadas próximas a mim, para que eu pudesse completar mais essa etapa da minha vida.

Agradecimento especial à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP – Processo No. 2006/58808-0) pelo suporte financeiro cedido na forma de bolsa. Obviamente não só de sonhos e empenho sobrevive o homem e a FAPESP proporcionou a oportunidade me sustentar financeiramente para que fosse possível a conclusão dessa Dissertação.

Gostaria de agradecer a todas as voluntárias que se propuseram a participar desse estudo, porque melhor ainda que vê-lo completo, é ouvir senhoras tão boas lhe dizendo que você se transformou em parte da família e que sentirão muito sua falta.

Também agradeço aos profissionais que me acompanharam e me acolheram no Centro Dia do Idoso, em especial à Juliana que sempre teve tanta paciência e se dispôs desde o primeiro dia em me ajudar.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Mauro Gonçalves, pela oportunidade e por ceder seu laboratório e seus equipamentos para a realização dessa Dissertação. Também agradeço aos demais membros do Laboratório de Biomecânica da UNESP de Rio Claro, que me ensinaram tanto nesses anos e me ajudaram a me tornar quem sou hoje.

Em se falando de ajuda, não posso deixar de agradecer os meus amigos que tornaram a realização desse trabalho possível. Sempre me deram oportunidade de aprender e sempre me deixaram muito confortável em saber que se precisasse de ajuda, sempre poderia contar com eles, como de fato, aconteceu tantas e tantas vezes. São tantos nomes que passaram pelo Laboratório e deixaram sua marca em mim que seria inviável agradecer a todos eles, mas em especial, agradeço primeiramente à Juliana e ao Fabio. Além de se sentarem tantos dias ao meu lado e de fato ouvirem minhas ideias, discutirem comigo o que seria possível, sempre me ensinaram a ensinar e mais do que isso, se tornaram grandes amigos, se não dizer cúmplices. Também agradeço em especial ao Anderson que me ensinou desde o

que é um sinal eletromiográfico, até a construir rotinas. Devo grande parte do que aprendi nesse período à ele.

Também agradeço de modo especial à Patricia que me ensinou a ver o mundo de forma mais colorida, mais cor-de-rosa, o que tornou suportável tantas situações. Um obrigado também à Priscila que sempre me orientou e sempre teve as respostas para quaisquer perguntas. Agradeço também ao Luiz, que juntamente com a Patricia, é co-autor dessa Dissertação pela ajuda nas coletas e em tantas outras coisas.

Agradeço aos amigos que moraram comigo nesses anos, ao Zé, Fabio e Rica que me ouviram tantas vezes e aguentaram as minhas manias em casa.

Porém, o meu maior obrigado devo às três pessoas que são o centro, o pilar, a razão da minha vida e de todo o meu esforço nesses anos. Sempre tirei forças e consegui levantar a cabeça sem me deixar abater para não decepcioná-las.

Meus pais Walter e Angélica, sempre se dispuseram à fazer o que fosse possível para que eu me encontrasse e para que eu jamais perdesse a ternura e a alegria por meio dos seus ensinamentos e seu caráter. São pessoas preciosas que sempre me ensinaram que o caminho mais correto, é o melhor. Obrigado pelo apoio físico, emocional, financeiro e por tudo o mais que me deram, para que essa Dissertação fosse concluída.

Ainda, agradeço de maneira sobre-especial à minha doce Vivian, meu espelho, meu Lar, que jamais deixou de me apoiar em um único momento, independentemente das escolhas que tomei. Jamais deixou de confiar em mim e sempre se dispôs a segurar as minhas mãos e a me abraçar quando precisei. Obrigado pela paciência, pelos conselhos e pelo amor.

"Quando alguém compreende que é contrário à sua dignidade de homem obedecer  
a leis injustas, nenhuma tirania pode escravizá-lo"  
( Mahatma Gandhi )

## RESUMO

O principal objetivo dessa Dissertação foi avaliar o desempenho em contrações isométricas de flexo-extensão do joelho e o padrão da marcha em indivíduos idosos com potencial para sofrerem quedas e avaliar o efeito de um treinamento sobre essas variáveis. Quinze mulheres ( $71,67 \pm 6,60$  anos), caídas, as quais foram divididas aleatoriamente em dois grupos (Grupo Treino – GT; e Grupo Controle – GC) realizaram testes antes e após um período de treinamento de 10 semanas de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP): i) Aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), contrações isométricas voluntárias máximas de flexão e extensão do joelho; ii) marcha por vinte minutos na velocidade de preferência; iii) análise da marcha a 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência. Nos testes de contração máxima a Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) e força máxima foram obtidas. O registro eletromiográfico (EMG) de *Root Mean Square* (RMS), frequência mediana (FM) e Índice de Co-ativação (IC) entre músculos vasto-lateral (VL), vasto-medial (VM), reto-femoral e bíceps femoral (BF) foram determinados. Durante o teste de marcha por 20 minutos foram adquiridos os registros EMG dos VL, RF, VM, BF, tibial anterior (TA), fibular longo (FB), gastrocnêmio medial (GM) e gastrocnêmio lateral (GL) em três diferentes períodos do protocolo (no início, no meio e no final do protocolo). Ainda, esses registros foram obtidos em quatro diferentes fases da marcha: pré-contato do calcâneo no solo (Pré), durante o toque do mesmo (Toque), durante a retirada dos dedos (Retirada) e durante todo o ciclo da marcha (Ciclo). Também foram determinadas as seguintes variáveis cinemáticas: frequência e comprimento de passada, velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo (VEL), sua aceleração mínima prévia ao toque e tempo de apoio. Por fim, no protocolo com quatro velocidades foram obtidas além de VEL e o IC ao redor da articulação do tornozelo e joelho, a RMS e FM em Pré, Toque e Ciclo. Os resultados encontrados demonstram que durante contrações isométricas o IC se relaciona com TDF e com EEB. Ainda, há principalmente em Retirada uma influência do tempo de marcha, com maior ativação dos músculos antagonistas ao movimento, assim como aumento da variabilidade das variáveis cinemáticas e aumento de VEL, demonstrando o efeito potencializador desse tempo sobre o risco de quedas. E por fim, sugere-se que a incapacidade de recrutamento muscular em maiores velocidades de marcha se apresenta como um dos mecanismos envolvidos no risco

de quedas na população idosa. O treinamento teve influência positiva sobre o risco de quedas, reduzindo-o em GT. Ainda, causou um aumento significativo da força máxima, sem que, influenciasse a TDF e IC. Por outro lado, durante a marcha observou-se aumento da resistência muscular, sobretudo do músculo GL e alterações positivas sobre variáveis relacionadas ao risco de quedas. Ainda, encontrou-se redução dos níveis de co-ativação ao redor do joelho e tornozelo. Portanto, pode-se afirmar que o treinamento de FNP foi eficiente na redução do risco de quedas e na melhora do padrão de marcha em indivíduos idosos caídores.

Marcha. Idosos. Quedas. Força. Eletromiografia. Co-ativação. Cinemetria

## ABSTRACT

The main objective of this Dissertation was to evaluate the knee flexion-extension isometric performance and gait pattern in elderly fallers and to evaluate a training course effect on these variables. Fifteen elderly female fallers ( $71.67 \pm 6.60$  years), randomly divided into two groups (Training Group - TG, and Control Group - GC), performed a tests battery before and after 10 weeks of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation training period, consisting of: i) The Berg Balance Scale (BBS) application, knee extension and flexion isometric contractions, ii) twenty minutes gait at their preferred walking speed, iii) gait analysis at 2km/h, 3 km/h; 4km/h and in their preferred walking speed. In maximum knee flexion and extension contractions the Rate of Development Force (TDF) was achieved in as the maximal force, the electromyography (EMG) Root Mean Square (RMS), median frequency (MF) and Coactivation Index (IC) from vastus-lateralis (VL), vastus-medialis (VM), rectus-femoris (RF) and biceps femoris (BF) muscles. During the 20 minutes walking test the EMG signal from VL, RF, VM, BF, tibialis anterior (TA), fibularis longus (FB), medial gastrocnemius (GM) and lateral gastrocnemius (GL) in three different Protocol periods (at the beginning, medial and at the end). These records were obtained in four different gait phases: Pre-contact (Pre), during the the heel contact (Contact), at the toe-off and throughout the entire gait cycle. The EMG data were also used to determine CI during gait. Also the following kinemetry variables were measured: step length and frequency, heel velocity during its strike on the ground (VEL) and its minimal acceleration previous the heel strike. Finally, during the four speed protocol the VEL, CI around knee and ankle and the RMS and MF were determined at Pre, Contact and Cycle. The results show that during isometric contractions the CI is related significantly with TDF and BBS score. Also, there is mainly at Toe-off, a greater co-activation around the knee joint after 20 minutes of walking as well as increasing the variability of this variables and in VEL, showing a fall risk enhances during this condition. And finally, it was shown that the inability to recruit muscles appropriately with higher activity demands is pointed as one of the mechanisms involved the fall risk in elderly. The training reduced dramatacly the risk of falls in TG, and enchanced the performance during the isometric contractions, where there was a significant increase in force, without any influence over TDF or coactivation. Furthermore, during gait it was found a significant increase in muscle resistance,

especially at GL; also was observed after the FNP training period positive changes on biomechanical variables related to fall risk, as increase in the step length and an increase in the heel deceleration. There is a greater level of coordination in the muscle recruitment around the knee and ankle with a decrease in the levels of coactivation around these joints in GT. Therefore, it can say that the FNP training protocol was effective in reducing the fall risk and to improve the motion dynamics in elderly fallers.

Gait. Elderly. Falls. Electromyography. Coactivation. Kinematics.

## SUMARIO

Pagina

|                                                                                                                                                |            |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>1. INTRODUÇÃO .....</b>                                                                                                                     | <b>11</b>  |
| <b>2. OBJETIVOS .....</b>                                                                                                                      | <b>17</b>  |
| <b>3. ARTIGOS .....</b>                                                                                                                        | <b>19</b>  |
| 3.1. ARTIGO 1: Taxa de Desenvolvimento de Força e Co-Ativação ao redor do joelho em idosos caidores .....                                      | 20         |
| 3.2. ARTIGO 2: Efeito da velocidade de marcha sobre o recrutamento neuromuscular e variáveis biomecânicas em idosos caidores .....             | 32         |
| 3.3. ARTIGO 3: Efeito da marcha prolongada como potencializador do risco de quedas em idosos caidores.....                                     | 49         |
| 3.4. ARTIGO 4: Efeito do treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva sobre a força e resistência muscular em idosos caidores ..... | 65         |
| 3.5. ARTIGO 5: facilitação Neuromuscular Proprioceptiva: efeitos sobre o padrão de marcha em idosos caidores .....                             | 89         |
| <b>4. CONCLUSÃO GERAL .....</b>                                                                                                                | <b>114</b> |
| <b>5. REFERENCIAS .....</b>                                                                                                                    | <b>116</b> |
| <b>6. ANEXO I - QUESTIONÁRIO DE ATIVIDADE FÍSICA .....</b>                                                                                     | <b>128</b> |
| <b>7. ANEXO II - ESCALA DE EQUILIBRIO DE BERG .....</b>                                                                                        | <b>130</b> |
| <b>8. ANEXO III - ANAMNESE .....</b>                                                                                                           | <b>133</b> |
| <b>9. ANEXO IV – DADOS INDIVIDUAIS .....</b>                                                                                                   | <b>135</b> |
| <b>10. ANEXO V – ROTINAS EM AMBIENTE MATLAB® .....</b>                                                                                         | <b>136</b> |

## 1. INTRODUÇÃO

Entre as modificações naturais que acompanham o processo de envelhecimento, as que ocorrem no sistema músculo-esquelético compreendem a perda de massa muscular, diminuição do ângulo de penação, diminuição do suprimento sanguíneo, aumento de tecido conjuntivo intramuscular, aumento de tecido gorduroso subcutâneo, diminuição da velocidade de condução do impulso nervoso, perda de massa óssea e atrofia de fibras musculares do tipo II, além de uma tendência a uma transformação dessas em fibras do tipo I (FELAND et al., 2001; FERBER; OSTERNIG; GRAVELLE, 2002; VANDERVOORT, 2002)

As alterações nas propriedades morfológicas de uma unidade motora (UM) relacionadas ao envelhecimento são acompanhadas de modificações no seu controle, (ERIM et al., 1999) causando alterações funcionais nesses indivíduos, como a perda de força muscular isométrica e dinâmica, principalmente nos membros inferiores (HAKKINEN et al., 1998; MAREK et al., 2005) e uma diminuição da amplitude de movimento articular (ADM).

Apesar da perda de força máxima ser observada em indivíduos idosos em comparação com jovens (PERRY et al., 2006; REEVES, MAGANARIS, NARICI, 2005), normalmente relacionada à redução do número e do calibre das UMs, tem sido observado com mais destaque, a redução da qualidade de produção de força, relacionada principalmente com a Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) (SUETTA et al., 2007). Essa menor qualidade de produção de força tem sido atribuída, além de ao menor controle central sobre as UMs, à maior presença de tecidos não contráteis no meio intramuscular (SUETTA et al., 2007). Dessa forma, a redução da qualidade e da capacidade de geração de força tem sido associada ao maior risco de quedas em indivíduos idosos (REEVES, MAGANARIS, NARICI, 2005, SUETTA et al, 2007). Segundo Rao (2005), a redução da força associada ao desequilíbrio é causa de 17% de todas as quedas em indivíduos idosos. Ainda, a redução da propriocepção e da sensibilidade também tem sido apontadas como fatores predisponentes para a ocorrência de quedas (LOCKHART, 2008; LEE; KERRINGAN, 1999).

As quedas são definidas como um deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à sua posição inicial, com incapacidade de correção em tempo hábil (CAMPBELL et al., 2005; SANTOS; ANDRADE, 2005). Ainda, a ocorrência de quedas pode ser considerada um sintoma ou então um marco inicial do declínio da qualidade de vida de um indivíduo (PEREIRA et al., 2001). O cair está associado ao aumento da mortalidade, da morbidade e da redução da funcionalidade, além da admissão prematura em hospitais, sendo a principal causa de morte em pessoas com idade acima de 85 anos (LEE; CHOU, 2006). No Brasil, entre 1979 e 1995, cerca de 54.730 pessoas morreram devido a quedas, sendo que 52% delas eram idosas (FABRÍCIO, 2004). Ainda, acredita-se que 83% de todas as quedas ocorram no meio doméstico. Após o primeiro episódio de queda, no estudo de Fabrício (2004), 42,8% dos idosos investigados (institucionalizados) faleceram em menos de um mês, devido a complicações diretas das quedas e os demais faleceram em menos de um ano, apresentando confusão mental, pneumonia e úlcera de decúbito conseqüentes do grande período de acamação a que foram submetidos. Já segundo Stevens et al. (2008) 23,1% dos idosos que caem, sofrem mais de um episódio de queda no período de três meses. No Brasil, segundo Pereira et al. (2004), 10% das quedas resultam em ferimentos graves e são responsáveis por 12% de todas as mortes na população geriátrica.

As quedas são resultado de uma interação múltipla de situações e fatores que se classificam em dois: intrínsecos e extrínsecos (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001). Os fatores extrínsecos envolvem os aspectos relacionados ao meio ambiente, como superfícies escorregadias, baixa iluminação e calçados inadequados. Já os fatores intrínsecos envolvem aqueles associados com o processo fisiológico do envelhecimento, como o surgimento de patologias hipertensivas, neurológicas, endocrinológicas, osteomusculares, psiquiátricas e sensoriais (FABRÍCIO et al, 2004).

Sendo a marcha considerada como o resultado final do sistema locomotor, uma variedade de sistemas fisiológicos e neurofisiológicos podem ter impacto sobre a dinâmica da passada (MALATESTA et al., 2003), por isto, esta atividade tem sido estudada como uma ferramenta capaz de predizer a instabilidade e a funcionalidade de pessoas idosas. Ainda, de acordo com Barak, Wagennar e Holt (2006), 50% das quedas ocorrem durante a deambulação.

As maiores diferenças entre a marcha de indivíduos idosos e jovens são encontradas quando analisadas as amplitudes de movimento articular (ADM), sem que haja alterações na relação distância percorrida pelo tempo, apesar de indivíduos idosos, apresentarem uma menor velocidade de marcha (SADEGHI et al., 2004). Entretanto, segundo Kang e Dingwell (2008), essas alterações se dão principalmente pela perda de força e de ADM e não pela redução da velocidade da marcha.

Seguindo uma outra linha de raciocínio Kerrigan et al. (1998) afirmaram que as alterações biomecânicas normalmente observadas em indivíduos idosos em comparação com indivíduos jovens, não se devem à redução da força e dos processos fisiológicos que acompanham o envelhecimento, mas da redução da velocidade da marcha buscando maior estabilidade. Esses autores (KERRIGAN et al., 1998) fizeram essas observações após encontrarem que o aumento da velocidade em indivíduos idosos induzia padrões de marcha semelhantes aos de indivíduos jovens.

Dessa forma nota-se que a influência de diferentes velocidades de marcha sobre padrões de recrutamento neuromuscular e sobre variáveis biomecânicas relacionadas ao risco de quedas em indivíduos idosos necessita de maior esclarecimento.

A redução de força em indivíduos idosos, ainda tem sido utilizada como explicação para a maior variabilidade do comprimento (WATELAIN et al. 2000) e do tempo de passada (KANG; DINGWELL, 2008). De fato, segundo Watelain et al. (2000), 52% da variabilidade do comprimento de passada podem ser explicados pela baixa potência dos músculos flexores plantares.

Essa maior variabilidade de variáveis cinemáticas durante a marcha tem sido associada com o maior risco de quedas (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; KANG; DINGWELL, 2008; MALATESTA et al., 2003), representando uma acomodação do sistema nervoso central (HELBOSTAD et al., 2007). Outras variáveis também têm sido associadas ao maior risco de quedas como maior velocidade do calcâneo no momento de seu toque no solo (LOCKHART; KIM, 2006; LOCKHART; WOLDSTAT; SMITH, 2003, LOCKHART, 2008), tempo de contato do pé com o solo (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006), comprimento e frequência da passada (WATELAIN et al., 2000).

Ainda, a fadiga neuromuscular tem sido apontada como potencializadora do risco de quedas (HELBOSTAD et al., 2007), logo que foram encontradas maior variabilidade de variáveis relacionadas a esse risco frente à esse processo (HELBOSTAD et al., 2007). Mais especificamente, períodos em torno de vinte minutos que são normalmente aplicados na prática de atividades físicas (MANGIONE et al., 2005) ou em testes de avaliação de desempenho (KHANDOKER; PALANISWAMI; BEGG, 2008) também têm sido apontados como potencializador do risco de quedas (SYED; DAVIS, 2000).

A fadiga neuromuscular pode ser avaliada por meio da eletromiografia de superfície (EMG) por meio da análise dos parâmetros de amplitude do sinal (através da *Root Mean Square* – RMS) que compreende a avaliação da magnitude e do número de UM recrutadas, sendo que tende a ser maior quanto mais ativadas e maior for o número de UM ativas ao mesmo tempo (MORITANI, NAGATA; MURO, 1982), podendo refletir ainda o nível de drive neural enviado para as fibras musculares. Já a análise dos parâmetros de frequência, através da decomposição do sinal EMG pela Transformada de Furier, nos permite avaliar o espectro de frequência do sinal EMG. Tem-se assumido que alterações na composição de fibras, mudanças na velocidade de condução nervosa e acúmulo de metabólitos, podem trazer alterações significativas no espectro de frequências, pela modificação da forma e da velocidade de passagem dos potenciais de ação (DeLUCA, 1997). O acúmulo de metabólitos, como íons de hidrogênio ( $H^+$ ) e fosfato podem deslocar o espectro para as menores frequências (DeLUCA, 1997; KUMAR et al., 2006), logo que reduzem a velocidade de condução do impulso nervoso (WESTERBLAD; ALLEN; LANNERGREN, 2002).

A EMG também tem sido empregada para o entendimento de um processo denominado co-ativação. A co-ativação é definida como a atividade simultânea de vários músculos que circundam uma articulação (FALCONER; WINTER, 1985). Esse processo se altera frente a uma inibição recíproca reduzida mediante o interneurônio inibitório Ia, de uma ativação central elevada, especificamente nos interneurônios antagonistas ou então quando há uma combinação de ambos os aspectos (FALCONER; WINTER, 1985). Uma elevada co-ativação tem sido atribuída ao aumento da rigidez articular devido à instabilidade em articulações do membro inferior (MIAN et al., 2006). Ainda, a co-ativação tem sido apontada como responsável por uma menor produção de força em contrações máximas (REEVES;

MAGANARIS; NARICI, 2005), maior gasto energético durante a marcha (MIAN et al, 2006), menor torque flexor no tornozelo e maior instabilidade durante a marcha, sendo considerada uma ineficiência de movimento (LEE; KERRIGAN,1999), sendo avaliada por meio do Índice de Co-ativação (IC).

Hortobágyi e DeVita (2000), afirmaram que em idosos o aumento da co-ativação se dá devido a uma ativação neuromuscular generalizada e central. Esse IC tem se demonstrado mais elevado em pessoas idosas quando comparados a pessoas mais jovens, tanto em contrações isométricas (JASKÓLSKA et al., 2006), como em atividades dinâmicas (MACALUSO et al., 2002). A maior parte dos autores atribui esse aumento do IC à maior necessidade de ativação dos posteriores de coxa, com o intuito de promover uma maior estabilidade articular, logo que nessa população o músculo quadríceps da coxa se encontra enfraquecido ou inibido (SADEGHI et al., 2004). Segundo Kerrigan et al., (1998) indivíduos idosos caminhando em sua velocidade de preferência possuem uma menor capacidade de geração de força de flexão e extensão de joelho (relacionadas diretamente ao IC). Outros autores atribuem esse aumento do IC em idosos à promoção de uma pré-ativação elevada com intuito de promover uma recuperação mais rápida frente a desequilíbrios (HORTOBAGYI; DeVITA, 2000). Entretanto, ainda há na literatura a necessidade de um maior esclarecimento quanto à participação efetiva da co-ativação no desempenho em contrações isométricas e durante a marcha em idosos com potencial de sofrerem quedas.

Independente dos mecanismos envolvidos no maior risco de quedas em idosos, diversas propostas tem sido realizadas, envolvendo a execução de exercícios físicos, logo que a modificação isolada do ambiente não é capaz de reduzir o número de quedas dessa população (ROGERS et al., 2003). A maior parte deles se utiliza de exercícios envolvendo contrações isotônicas em máquinas de musculação (FERRI et al., 2003; HAKKINEN et al., 2001). Tem-se utilizado como padrão um período não menor que 10 semanas (HAKKINEN et al., 2001), com cargas variando entre 60-80% 1 repetição máxima (1RM) (CANNON et al., 2007; FERRI et al., 2003; REEVES; MAGANARIS; NARICI, 2005).

Entretanto, alguns autores tem sugeridos que programas de exercícios que objetivem a redução do risco de quedas em idosos, devam envolver além de exercícios convencionais de fortalecimento, exercícios de propriocepção e coordenação (LEE; KERIGAN, 2006). Uma técnica que se utiliza desses conceitos é

a Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP), sobretudo quando o método Kabat é utilizado.

Essa técnica se utiliza de padrões de movimentos diagonais, paralelos a topografia muscular (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006), promovendo a ativação de músculos bi-articulares. Têm-se demonstrado que esse tipo de treinamento resulta em um melhor ganho de desempenho que treinamentos convencionais (KOFOTOLIS et al., 2002), por utilizar como principal objetivo adaptações neuromusculares dos proprioceptores e por apresentar padrões de movimento mais próximo dos fisiológicos (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006). Também, tem-se encontrado aumento da resistência dos músculos lombares após o treinamento de FNP (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006), além de alterações na morfologia muscular (KOFOTOLIS et al., 2005). Especificamente na marcha, apenas um trabalho foi localizado, onde após apenas uma sessão de tratamento, indivíduos com hemiplegia, apresentaram melhora significativa na velocidade e cadência da marcha (WANG, 1994).

Porém, a literatura sobre o efeito de treinamento de FNP é bastante escassa, particularmente sobre aqueles que utilizaram a técnica com fins de fortalecimento muscular. Dessa forma, o resultado da aplicação dessa técnica em idosos, sobretudo naqueles com potencial para sofrerem quedas permanece desconhecido, mesmo englobando as necessidades apresentadas por essa população.

## 2. OBJETIVOS

### Objetivos Gerais

- Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos do membro inferior e os parâmetros cinemáticos deste, durante a marcha em quatro diferentes velocidades e durante a marcha mantida por um período de vinte minutos em idosos com potencial de sofrerem quedas. Ainda, têm-se como objetivo, avaliar o desempenho durante contrações isométricas de flexão e extensão do joelho desses indivíduos. Também se tem como objetivo avaliar a influência de um treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) sobre essas variáveis.

### Objetivos Específicos

- Correlacionar o risco de quedas (por meio da Escala de Equilíbrio de Berg - EEB) com variáveis eletromiográficas (*Root Mean Square* - RMS, Frequência Mediana – FM e Índice de Co-ativação - IC) e de força (força máxima e Taxa de Desenvolvimento de Força - TDF) obtidas durante contrações isométricas voluntárias máximas de flexão e extensão do joelho.
- Avaliar a influência de quatro velocidades (2km/h, 3km/h, 4km/h e velocidade de preferência) na atividade EMG (RMS e FM) dos músculos Vasto-Lateral, Reto-Femoral, Vasto-Medial, Biceps Femoral, Tibial Anterior, Fibular Longo, Gastrocêmio Lateral e Gastrocnêmio Medial e sobre o IC (BF/VL, BF/RF, BF/VM, GL/TA) obtidos durante o período prévio ao toque do calcâneo, no seu toque, na retirada do pé do solo e durante todo o ciclo da marcha, sobre a Taxa de Ativação Muscular (TAM - capacidade de contração do músculo BF).
- Avaliar a influência de quatro velocidades (2km/h, 3km/h, 4km/h e velocidade de preferência) sobre o padrão de marcha (frequência de passada, comprimento de passada, tempo de contato, velocidade e aceleração do pé até a ocorrência do toque do calcâneo no solo).
- Avaliar o comportamento dessas variáveis (EMG e cinemáticas) em função do tempo durante a marcha por 20 minutos na velocidade de preferência.

- Avaliar o efeito de um treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) sobre as variáveis descritas acima.

### 3. ARTIGOS

Levando-se em consideração os objetivos propostos anteriormente, a presente Dissertação foi constituída na forma de artigos, os quais constituem o Corpo do Texto da mesma.

Os artigos buscam responder aos objetivos específicos apresentados na ordem:

- Artigo 1: Taxa de desenvolvimento de força e co-ativação ao redor do joelho em idosos caidores – responde o primeiro dos objetivos específicos apresentado na seção anterior
- Artigo 2: Efeito da velocidade de marcha sobre o recrutamento neuromuscular e variáveis biomecânicas em idosos caidores – responde aos objetivos específicos de número dois e três da seção anterior.
- Artigo 3: Efeito da marcha prolongada como potencializador do risco de quedas em idosos caidores – responde ao quarto dos objetivos específicos apresentados anteriormente.
- Artigo 4: Efeito do treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva sobre a força e resistência muscular em idosos caidores – responde a parte do ultimo objetivo específico apresentado anteriormente
- Artigo 5: Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva: efeitos sobre o padrão de marcha em idosos caidores – responde a parte restante do ultimo objetivo apresentado anteriormente.

A seguir, portanto, são apresentados cada um dos artigos citados.

### **3.1. ARTIGO 1: TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA E CO-ATIVAÇÃO AO REDOR DO JOELHO EM IDOSOS CAIDORES**

#### **RESUMO**

As quedas são consideradas os problemas mais comuns e com maior impacto na população idosa. A partir do sexagésimo ano de vida, tanto a incidência, como a gravidade das quedas estão diretamente relacionadas com o avançar da idade, estando associadas ao aumento da mortalidade e dependência. As quedas em indivíduos idosos, são resultado da interação de diversos fatores, entre eles a baixa capacidade de produção de força em um curto período de tempo e a maior co-ativação encontrada nessa população. O objetivo desse estudo foi correlacionar a taxa de desenvolvimento de força (TDF), a co-ativação ao redor da articulação do joelho e o risco de quedas (avaliado por meio da Escala de Equilíbrio de Berg - EEB) em idosos. Dez mulheres ( $71,51 \pm 7,46$  anos) realizaram contração isométrica máxima de flexão e extensão do joelho, onde a TDF nos 50, 100 e 200ms após o início de força foi adquirida. O registro eletromiográfico dos músculos vasto-lateral (VL), vasto-medial, reto-femoral e bíceps femoral (BF) foram usados para se determinar diferentes Índices de Co-ativação (IC). Um teste de correlação de Spearman foi aplicado entre o IC, EEB e TDF e um Teste de Variância de Friedman foi aplicado entre os diferentes métodos de determinação de IC. Todos os IC foram significativamente relacionados com TDF em 50 e 100ms ( $p < 0,05$ ), onde BF/VL foi significativamente relacionado com EEB ( $p < 0,05$ ). Nenhuma correlação significativa foi encontrada entre TDF e EEB ( $p > 0,05$ ). Esses resultados representam a influência de uma capacidade de contração muscular rápida com o risco de quedas em idosos caidores.

#### **INTRODUÇÃO**

As quedas estão associadas com o aumento da morbidade, mortalidade e com a queda da funcionalidade em pessoas idosas. Ainda, as quedas são apontadas como a principal causa de morte em pessoas com mais de 85 anos de idade (LEE; CHOU, 2006). Em valores absolutos, os custos financeiros com as quedas e as lesões relacionados a elas foram de 20,2 bilhões de dólares nos EUA

em 1994, sendo projetado para 2020, um gasto de 32,4 bilhões (CHANG et al., 2004). Muitos métodos têm sido empregados para a detecção do risco de quedas em pessoas idosas (LAJOIE; GALLAGHER, 2004; BERG et al., 1992; PJNAPPLES et al., 2008). Entretanto, a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) é a mais utilizada por ser de simples execução e envolver a integração de diversos sistemas do organismo (BERG et al., 1992; LAJOIE; GALLAGHER, 2004). De acordo com a criadora do teste, experiências clínicas demonstram que valores inferiores a 45 são preditores do risco de quedas (BERG et al., 1992), entretanto, quando valores abaixo de 46 são utilizados, a probabilidade de se detectá-lo é de 93% (LAJOIE; GALLAGHER, 2004).

As quedas têm sido associadas com muitos aspectos fisiológicos do envelhecimento, mas de acordo com Pjnapples et al. (2008), a perda de força dos membros inferiores é indicada como o principal fator relacionado as elas. Essa redução de força tem sido explicada ainda, pela perda de massa muscular, redução da velocidade de condução nervosa e maior porcentagem de fibras do tipo I encontrada nessa população (FERBER et al., 2002; HAKKINEN, 2001; VANDERVOORT, 2002).

Ainda, um fenômeno conhecido como co-ativação tem demonstrado ter um efeito deletério sobre a produção de torque nas pessoas idosas e é responsável pelo maior gasto energético, menor desenvolvimento de torque durante a fase de impulsão da marcha e por um decréscimo na produção de força máxima (LEE; KERIGAN, 1999; MACALUSO et al., 2002; MIAN et al., 2006; REEVES et al., 2005). Entretanto, apesar de bem aceito pela literatura a influência do processo de co-ativação sobre atividades de vida diária (MACALUSO et al., 2002; MIAN et al., 2006), não existe um procedimento padrão para sua determinação que permita a comparação com outros estudos. Por exemplo, alguns deles têm utilizado diferentes músculos para se determinar o Índice de Co-ativação (como o vasto-lateral [VL], vasto-medial [VM] ou a média da atividade EMG dos extensores), ou diferentes fórmulas matemáticas para sua determinação (SIMONEAU et al., 2006; HORTOBAGY et al., 2005; FALCONER; WINTER, 1985). Entretanto, o número de estudos que tenha avaliado diferentes forças de determinação do Índice de Co-ativação (IC), sobretudo durante contrações isométricas é bastante escasso. Dessa forma, uma análise mais criteriosa sobre esse método, se torna necessária.

De acordo com Aagaard et al. (2002) e Bellew (2002) a baixa produção de força em um pequeno espaço de tempo, pode influenciar o risco de quedas, logo

que indivíduos que supostamente apresentam essa reduzida capacidade, terão uma resposta menos eficientes a possíveis distúrbios durante a marcha ou de equilíbrio. A produção explosiva de força, pode ser definida como a taxa de incremento de força contrátil nos momentos iniciais de contração (AAGAARD et al., 2002) e pode ser estudada por meio da Taxa de Desenvolvimento de Força – TDF (AAGAARD et al., 2002; BELLEW, 2002; CHANG et al, 2005; SLEIVERT; WENGER, 1994), obtida pela inclinação da reta resultante entre o tempo e a força. Ainda, a TDF é influenciada pelo nível de drive neural e tamanho e composição das fibras musculares (AAGAARD et al, 2002), sendo esses últimos estudados pela análise espectral do sinal eletromiográfico (EMG) (DeLUCA, 1997).

Apesar da aceitação geral de que a co-ativação pode influenciar tanto a TDF do joelho como o risco de quedas, o numero de estudos que tenham correlacionado essas variáveis é muito escasso. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi correlacionar a TDF de extensão isométrica do joelho com a co-ativação ao redor dessa articulação (por meio do Índice de Co-ativação – IC) e com o risco de quedas em idosos caidores (determinado pela EEB). Um segundo objetivo foi correlacionar a TDF com a frequência mediana (FM) do espectro de frequência eletromiográfico e comparar diferentes métodos de determinação de IC. Como hipótese, temos que a TDF será inversamente correlacionada com o IC e diretamente correlacionada com o risco de quedas e FM. Ainda, espera-se que os métodos usados para se determinar o IC, não sejam diferentes entre si.

## MATERIAL E MÉTODOS

### *Amostra*

Dez mulheres fisicamente inativas (escore inferior a 9,4 de acordo com Voorrips et al., 1991 – ANEXO I e ANEXO IV) com idade de  $71,51 \pm 7,46$  anos,  $152 \pm 0,6$  cm de altura e pesando  $62,97 \pm 6,36$  Kg, consideradas com caidoras (escore menor ou igual a 46 na EEB – ANEXO II) participaram do estudo.

Após convite pessoal e serem informadas sobre todos os procedimentos, as voluntárias assinaram Termo de Consentimento já aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local. Uma extensiva anamnese (ANEXO III) foi conduzida por um dos pesquisadores e as voluntárias foram excluídas caso apresentassem alguma

condição ortopédica, neurológica, visual, psiquiátrica, cardíaca, vestibular ou outra que não permitissem a realização de todos os procedimentos a serem adotados

Após a aplicação da EEB, as voluntárias responderam questionário de atividade física e então realizaram os testes de força de flexão e extensão do joelho.

### *Mensuração do Torque*

A força durante essas contrações foram mensuradas pela tração de uma célula de carga com capacidade de 200kg (EMG System do Brasil<sup>®</sup>), fixa ao tornozelo e perpendicularmente ao eixo longitudinal da tíbia no plano sagital do membro inferior direito das voluntárias. Após a realização de contrações submáximas (três contrações com força equivalente a aproximadamente 50% da contração voluntária máxima [CVM] – nível de força auto-selecionada) para familiarização com os procedimentos, as voluntárias realizaram 3 contrações isométrica voluntárias máximas de flexão e extensão (ordem randômica) do joelho com 5 segundos de duração e 5 minutos de intervalo entre elas. Os registros da intensidade de tração na célula de carga foram coletados utilizando um condicionador de sinais biológicos (EMG System do Brasil<sup>®</sup>) e software específico (Windaq [Dataq Instruments Incorp.<sup>®</sup>]) calibrado com frequência de amostragem de 1000Hz. Esse sistema foi sincronizado com a aquisição dos dados eletromiográficos por meio de um sistema foto-eletrônico (TORTOZA; GONÇALVES, 1994). Durante todas as contrações as voluntárias foram instruídas a realizar o máximo de força, o mais rápido possível.

Durante as CVM as voluntárias foram posicionadas na postura sentada com flexão de 90 graus de flexão do joelho e quadril com faixas posicionadas sobre as coxas, para evitar movimentos compensatórios. A célula de carga foi fixada ao tornozelo perpendicularmente ao eixo longitudinal da tíbia no plano sagital por meio de uma faixa. A CVM de flexão e extensão foi considerada como a tentativa em que o maior valor de tração foi atingido, sendo essas contrações utilizadas para todas as análises realizadas.

## *Eletromiografia*

Eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl (Meditrace<sup>®</sup>), redondos com área de captação efetiva de 1cm com distância inter-eletrodos de centro-a-centro de 3cm foram posicionadas sobre os músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM) e bíceps femoral cabeça longa (BF) do membro inferior direito após tricotomia, abrasão e limpeza da pele de acordo com as normas da SENIAM (HERMENS et al., 1999). A atividade muscular foi adquirida se utilizando de uma frequência de amostragem de 1000Hz por meio de um sistema de telemetria (Telemyo 900 – Noraxon<sup>®</sup>). Os registros eletromiográficos foram convertidos por meio de uma placa A/D com faixa de entrada de +7 a -7 volts e resolução de 12bits (Noraxon<sup>®</sup>) e foram amplificados 2000 vezes (20 vezes em um pré-amplificador e 100 vezes no hardware). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna esquerda. Os dados EMG foram obtidos durante 1000ms, correspondentes ao segundo de produção de força mais estável (obtido por meio de observação do registro de tração na célula de carga). Esses registros foram posteriormente processados com um filtro passa-alta de 20Hz e um filtro passa-baixa de 500Hz.

## *Determinação das Variáveis*

Os dados de RMS (utilizado para se determinar o IC) e FM foram determinados no período de 1000ms definido anteriormente. Os valores FM foram normalizados por valores obtidos durante os 200ms de pico de atividade eletromiográfica.

O espectro de frequência do sinal EMG foi obtido por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT). Todas as análises foram realizadas por meio de algoritmos específicos desenvolvidos em ambiente MatLab<sup>®</sup> (ANEXO V).

A TDF de extensão foi determinada pela inclinação da reta resultante da correlação entre o torque e tempo, expresso em Nm/ms, obtidos a 50, 100 e 200ms após o início da força (considerado esse início quando o nível de força atingiu 10%MVC - BELLEW, 2002; CHANG et al., 2005).

O IC foi adquirido por diferentes métodos: o primeiro desenvolvido por Reeves et al., (2005) e descrito pela Equação 1.

$$IC = \frac{BF_e}{BF_f} \text{ Equação 1.}$$

onde BFe é a atividade EMG (RMS) do BF obtida durante a contração isométrica de extensão e BFf é a atividade EMG do BF obtida durante a contração isométrica de flexão.

O segundo método aplicado (HORTOBÁGYI et al., 2005;) foi:

$$IC = \frac{BF}{Exe} \text{ Equação 2.}$$

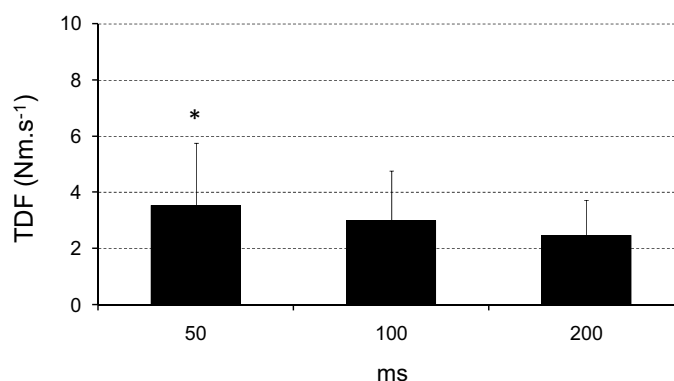
onde BF é a atividade EMG (RMS) do BF obtida durante a contração de extensão do joelho e Exe é a atividade EMG dos extensores do joelho (VL, RF e VM e a média dos três músculos) obtidos durante a contração de extensão. Portanto, cinco índices de co-ativação foram determinados: BFe/BFf, BF/VL, BF/RF, BF/VM e BF/Média.

### *Procedimentos Estatísticos*

Após Teste de Normalidade dos dados (Shapiro-Wilk), o teste de correlação de Spearman foi aplicado entre EEB, IC e TDF. Ainda, o mesmo teste foi aplicado entre os valores de FM e TDF. A influência de diferentes métodos de determinação de IC foi testada por meio do Teste de Variância de Friedman. Um valor de  $p < 0,05$  foi adotado como estatisticamente significativo.

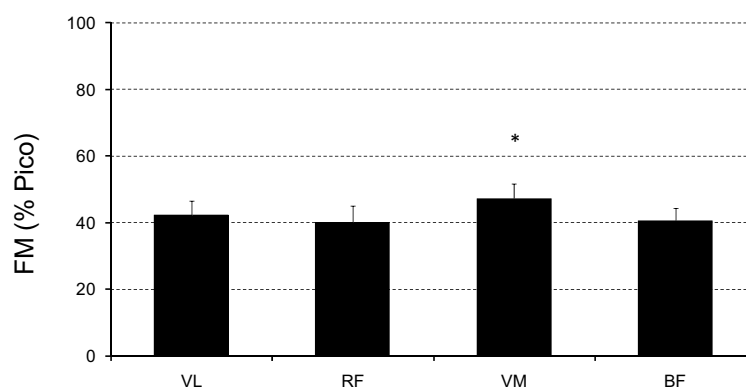
## RESULTADOS

O escore médio da EEB foi de  $44,14 \pm 1,57$  (unidades arbitrárias – u.a. – ANEXO IV). A TDF média de extensão do joelho está descrita na figura 1. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre 50 e 200ms.



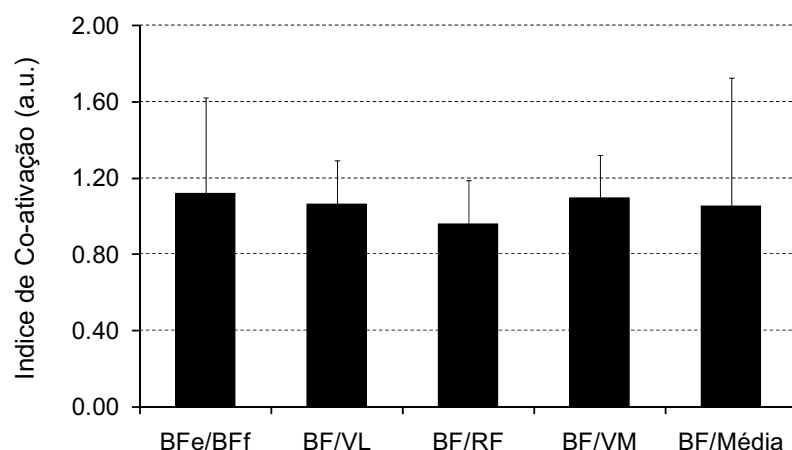
**Figura 1:** TDF de extensão do joelho ( $\text{Nm.ms}^{-1}$ ) durante os primeiros 50, 100 e 200ms após o início da produção de tração na célula de carga. \*  $p < 0,05$  relativo à 200ms.

Os valores médios de FM dos registros eletromiográficos obtidos durante as CVMs de extensão (VM, RF e VL) e de flexão (BF) estão expressas na figura 2. A análise estatística demonstrou que os valores de FM do VM foram maiores que os do BF e RF ( $p < 0,05$ ).



**Figura 2:** Frequência mediana (FM) dos registros eletromiográficos dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM) e biceps femoral (BF) obtidos durante as CVMs. \* $p < 0,05$  relativo à BF e RF.

A figura 3 demonstra os valores de IC obtidos pelos dois métodos utilizados. Apesar de uma tendência de menores valores de IC em BF/RF e maiores valores em BFe/BFf, não foram encontradas diferenças significativas ( $p > 0,05$ ).



**Figura 3:** Índice de co-ativação determinado pelos dois métodos utilizados (BFe/BFf) e (BF/VL, BF/RF, BF/VM e BF/Média). BF: bíceps-femoral; VL: vasto-lateral; RF: reto-femoral; VM: vasto-medial; Média: média entre VL, VM e RF.

A tabela 1 apresenta os valores de coeficiente de correlação, resultante do Teste de Spearman, demonstrando que existe uma correlação negativa entre TDF e EEB, bem como entre IC e EEB, entretanto não foram encontradas correlações estatisticamente significantes entre TDF e EEB ( $p > 0,05$ ). Entretanto, quase todos os valores de TDF de extensão (exceto em 200ms) foram estatisticamente correlacionados (correlação negativa) com todos os ICs, independentemente do método utilizado.

Ainda, pode ser observado na tabela 1 que os escores de EEB foram negativamente correlacionados com todos os ICs, entretanto, somente BF/VL demonstrou uma correlação significativa, demonstrando que quanto maior a co-ativação ao redor da articulação do joelho, menor tende a ser o escore na EEB.

Apesar da tendência de correlação negativa, nenhum valor de FM foi significativamente correlacionado com qualquer valor de TDF.

**Tabela 1:** Coeficiente de Correlação entre os valores obtidos na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), nos Índices de co-ativação (IC) obtido pelos dois métodos propostos e da taxa de desenvolvimento de força (TDF50, TDF100, TDF200). BF: bíceps-femoral; VL: vasto-lateral; RF: reto-femoral; VM: vasto-medial; Média: média dos valores de RMS dos músculos VL, VM e RF. FM: Frequência mediana. \* $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ .

|        | EEB   | IC      |         |         |         |          | FM    |       |       |
|--------|-------|---------|---------|---------|---------|----------|-------|-------|-------|
|        |       | BFe/BFf | BF/VM   | BF/RF   | BF/VL   | BF/Média | VM    | RF    | VL    |
| TDF50  | -0.70 | -0.96** | -0.89** | -0.92** | -0.92** | -0.96**  | -0.65 | -0.65 | -0.63 |
| TDF100 | -0.65 | -0.92** | -0.85*  | -0.85*  | -0.85*  | -0.92**  | -0.42 | -0.42 | -0.10 |
| TDF200 | -0.56 | -0.75   | -0.64   | -0.60   | -0.71   | -0.75    | -0.57 | -0.57 | -0.50 |
| EEB    | -     | -0.66   | -0.65   | -0.65   | -0.76*  | -0.68    | -     | -     | -     |

## DISCUSSÃO

De acordo com Rao (2005), 17% de todas as quedas em idosos estão relacionadas à fraqueza muscular, perda de força isométrica e concêntrica e de acordo com Sadeghi et al. (2004), essa perda de força é mais evidente nas contrações de extensão do joelho que nas de flexão. De acordo com a literatura, a redução de força associada com o envelhecimento é resultado de diversos aspectos que são, sobretudo, atribuídos à redução do número e tamanho das unidades motoras (UM) (VANDERVOORT, 2002). Outro aspecto relacionado à queda da produção de força com o envelhecimento em contrações isométricas é o alto nível de alta co-ativação presente nessa população (HORTOBAGYI; DeVITA, 2000; REEVES et al., 2005).

Tratando-se da TDF, mesmo com a escassez de estudos, estes demonstram um efeito deletério do aumento da co-ativação na produção de força em pessoas idosas (REEVES et al., 2005). O presente estudo demonstrou que o IC ao redor da articulação do joelho durante contrações isométricas, independentemente do método utilizado para sua determinação, principalmente nos primeiros 100ms, tem um efeito negativo sobre a TDF. Logo que a TDF é tempo-dependente, a avaliação do tempo necessário para se atingir níveis específicos de força podem trazer esclarecimento sobre esse tópico e ainda, de acordo com Chang et al. (2005), atividades de vida diária são realizados com nível de força em torno de 40-60% da CVM. Dessa forma, ao avaliarmos outros estudos, observa-se que segundo Chang et al. (2005) indivíduos idosos atingem 60% da CVM de adução do quadril ao redor de 198ms. Por outro lado, segundo Aagaard et al. (2002), um período de 97,5ms foi necessário para se atingir 50% da CVM de extensão dos joelhos em indivíduos jovens. Em

contraste com esses dois estudos, nossos voluntários só foram capazes de atingir 50% CVM ao redor de 310ms. Entretanto, no presente estudo, a TDF apresentou resultados decrescentes em função do tempo, particularmente entre 50ms e 200ms após o início da contração, havendo maior intensidade no início da mesma (AAGAARD et al. 2002; SUETTA et al. 2007). Não se pode afirmar que a idade ou a característica da população (idosos caídores) são responsáveis por essa discrepância entre nossos resultados e os publicados por outros, logo que populações e articulações diferentes foram estudadas ou diferentes posicionamentos foram adotados.

Ainda, outros estudos têm demonstrado que os primeiros 100ms após o contato do calcâneo com o solo é um importante período para a recuperação de desequilíbrios durante a marcha (LOCKHART et al., 2003; LOCKHART; KIM, 2006), demonstrando que esse período é essencial para a manutenção do equilíbrio. Sugerimos, portanto, que outros estudos sejam realizados levando em conta a relação entre a TDF de contrações isométricas e a co-ativação obtida durante níveis submáximos específicos de força atingidos nos primeiros 100ms de contração ou que estudem a relação entre a TDF e a co-ativação durante atividades dinâmicas e funcionais, como a marcha ou o levantar de uma cadeira, por exemplo.

Aagaard et al. (2002), sugeriu que a frequência de recrutamento muscular poderia influenciar a capacidade de uma rápida produção de força e portanto, aumentar a TDF, principalmente nas fases iniciais de contração (0-100ms). Entretanto, nossos resultados não encontraram correlações significativas entre a TDF e FM, discordando da afirmação de Aagaard et al. (2002), logo que a FM é dependente da frequência de disparo das UM (FARINA et al, 2002).

Ao analisar o comportamento da frequência de disparo das unidades motoras durante as contrações isométricas dos músculos VM, RF e VL, verifica-se que ao serem correlacionadas com a TDF a 50, 100 e 200ms existe um comportamento totalmente oposto, definindo assim valores de correlação negativos. O fato de a TDF apresentar essa correlação negativa com a FM, invalida nossa hipótese de encontrarmos uma relação entre a TDF e a frequência do sinal eletromiográfico. Esta hipótese levou em consideração o fato da FM aumentar com o aumento da ativação de fibras rápidas (Mannion et al., 1998) fazendo com que a TDF que depende deste tipo de fibra também aumente.

Os valores de IC obtidos no presente estudo (em torno de 1,1, independentemente do método usado – figura 3) foram maiores em relação aos encontrados por Reeves et al. (2005), que estiveram próximos a 0,4. Esse resultado pode ser justificado pelo nível de atividade física, logo que neste estudo, apenas idosos fisicamente inativos foram avaliados, enquanto no trabalho de Reeves et al. (2005), os voluntários recrutados eram considerados fisicamente ativos.

Ao correlacionar-se o fenômeno da co-ativação entre os músculos antagonistas do joelho, BF, RF, VL e VM por meio das razões entre si, pelas quais se definiu o IC e a as chances de queda nesta população de indivíduos idosos determinada pela EEB verifica-se um comportamento antagônico, confirmando nossa hipótese de que quanto maior a co-ativação ao redor da articulação do joelho, maior será o risco de quedas (menores valores de EEB). Esse fato tem sido justificado pela idéia de que essa população, buscando vencer a instabilidade articular e postural (influenciada principalmente pela redução de força – CANNON et al, 2007), promove uma maior contração dos músculos antagonistas, promovendo dessa forma, maior estabilidade (SADEGHI et al., 2004). Embora outros músculos também apresentarem esse comportamento, essa correlação foi estatisticamente significativa apenas para o músculo VL. Esse fato pode ser explicado pela ideia de que diferentes porções do quadríceps agem de diferentes maneiras e têm diferentes padrões de ativação muscular (MATHUR; ENG; MACINTYNE, 2005) e que o músculo VL é o extensor do joelho que apresenta menor variabilidade do registro eletromiográfico (HANON et al., 2005), atingindo resultados mais consistentes.

Aagaard et al. (2002) sugere que a reduzida capacidade de geração de força em contrações isométricas, pode aumentar o risco de quedas na população idosa, logo que essa reduzida capacidade indica que os mesmos são incapazes de reagir rapidamente a distúrbios da marcha ou a possíveis desequilíbrios. Chang et al. (2005) buscaram avaliar essa correlação por meio do estudo da TDF de abdutores de quadril e a movimentação do centro de massa corpórea durante movimentos compensatórios induzidos. Da mesma forma, Bellew et al. (2002), correlacionaram a TDF dos músculos extensores do joelho e a movimentação corpórea na postura ereta. Apesar de essa variável (movimentação do centro de massa corpórea) ser apontada com indicadora do risco de quedas, não foram encontrados estudos que tenham avaliado a TDF com o desempenho em testes específicos criados para se

determinar esse risco, como a EEB, o teste de “*Time to Up and Go*” ou o teste de Tinetti. Dessa forma, não encontramos correlações significativas entre o resultado da EEB e a TDF. Este fato pode ser justificado por Lajoie e Gallagher (2004) que afirmam que o escore atingido na Escala de Equilíbrio de Berg envolve a integração de diversos sistemas, ao contrário da TDF, que envolve processos mais específicos. Isso não deve ser encarado como a ausência de correlação entre TDF e o risco de quedas, mas como a ausência de correlação entre diferentes ferramentas utilizadas para a avaliação de diferentes sistemas.

## CONCLUSÃO

Confirmando a hipótese apresentada, o presente estudo demonstrou o efeito deletério que a co-ativação ao redor da articulação do joelho traz sobre a capacidade de produção de força explosiva em idosos com potencial para sofrerem quedas, apontando o efeito dessa estratégia adotada por essa população, sobre aspectos biomecânicos envolvidos na recuperação de desequilíbrios ou distúrbios da marcha. Ainda, foi apontada que a TDF, apesar de dependente da velocidade de condução nervosa e do tipo de fibras musculares, é mais influenciada em idosos caidores, pela magnitude da co-ativação que pelas propriedades das unidades motoras, como a frequência de disparo.

Apesar de a metodologia aplicada para investigar o IC não se mostrar diferente entre elas, confirmando a segunda hipótese apresentada, o uso de BF/VL é recomendado, logo que foi o único que apresentou uma correlação significativa com a predição do risco de quedas (desempenho na EEB).

### **3.2. ARTIGO 2: EFEITO DA VELOCIDADE DE MARCHA SOBRE O RECRUTAMENTO NEUROMUSCULAR E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM IDOSOS CAIDORES**

#### **RESUMO**

As quedas representam um dos mais sérios problemas na população idosa e buscando uma maior estabilidade, esses indivíduos realizam adaptações no padrão de marcha. Entretanto, a influência de diferentes velocidades e, portanto de diferentes intensidades de sobrecarga, sobre o padrão de ativação neuromuscular e de variáveis biomecânicas relacionada ao risco de quedas, necessita de maior investigação. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência de quatro velocidades (2km/h, 3km/h, 4km/h e velocidade de preferência) sobre os padrões de ativação neuromuscular (através da análise da Root Mean Square [RMS] e frequência mediana [FM] do sinal eletromiográfico) obtidos previamente e durante o toque do calcâneo no solo e durante todo o ciclo da marcha, além de variáveis relacionadas ao risco de quedas (velocidade no calcâneo no seu momento de toque no solo (VEL) e co-ativação ao redor da articulação do tornozelo e joelho). Para isso, nove mulheres idosas ( $72,22 \pm 7,14$ ), consideradas caidoras, realizaram a marcha nas velocidades citadas por um período de cinco minutos. Houve uma influência da velocidade sobre o recrutamento neuromuscular apenas previamente ao contato do calcâneo com o solo, não havendo um maior recrutamento concomitante a maiores velocidades de marcha no momento do seu toque. Ainda, mesmo havendo um maior recrutamento neuromuscular na fase de balanço com maiores velocidades, esse não foi suficiente para reduzir a VEL, sendo essa incapacidade de recrutamento em atividades com maior dificuldade, indicada como um dos mecanismos envolvidos no risco de quedas na população idosa.

#### **INTRODUÇÃO**

As quedas são responsáveis por dois terços de todas as mortes em idosos acima dos 85 anos de idade (LEE; CHOU, 2006) e estão relacionadas diretamente ao aumento da dependência desses indivíduos (CHANG et al., 2004). Dessa forma,

o cair pode ser considerado como um marco inicial no declínio da qualidade de vida de indivíduos idosos (PEREIRA et al., 2001).

A marcha pode ser considerada como o resultado final da integração do sistema locomotor (MALATESTTE et al., 2003) e dessa forma, tem sido estudada a fim de se entender o processo fisiológico do envelhecimento sobre modificações nos padrões dessa atividade, sobretudo, em variáveis relacionadas ao risco de quedas (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; LOCKHART; KIM, 2006).

Entre algumas dessas modificações se encontram as alterações nos padrões cinemáticos, como aumento da frequência e redução do comprimento de passada. Watelain et al. (2000), encontraram em indivíduos idosos um aumento da frequência de passada associada à redução do seu comprimento o que segundo Barak, Wagenaar e Holt (2006), ocorre para que o tempo de contato com o solo seja maior, buscando dessa forma, maior estabilidade durante a marcha. Outra característica diretamente relacionada com o risco de quedas em indivíduos idosos é a velocidade com que o calcâneo toca o solo no momento de recepção do mesmo (LOCKHART; KIM, 2006), logo, que quanto maior a velocidade do calcâneo, maior a força contrária do solo sobre o indivíduo.

Segundo Lockhart, Woldstat e Smith (2003), mesmo realizando uma menor velocidade de marcha que indivíduos jovens, os idosos apresentam maior velocidade de contato do calcâneo. Esse fato foi associado a uma reduzida capacidade de desacelerar o movimento de extensão do joelho na fase de balanço, sendo essa capacidade relacionada diretamente com a capacidade de contração muscular em um curto período de tempo (sendo avaliada por meio da Taxa de Ativação muscular [TAM] - LOCKHART; KIM, 2006) ou a uma maior co-ativação ao redor dos músculos do joelho (LOCKHART; KIM, 2006). De fato, foi encontrada por Lockhart e Kim (2006) uma correlação significativa entre a TAM e velocidade com que o do calcâneo toca o solo durante a marcha. Segundo Hortobagyi e DeVita (2000) e Reeves et al. (2005), uma elevada co-ativação é responsável pela redução da capacidade de ativação muscular dos músculos agonistas à atividade. Dessa forma, foi sugerido por Lockhart e Kim (2006) que uma elevada co-ativação ao redor do joelho no momento da fase de balanço da marcha, incapacitaria o músculo bíceps femoral (agonista nessa fase da marcha) de reduzir a velocidade de extensão do joelho e conseqüentemente a aceleração linear do calcâneo nessa fase, sendo

essa ultima determinante para a velocidade com que o mesmo toca o solo (LOCKHART; KIM, 2006).

A co-ativação pode ser definida como a atividade simultânea de diversos músculos que circundam uma articulação (FALCONER; WINTER, 1985) e tem sido associada a uma redução da eficiência de movimento e esta relacionada diretamente com a estabilidade (KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003). Já foi demonstrado por estudos anteriores que a co-ativação durante contrações isométricas tem uma importante influência na redução da capacidade de uma rápida produção de força (essencial para a manutenção do equilíbrio) e no risco de quedas (GONÇALVES; PEREIRA; AGUIAR, 2008). Ainda, a co-ativação tem se mostrado mais elevada em indivíduos idosos (HORTOBAGYI; DEVITA, 2000) e portadores de deficiências como a osteo-artrite (HORTOBAGYI et al., 2005) durante atividades de vida diária. Entretanto, apesar de haver um consenso quanto à teoria de que a co-ativação é responsável por adaptações durante a marcha, as informações do real papel desse fenômeno nessa atividade ainda é bastante escasso.

A redução de força normalmente observada em idosos e principalmente naqueles considerados caidores, é associada à redução do numero de unidades motoras (UM) ou a redução da velocidade de condução dos impulsos nervosos (VANDERVOORT, 2002), sendo que ambos os aspectos podem ser analisados por meio da eletromiografia, pela avaliação da amplitude e do espectro de frequências respectivamente (DeLUCA, 1997).

Entretanto, segundo Kerrigan et al. (1998) as alterações biomecânicas normalmente observadas em indivíduos idosos em comparação com indivíduos jovens, não se devem à redução da força e dos processos fisiológicos que acompanham o envelhecimento, mas se dão frente a redução da velocidade de marcha buscando maior estabilidade. Entretanto, é pouco conhecida a influência de diferentes velocidades de marcha sobre padrões de recrutamento neuromuscular e sobre variáveis biomecânicas relacionadas ao risco de quedas em indivíduos idosos.

Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência de quatro velocidades de marcha assim como da co-ativação dos músculos ao redor das articulações do joelho e tornozelo sobre as variáveis eletromiográficas e cinemáticas relacionadas ao risco de quedas em indivíduos idosos.

## MATERIAL E MÉTODOS

### *Amostra*

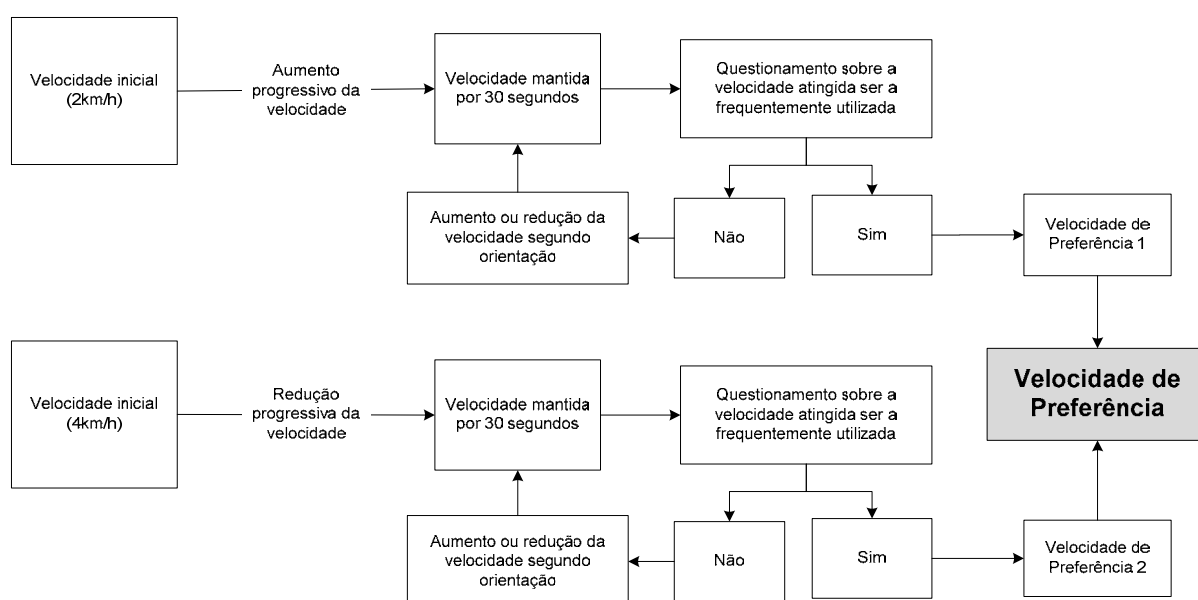
Participaram desse estudo nove voluntários do sexo feminino com idade de  $72,22 \pm 7,14$  anos,  $62,13 \pm 8,30$ kg e  $1,51 \pm 0,06$ m de altura. Todas as voluntárias avaliadas eram consideradas inativas (Escore igual a  $7,24 \pm 2,05$  no questionário de atividade física de Voorrips, et al. [1991] – ANEXO I e IV) e com potencial de sofrerem quedas (Escore menor ou igual a 46 na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) – LAJOIE; GALLAGHER, 2004 – ANEXO II e IV). Como critérios de exclusão foram adotados quaisquer condições ortopédicas, visuais, vestibulares, neurológicas, psiquiátricas ou cardiorrespiratórias que impedissem as voluntárias de realizarem todas as atividades propostas. Todos os procedimentos a serem adotados no estudo foram explicados as voluntárias que após terem assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local, realizaram duas visitas ao laboratório em dias diferentes e com período mínimo de 24 horas e no máximo de 72 horas entre eles.

### *Delineamento Experimental e Procedimentos*

Em um primeiro dia de visita, após a aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg, as voluntárias realizaram familiarização com a esteira (Millennium Super ATL, Ibramed®) onde todas as velocidades utilizadas no estudo foram realizadas por um período mínimo de 3 minutos cada uma, totalizando pelo menos 15 minutos de atividade (MATSAS; TAYLOR; MCBURNEY, 2000). As voluntárias foram consideradas como familiarizadas com a esteira, caso realizassem a marcha com um padrão satisfatoriamente semelhante (avaliado por inspeção visual de pelo menos dois pesquisadores) ao seu padrão de marcha no solo e estivessem aptas a realizá-la sem o apoio das mãos. Caso essas condições não fossem cumpridas mesmo após nova tentativa em um dia diferente, as voluntárias foram excluídas do estudo.

Em um segundo dia de teste, inicialmente foi determinado a velocidade de preferência das voluntárias, de acordo com Malatesta et al. (2003). As voluntárias iniciaram a marcha com a menor velocidade de teste (2km/h) com um aumento

progressivo (de 0,1km/h a cada 2 segundos) até que as mesmas relatassem a velocidade que andavam frequentemente. Depois de identificada esta velocidade, se manteve a marcha por mais 30 segundos. Após esse período, as voluntárias foram novamente questionadas sobre a velocidade da esteira (se desejavam o aumento ou redução da mesma). Esse procedimento foi adotado, até que as mesmas relatassem após esse período de 30 segundos que de fato a velocidade que executavam era sua velocidade de preferência (Figura 1). Após um período de 5 minutos, os mesmos procedimentos foram adotados, porém com a velocidade inicial de 4km/h sendo progressivamente reduzida. Por fim, a velocidade de preferência foi determinada como a média das duas tentativas anteriores.



**Figura 1:** Esquema demonstrativo do protocolo utilizado para determinação da velocidade de preferência dos voluntários.

Após um período de pelo menos 10 minutos de repouso, realizaram a marcha por 5 minutos nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência, em ordem randômica, com 5 minutos de intervalo entre elas, mantendo em todos os casos a esteira com inclinação de 1%, já que esta condição reflete mais precisamente o custo energético da caminhada em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996). Durante todos os testes na esteira, as voluntárias utilizaram calçado de preferência e sua frequência cardíaca foi monitorada por meio de um frequencímetro posicionado sobre o tronco das mesmas (FS1 – Polar®). Os testes

seriam interrompidos, caso a frequência cardíaca excedesse, 70% da máxima prevista para a idade (MIAN et al., 2006), o que não foi necessário em nenhum caso.

Com intuito de promover a segurança das voluntárias durante a marcha estas utilizaram um cinto pélvico fixado a uma corda especial presa ao teto, que impediu a possibilidade de queda das voluntárias durante o andar na esteira.

### *Cinemetria*

Durante o protocolo de marcha, as voluntárias foram filmadas por meio de uma câmera digital (Panasonic® – com frequência de amostragem de 60Hz) posicionada perpendicularmente ao plano sagital direito das voluntárias à uma distância de 3,2 metros do centro da esteira e altura de 1 metro do solo. A aquisição das imagens foram realizadas em sincronismo com os registros eletromiográficos por meio do sistema MyoResearch XP (Noraxon®). Para determinação das fases da marcha (retirada dos dedos e toque do calcâneo no solo, respectivamente, foram fixados dois marcadores reflexivos passivos com diâmetro de 2cm sobre articulação metacarpofalangeana do V dedo e sobre a projeção do calcâneo, os quais eram identificados por meio da digitalização para a qual utilizou-se o sistema Peak Motus 9.0 (Vicon Peak®). Esse sistema ainda permitiu a aquisição das variáveis de velocidade e aceleração linear do calcâneo. Após aquisição e digitalização das imagens se utilizou um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz.

### *Variáveis Cinemáticas*

As variáveis cinemáticas analisadas durante o andar foram: velocidade horizontal do calcâneo no momento do seu toque no solo ( $\text{m.s}^{-1}$ ), sua aceleração horizontal mínima prévia ao contato com o solo ( $\text{m.s}^{-2}$ ), frequência de passada ( $\text{passadas.min}^{-1}$ ), comprimento de passada (m) e tempo de apoio (segundos).

### *Eletromiografia*

Eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl (Meditrace®), redondos com área de captação efetiva de 1cm com distância inter-eletrodos de centro-a-centro de 3cm

foram posicionadas sobre os músculos vasto-lateral (VL), vasto-medial (VM), bíceps femoral cabeça longa (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) do membro inferior direito após tricotomia, abrasão e limpeza da pele de acordo com as normas da SENIAM (HERMENS et al., 1999). A atividade muscular foi adquirida se utilizando de uma frequência de amostragem de 1000Hz por meio de um sistema de telemetria (Telemetry 900 – Noraxon®). Os registros eletromiográficos foram convertidos por meio de uma placa A/D com faixa de entrada de +7 a -7 volts e resolução de 12 bits (Noraxon®) e foram amplificados 2000 vezes (20 vezes em um pré-amplificador e 100 vezes no hardware). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna esquerda

### *Variáveis Eletromiográficas*

As variáveis eletromiográficas *Root Mean Square* (RMS) e Índice de Co-ativação (IC) foram adquiridas em 3 diferentes fases: i) nos 100ms prévios ao toque do calcâneo no solo – período de Pré-Contato (Pré); ii) nos 150ms após o toque do calcâneo (Toque); e iii) durante todo o ciclo da marcha (Ciclo) – do toque do calcâneo ao toque subsequente do mesmo membro. Em Ciclo, foi utilizada uma janela de 100ms para determinação dos valores de RMS, sendo realizada a média de todas as janelas obtidas. Para garantir a ativação muscular, foi utilizado um limiar de ativação, determinado como três vezes o desvio padrão do período (100ms) de menor atividade eletromiográfica dos 20 segundos finais do primeiro minuto de cada velocidade. Esse período foi determinado através de observação do próprio pesquisador (MIAN et al., 2006).

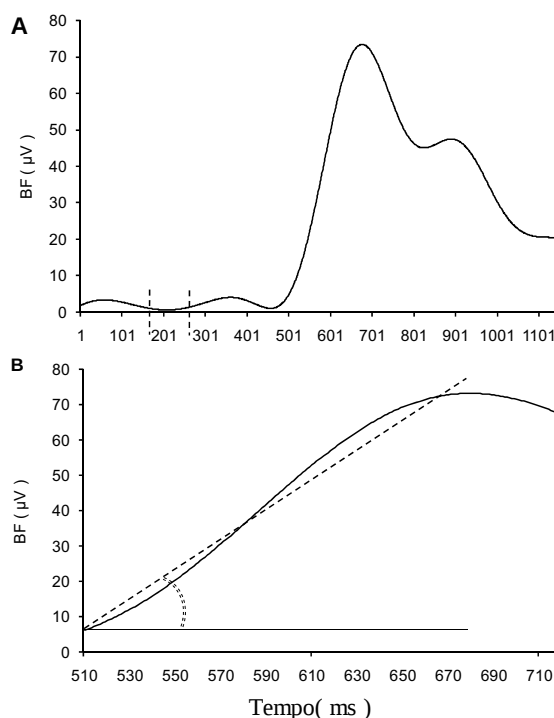
O IC foi determinado segundo Falconer e Winter (1985) e Kellis, Arabatzi e Papadopoulos, (2003):

$$IC = \frac{2.Ant}{AtTot} \times 100$$

onde Ant é a atividade neuromuscular (RMS) de um músculo quando antagonista (que apresenta menor ativação) e AtTot é a atividade neuromuscular total ao redor dessa articulação (RMS músculo agonista + RMS músculo antagonista). O IC foi determinado entre VL e BF, VM e BF e TA e GL.

Ainda foram determinados os valores de frequência mediana (FM) dos registros eletromiográficos dos músculos VL, BF, VM, TA e GL nas fases Pré e no Toque do calcâneo, por meio da transformada rápida de Fourier (FFT). Ambos os valores de FM e RMS foram normalizados por valores de referência. Esses valores de referência foram determinados como a média de todos os picos de atividade eletromiográfica (período de 100ms - 50ms antes e após a ocorrência do pico), de todas as passadas realizadas nos 35 segundos finais do primeiro minuto da maior velocidade testada de acordo com Ricamato e Hidler, (2005) e expressas em %Pico.

Por fim, o registro EMG do músculo BF, foi retificado e filtrado com filtro Butterworth de quarta ordem com uma frequência de corte de 5Hz, para obtenção do envelope linear do sinal. Esse processamento do sinal foi realizado para obtenção da taxa de ativação muscular - TAM do BF (figura 2). Essa TAM corresponde ao coeficiente de inclinação da reta obtida na correlação entre o tempo desde o início da contração até o pico de atividade muscular e o sinal mioelétrico (LOCKHART; KIM, 2006).



**Figura 2.** Exemplo do padrão de ativação do músculo bíceps femoral (BF) durante uma passada (A) – do toque do calcâneo ao toque do calcâneo subsequente após filtragem dos registros eletromiográficos. As linhas tracejadas representam o período de 100ms determinado como menor ativação, para posterior determinação do limiar de ativação muscular. Em (B) observa-se a reta proveniente da correlação entre os valores de ativação muscular e o tempo, do início da contração muscular até seu pico de ativação. Destaca-se o ângulo de inclinação, definido como a taxa de ativação muscular (TAM) – ( $\mu V \cdot ms^{-1}$ ).

Todas as variáveis (com exceção da velocidade e aceleração mínima do calcâneo) foram obtidas por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab® (ANEXO V) para cada passada dos últimos 10 segundos de cada minuto de coleta, sendo determinadas pela média de cada minuto de teste.

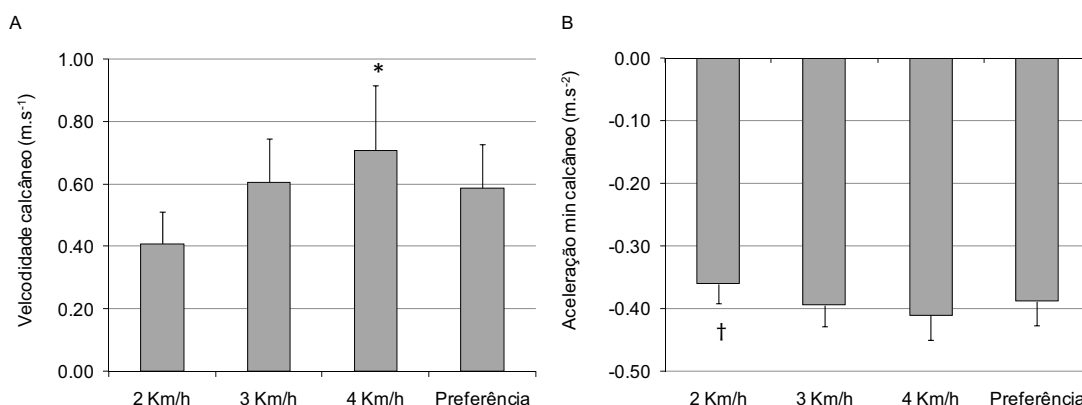
### *Análise Estatística*

A influência de cada velocidade sobre todas as variáveis foi realizada por meio de um Teste de Análise de Variância *One-way* (fator velocidade), seguido de post-hoc de Tukey. Ainda, foram realizados testes de Correlação de Pearson entre as seguintes variáveis: velocidade do calcâneo no momento do toque no solo, aceleração mínima do calcâneo prévia ao toque no solo, TAM do BF, RMS e FM do BF no período Pré-Contato e o IC entre TA-GL, VL-BF e VM-BF. Para os testes de correlação todas as velocidades foram mescladas, resultando, portanto em 36 valores de cada variável (quatro velocidades x nove voluntários).

## RESULTADOS

A média encontrada para os valores de EEB foi de  $43,67 \pm 2,12$ . A velocidade de preferência adotada foi de  $2,77 \pm 0,42$  km/h.

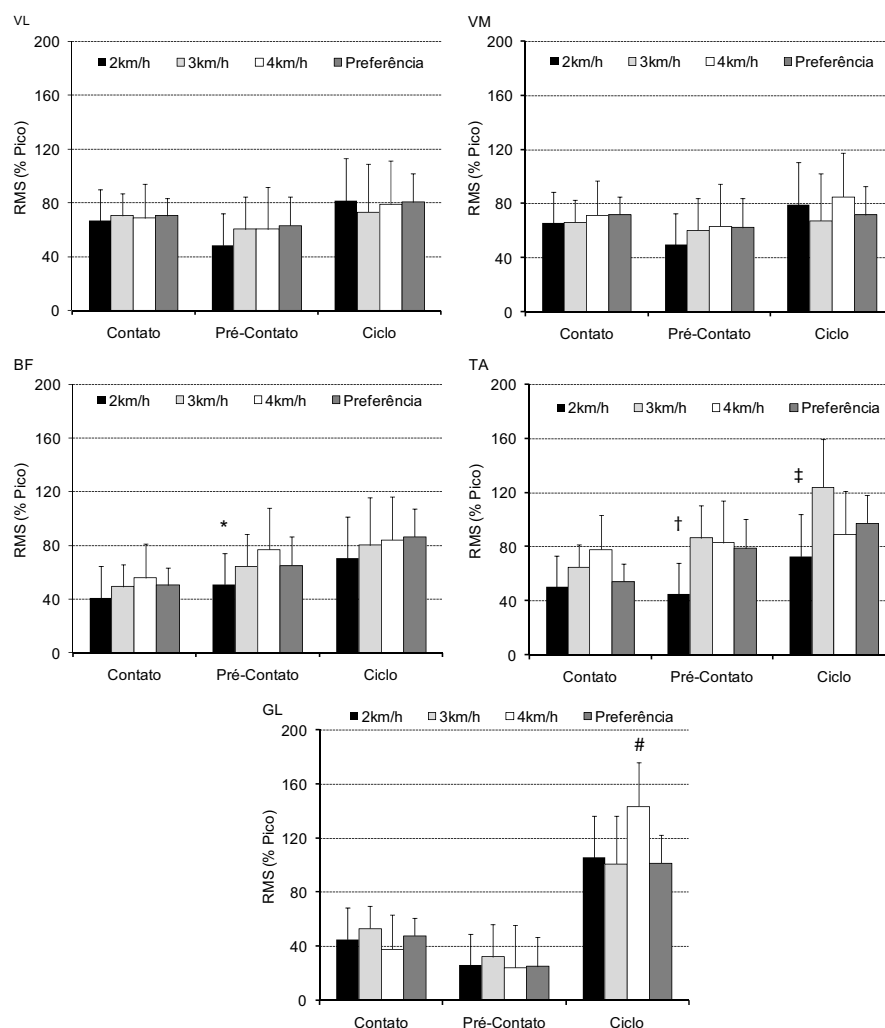
A figura 3 expressa a velocidade do calcâneo no seu momento de toque no solo e a sua aceleração mínima prévia ao toque. Foram encontradas diferenças, no caso da velocidade do calcâneo entre as velocidades de 4km/h e as de 2km/h e 3km/h, sendo a primeira maior que as demais. Já no caso da aceleração mínima, diferenças foram encontradas entre as velocidades de 2km/h e as de 4km/h e 3km/h, sendo menor na primeira.



**Figura 3:** (A) Velocidade do calcâneo (m.s<sup>-1</sup>) e (B) aceleração mínima do calcâneo prévia ao toque (m.s<sup>-2</sup>) nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência. \* p < 0,01 em relação à 2km/h e 3km/h. † p < 0,05 em relação à 3km/h e 4km/h.

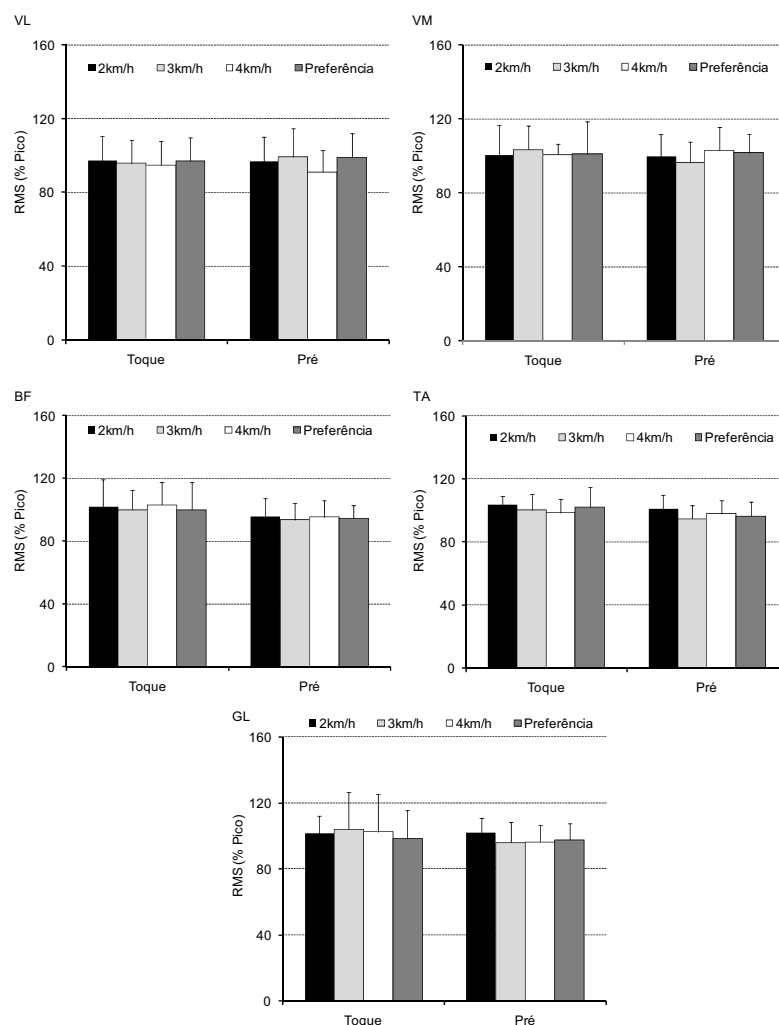
O tempo de apoio foi de  $1,04 \pm 0,15$ ,  $0,90 \pm 0,08$ ,  $0,82 \pm 0,06$  e  $0,93 \pm 0,10$  seg. nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência respectivamente, sendo estatisticamente diferentes entre as velocidades de 2km/h e 4km/h e de preferência ( $p < 0,01$ ). Já o comprimento de passada foi de  $1,79 \pm 0,29$ ,  $1,58 \pm 0,17$ ,  $1,47 \pm 0,99$  e de  $1,58 \pm 0,49$  m nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e de preferência respectivamente, sendo estatisticamente maior na velocidade de 4km/h em relação à velocidade de 2km/h e de preferência ( $p < 0,01$ ). Por fim, a frequência de passada foi de  $47,70 \pm 8,12$ ,  $54,33 \pm 5,75$ ,  $58,87 \pm 4,08$  e de  $52,93 \pm 6,87$  passadas/min nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e de preferência respectivamente, sendo estatisticamente maior na velocidade de 4km/h em relação à 2km/h e de 3km/h ( $p < 0,01$ ).

A figura 4 demonstra os valores médios de RMS obtidos durante as três fases de análise para os cinco músculos estudados. Nota-se que com exceção dos músculos TA e GL, as únicas diferenças entre as diferentes velocidades foram observadas apenas em Pré, não tendo sido em nenhum caso, observado diferenças em Toque. De maneira geral, pode ser observado maiores valores em 4km/h que as demais velocidades, sobretudo, em relação à 2km/h.



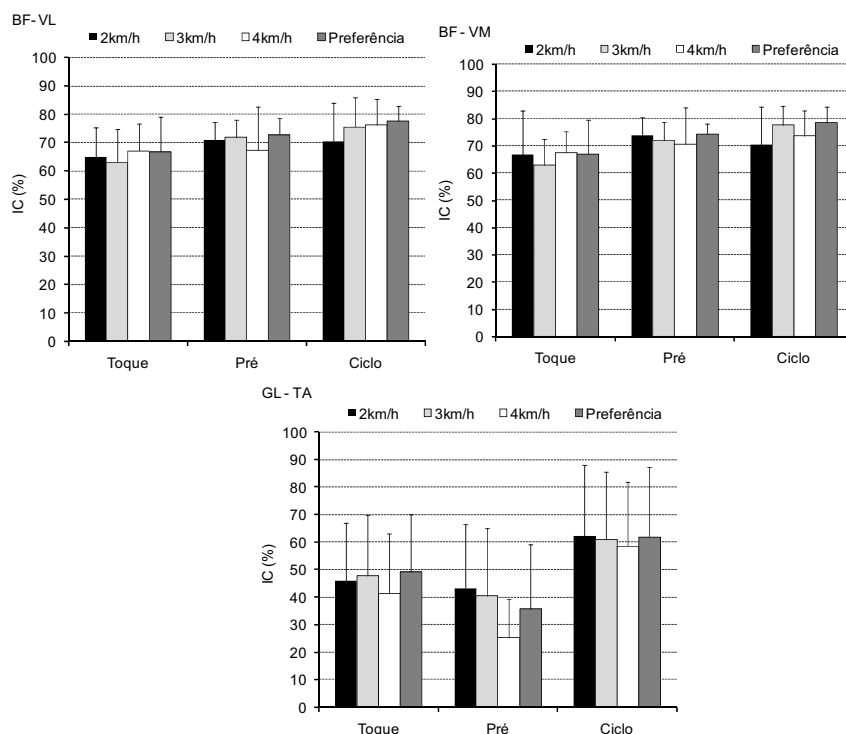
**Figura 4:** Valores médios de RMS obtidos no Toque do calcâneo, Pré-Contato do calcâneo e durante o Ciclo todo da marcha para os músculos VL, VM, BF, TA e GL nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência.\*  $p < 0,05$  em relação à 4km/h. †  $p < 0,01$  em relação à 3km/h, 4km/h e à velocidade de preferência. ‡  $p < 0,01$  em relação à 4km/h. #  $p < 0,01$  em relação à 2km/h, 3km/h e à velocidade de preferência.

Já a figura 5 demonstra os valores médios de FM dos registros EMG dos músculos VL, BF, VM, BF, TA e GL obtidos nas fases Pré e Toque, não sendo verificadas diferenças estatisticamente significantes entre os músculos e em ambas as fases avaliadas.



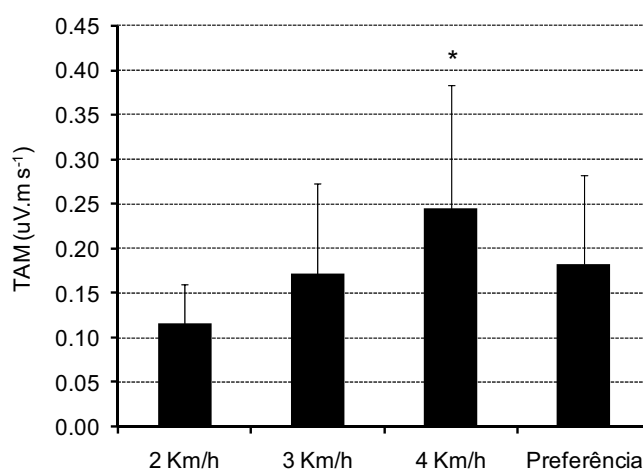
**Figura 5:** Valores médios de FM dos músculos VL, VM, BF, TA e GL obtidos nas fases Pré e Toque nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência.

A figura 6 apresenta os valores de IC dos músculos envolvidos com a articulação do joelho e tornozelo obtidos durante as fases de Pré e Toque, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência, demonstrando uma semelhança independente da velocidade da marcha, com exceção para o IC obtido nos músculos do tornozelo apenas na fase Pré entre 4km/h e 2km/h, sendo menor a 4km/h.



**Figura 6:** Valores médios de IC (%) dos músculos VL e BF, VM e BF e GL e TA obtidos durante as fases de Pré, Toque Ciclo, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência. \*  $p < 0,05$  em relação à 2km/h.

Na figura 7 estão apresentados os valores da TAM do BF obtidos nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência demonstrando diferença apenas entre as velocidades de 2km/h e 4km/h, sendo maior na ultima.



**Figura 7:** Valores médios de TAM ( $\mu V \cdot ms^{-1}$ ) de BF obtidos nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência. \*  $p < 0,05$  em relação à 2km/h.

A tabela 1 apresenta os coeficientes de correlação entre a velocidade do calcâneo (Veloc Calc) no momento do seu toque no solo, sua aceleração mínima (Acel Min) e TAM BF com os valores de RMS e FM do BF e IC ao redor da articulação do tornozelo (TA-GL) e joelho (VL-BF e VM-BF). Estes resultados demonstram que apesar de haver uma fraca correlação, a velocidade do calcâneo possui uma correlação negativamente significativa, tanto com a aceleração mínima do calcâneo como com a TAM do BF, entretanto, possui uma correlação positiva significativa com o IC ao redor da articulação do tornozelo, não tendo sido encontrados valores significativos com o IC ao redor da articulação do joelho. Já a TAM BF demonstrou uma correlação positiva significativa tanto com a RMS, como com a FM de BF obtidas em Pré. Por outro lado, a aceleração mínima do calcâneo demonstrou uma correlação negativamente significativa com a TAM do BF, demonstrando que quanto maior a capacidade de contração desse músculo na fase aérea, maior tende a ser a desaceleração do calcâneo na fase de balanço.

**TABELA 1:** Coeficientes de Correlação entre a Velocidade do Calcâneo (Veloc Calc) no momento do seu toque no solo, sua aceleração mínima (Acel Min) e TAM BF com os valores de RMS (%Pico) e FM do BF (%Pico) e IC ao redor da articulação do tornozelo (TA-GL) e joelho (VL-BF e VM-BF). \*  $p < 0,05$ ; †  $p < 0,01$ . NS: não significativo.

|                              | Acel Min<br>( $m.s^{-1}$ ) | TAM BF<br>( $\mu.ms^{-1}$ ) | RMS BF<br>(%Pico) | FM BF<br>(%Pico) | IC TA-GL<br>(%) | IC VL-BF<br>(%) | IC VM-BF<br>(%) |
|------------------------------|----------------------------|-----------------------------|-------------------|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Veloc Calc<br>( $m.s^{-1}$ ) | -0.36*                     | -0.67†                      | NS                | NS               | 0.44*           | NS              | NS              |
| Acel Min<br>( $m.s^{-1}$ )   | -                          | -0.36*                      | NS                | -0.43†           | NS              | NS              | NS              |
| TAM BF<br>( $\mu.ms^{-1}$ )  | -                          | -                           | 0.44†             | 0.47†            | NS              | NS              | NS              |

## DISCUSSÃO

O principal objetivo desse estudo foi avaliar a influência de diferentes velocidades da marcha sobre variáveis dinâmicas e eletromiográficas relacionadas ao risco de quedas obtidas previamente ao toque do calcâneo no solo, nos 150ms após o toque do mesmo e durante todo o ciclo da marcha.

A velocidade de preferência escolhida pelas voluntárias 2,72km/h. apresenta-se inferior à encontrada em por Malatesta et al. (2003) (4,86km/h), Ostrosky et al. (1994) (4,35km/h) e Kerrigan et. al. (1998) (4,2km/h) que pode estar relacionada ao nível de atividade física das voluntárias classificadas como inativas

em relação àquelas participantes destes estudos. A escolha da velocidade de preferência, se relaciona a escolha de uma cadência de movimento em que há um menor gasto energético para uma mesma distância percorrida (MARTIN, SANDERSON E UMBERGER, 2004). Do ponto de vista biomecânico, os idosos realizam a marcha com uma menor velocidade que indivíduos jovens, devido à reduzida capacidade de geração de torque (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006).

Outro fato que pode ter influenciado na baixa velocidade de preferência neste estudo está na busca de uma maior estabilidade durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998) o que leva a diminuição do temor à queda e assim diminuição das alterações nos padrões de marcha (KERRIGAN et al., 1998).

Seguindo essa idéia, esperávamos que o aumento da velocidade promovesse uma maior ativação neuromuscular nos músculos testados. De fato, houve um maior recrutamento na fase de pré-contato, principalmente do BF e TA. Ainda, o aumento da velocidade foi capaz de promover uma mais rápida ativação do BF na fase de balanço – Pré (figura 7).

Quanto a TAM do músculo BF e a RMS do BF estas apresentaram aumento com o aumento da velocidade da marcha o que se deve, tanto ao aumento do número de UM ativas (correlação positiva entre TAM BF e RMS do BF em Pré), como pelo aumento da frequência de disparo dessas UM (correlação positiva entre TAM do BF e FM do BF em Pré).

Entretanto, mesmo com o aumento da TAM do BF em função da velocidade, houve um aumento da velocidade do calcâneo e da aceleração mínima do calcâneo no seu momento de toque no solo demonstrando que apenas a rápida ativação dos músculos responsáveis por desacelerar o calcâneo (BF) não foi suficiente para atingir esse objetivo.

Ainda, segundo Lockhart e Kim (2006) os 70-120ms que sucedem o toque do calcâneo no solo são críticos para a ocorrência de quedas. Apesar de o aumento da velocidade ter promovido um aumento no recrutamento muscular em Pré, esse resultado não foi observado em Toque (Figura 4). Na fase de Toque em condições normais, existe um aumento da atividade muscular com aumento da velocidade, principalmente dos músculos extensores do joelho (IVANENKO; POPPELE; LACQUANTINI, 2004), entretanto este comportamento não foi observado no presente estudo (figura 4) possivelmente em função dos indivíduos idosos, apresentarem uma maior perda de força nos músculos extensores do joelho, em

comparação aos flexores (FELAND et al., 2001). Portanto, sugere-se que essa incapacidade de recrutamento dos músculos extensores do joelho quando são exigidos para manutenção da estabilidade (Toque), como por exemplo, no caso de aumento da velocidade de marcha, pode ser responsável pelo aumento do risco de quedas.

Foi também sugerido por Lockhart e Kim (2006) que a co-ativação ao redor da articulação do joelho pode ser um fator predominante na capacidade do recrutamento dos músculos flexores do joelho na fase de balanço e na velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo.

Nossos dados estão em partes de acordo com essa teoria, logo que foi encontrada uma correlação significativa entre a velocidade do calcâneo e o IC ao redor da articulação do tornozelo. A co-ativação foi sugerida como responsável pela menor capacidade de contração dos músculos flexores plantares durante a fase de impulso, da marcha, à um maior gasto energético durante essa atividade e tem se mostrado maior em indivíduos idosos, tanto em contrações isométricas (JASKÓLSKA et al., 2006) como em atividades de vida diária (MACALUSO et al., 2002), em comparação com indivíduos jovens. Ainda, foi demonstrado por Gonçalves, Pereira e Aguiar (2008) que a co-ativação durante contrações isométricas tem relação direta com o risco de quedas nesses indivíduos.

A as alterações de velocidade da marcha podem trazer aumento concomitante da co-ativação ao redor do joelho (MIAN et al. 2006; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2000; JÁSKÓLSKA et al. 2006; MACALUSO et al., 2002) sugerindo uma potencial chance de sofrerem quedas (LEE; KERRIGAN, 1999). Entretanto, no presente estudo este comportamento do IC não se mostrou evidente. Por outro lado, os níveis de co-ativação tanto ao redor da articulação do joelho, como do tornozelo, estiveram entre 45-70%, próximos aos encontrados por Larsen et al. (2007) (~50%) e Hortobagy e DeVita (2000) (~60%).

Entretanto, é preciso levar em consideração que no presente estudo, não foram realizadas comparações entre diferentes grupos de indivíduos e dessa forma, não podemos afirmar com propriedade que os voluntários estudados, de fato apresentam maior co-ativação em relação a indivíduos jovens ou idosos sem potencial de sofrerem quedas.

## CONCLUSÃO

O presente estudo teve como principal objetivo avaliar o comportamento de do padrão de marcha de indivíduos idosos com potencial de sofrerem quedas frente a quatro diferentes velocidades e podemos ao final do presente estudo concluir que mesmo sendo capazes de responder ao aumento da velocidade na fase de pré-contato do calcâneo no solo, idosos com potencial de sofrerem quedas não são capazes de alterar o padrão de recrutamento muscular durante o toque do calcâneo, nem tão quanto, de manter variáveis relacionadas ao risco de quedas semelhantes a menores velocidades. Dessa forma, a incapacidade de um maior recrutamento neuromuscular frente a tarefas de maior exigência (por exemplo, durante o toque do calcâneo no solo), é apontada com uma das causas para o aumento do risco de quedas nessa população.

Da mesma forma, a co-ativação ao redor da articulação do tornozelo é apontada como um dos principais fatores para o aumento da velocidade do calcâneo durante seu toque no solo, aumentando dessa forma, o risco de quedas durante a marcha.

### 3.3. ARTIGO 3: EFEITO DA MARCHA PROLONGADA COMO POTENCIALIZADOR DO RISCO DE QUEDAS EM IDOSOS CAIDORES

#### RESUMO

A fadiga neuromuscular tem sido descrita como potencializadora do risco de quedas em indivíduos idosos, entretanto este comportamento neuromuscular pode apresentar diferenças em função do tempo de realização da marcha. Neste sentido, o objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do tempo de marcha sobre variáveis biomecânicas relacionadas ao risco de quedas em idosos com potencial chance de sofrerem quedas. Participaram deste estudo nove mulheres ( $72,22 \pm 7,14$  anos), fisicamente inativas e classificadas como caidoras (escore menor ou igual a 46 na Escala de Berg) as quais caminharam por 20 minutos na velocidade de preferência sobre uma esteira motorizada. Foram adquiridos os registros eletromiográficos (*Root Mean Square* – RMS e frequência mediana – FM) dos músculos vasto-lateral (VL), vasto-medial (VM), reto-femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), fibular longo (FB), gastrocnêmio medial (GM) e lateral (GL) em três diferentes períodos do protocolo (2 primeiros minutos – Tempo Inicial - TI; nono e décimo minutos – Tempo Médio - TM; e décimo nono e vigésimo minutos – Tempo Final - TF). Ainda, esses registros foram obtidos em quatro diferentes fases da marcha: Pré Toque e 150ms após o toque do calcâneo no solo, durante a retirada dos dedos do solo (Retirada) e por fim durante todo o ciclo da marcha. Também foram determinadas no TI, TM e TF a frequência e comprimento da passada, velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo, aceleração mínima do mesmo prévio ao toque e tempo de apoio. Os resultados encontrados demonstram que há principalmente na Retirada uma influência do tempo de marcha, com maior co-ativação ao redor da articulação do joelho com ênfase a maior ativação dos músculos antagonistas ao movimento. Ainda, foi encontrado um aumento da variabilidade das variáveis cinemáticas (tempo de apoio e frequência de passada) e aumento da velocidade do toque do calcâneo no solo (sobretudo em TM) demonstrando que a marcha por vinte minutos em idosos com potencial de sofrerem quedas, potencializa esse risco.

## INTRODUÇÃO

As quedas são os mais sérios problemas para a população idosa, sendo que 35-40% dos indivíduos com mais de 65 anos caem anualmente, respondendo por dois terços de todas as causas de morte em idosos nos EUA (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001). Ainda, de acordo com Helbostad et al. (2007), a maior parte das quedas ocorrem durante a marcha, mesmo não havendo um padrão anormal durante a mesma.

Diversos fatores têm sido associados à maior incidência de quedas em indivíduos idosos, os quais são divididos entre intrínsecos e extrínsecos, sendo os primeiros, aqueles ligados diretamente ao próprio indivíduo (FABRICIO et al, 2004), como a redução da força muscular, alterações visuais, cognitivas e vestibulares. Entretanto, segundo Rao (2005), a redução de força e do equilíbrio são responsáveis por 17% de todas as quedas. Já de acordo com Fabricio et al. (2004), 59% de todas as quedas ocorrem devido a tropeços e escorregões. Já os fatores extrínsecos envolvem aqueles relacionados ao meio ambiente, como redução da luminosidade, calçados inadequados, etc. (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001).

Adaptações biomecânicas específicas durante a marcha têm sido observadas em indivíduos idosos em comparação com jovens particularmente naqueles indivíduos com potenciais de sofrerem quedas (SADEGHI et al., 2004; KERIGAN et al, 1998, LEE; KERRIGAN, 1999). Entre essas adaptações se encontra a redução do comprimento de passada com conseqüente aumento da sua freqüência (WATELAIN et al. 2000) e aumento do tempo de contato com o solo (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006), com o objetivo de maior estabilidade durante a marcha (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006). Também se verifica uma menor capacidade de geração de torque no momento de impulsão da marcha (WATELAIN et al. 2000), com conseqüente diminuição da capacidade de desaceleração do calcâneo e assim uma maior velocidade de toque do mesmo no momento de recepção (LOCKHART; WOLDSTAT; SMITH, 2003), que está relacionada ao aumento do risco de quedas.

Quando se identificou um aumento da variabilidade da passada em indivíduos idosos este foi relacionado ao decréscimo do desempenho da marcha, indicando uma acomodação do sistema nervoso central, ou seja, não há uma resposta adequadamente satisfatória para a modificação da atividade (BARAK; WAGENAR; HOLT, 2006). Neste sentido, a análise da variabilidade por meio do coeficiente de variação (CV) (MALATESTA et al. 2003), permite analisar a capacidade de adaptação do sistema neuromuscular à tarefa.

O desempenho da marcha em indivíduos idosos tem sido relacionado com as alterações da força devido à redução do número de unidades motoras e a redução da velocidade de condução nervosa (VANDERVOORT, 2002). Estas influências neuromusculares podem ser avaliadas por meio da eletromiografia de superfície (EMG) com a qual se permite também a avaliação da fadiga neuromuscular e de co-ativação entre músculos antagonistas entre si.

Especificamente em indivíduos idosos, tem-se observado que a fadiga neuromuscular é responsável pela potencialização do risco de quedas durante a marcha (HELBOSTAD et al, 2007). A fadiga muscular tem sido avaliada por meio da análise dos parâmetros de amplitude e frequência do sinal EMG pelas quais se evidencia uma redução dos valores de frequência mediana (FM) em virtude da redução da velocidade de condução nervosa e a redução dos valores de pH induzida pela presença de metabólitos como  $H^+$  e fosfato (GIANNESINI; COZZONE; BENDAHAN, 2003) ou pelo recrutamento de fibras com menor velocidade de condução nervosa, como as do tipo I (MANNION et al., 1998). Quanto aos parâmetros de amplitude, apesar de não haver total consenso, tem sido encontrado um aumento dos valores de *Root Mean Square* (RMS), justificado principalmente pelo aumento do número de unidades motoras recrutadas (FARINA, 2002).

Já a co-ativação tem sido avaliada por meio da razão entre a atividade eletromiográfica dos músculos agonistas e antagonistas à tarefa e tem sido apontada como responsável pelo maior risco de quedas na população idosa (LEE; KERRIGAN, 1999) particularmente pela menor capacidade de produção de força na fase de impulsão da marcha, maior velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo (LOCKHART; KIM, 2006). Dessa forma, diversas propostas têm sido realizadas para se reduzir o risco de quedas na população idosa ou para se manter os níveis de força desejáveis. Entre essas propostas estão a prática de exercícios

em máquinas de musculação (HAKKINEN et al., 2001), atividades em grupos (LI et al., 2005) e mesmo a prática de marcha (CAKIT et al., 2007).

Quanto ao tempo de prática de atividade física têm-se sugerido que este não deve ser inferior a vinte minutos (MANGIONE et al., 2005), tempo este também normalmente utilizado para a avaliação do desempenho em indivíduos idosos (BEGG; PALANISWAMI; OWEN, 2005; BUZZACHERA et al., 2007; KHANDOKER; PALANISWAMI; BEGG, 2008), por representar um período suficiente para a adaptação, sem que também ocorram riscos cardiorrespiratórios (BUZZACHERA et al., 2007).

Desta forma, pode-se ter como hipótese que o período de tempo que os idosos caminham pode promover possíveis alterações biomecânicas e que sejam consideradas fatores de risco de queda. Neste sentido, o objetivo do presente estudo foi analisar variáveis eletromiográficas e cinemáticas em diferentes fases da marcha realizada durante vinte minutos que normalmente são sugeridos pela literatura como mínimo para a prática de atividades físicas.

## MATERIAL E MÉTODOS

### *Amostra*

Participaram desse estudo nove voluntários do sexo feminino com idade de  $72,22 \pm 7,14$  anos,  $62,13 \pm 8,30$  kg e  $1,51 \pm 0,06$  m de altura. Todas as voluntárias avaliadas eram consideradas inativas (Escore igual a  $7,24 \pm 2,05$  no questionário de atividade física de Voorrips, et al. (1991) – ANEXO I e IV) e com potencial de sofrerem quedas (Escore menor ou igual a 46 segundo Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) – LAJOIE; GALLAGHER, 2004 – ANEXO I e IV).

Como critérios de exclusão foram adotados quaisquer condições ortopédicas, visuais, vestibulares, neurológicas, psiquiátricas ou cardiorrespiratórias que impedissem as voluntárias de realizarem todas as atividades propostas. Todos os procedimentos a serem adotados no estudo foram explicados às voluntárias que após terem assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local, realizaram duas visitas ao laboratório em dias diferentes e com período mínimo de 24 horas entre eles.

### *Delineamento Experimental e Procedimentos*

Em um primeiro dia de visita, após a aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg, as voluntárias foram familiarizadas com a marcha em esteira (Millennium Super ATL, Ibramed®) onde velocidades variando entre 2km/h e 4km/h (sendo cada velocidade mantida até a voluntária sentir-se confortável com a mesma) foram realizadas por um período mínimo de 15 minutos de atividade (MATSAS; TAYLOR; MCBURNEY, 2000). As voluntárias foram consideradas como familiarizadas com a esteira, caso realizassem a marcha com um padrão satisfatoriamente semelhante (avaliado por inspeção visual de pelo menos dois pesquisadores) ao seu padrão de marcha no solo e estivessem aptas a realizá-la sem o apoio das mãos. Caso esses objetivos não fossem atingidos, mesmo após nova tentativa em um dia diferente, as voluntárias foram excluídas do estudo.

Em um segundo dia de teste, inicialmente foi determinada a velocidade de preferência das voluntárias, de acordo com Malatesta et al. (2003). As voluntárias iniciaram a marcha com a menor velocidade de teste (2km/h) com um aumento progressivo (de 0,1km/h a cada 2 segundos) até que as mesmas relatassem a velocidade que caminhavam no dia-a-dia. Depois de identificada esta velocidade, se manteve a marcha por mais 30 segundos. Após esse período, as voluntárias foram novamente questionadas sobre a velocidade da esteira (se desejavam o aumento ou redução da mesma). Esse procedimento foi adotado, até que as mesmas relatassem após esse período de 30 segundos que de fato a velocidade que executavam era sua velocidade de preferência. Após um período de 5 minutos, os mesmos procedimentos foram adotados, porém com a velocidade inicial de 4km/h sendo progressivamente reduzida. Por fim, a velocidade de preferência foi determinada como a média das duas tentativas anteriores.

Após um período de pelo menos 10 minutos de repouso, realizaram a marcha na velocidade de preferência por 20 minutos ou até a parada voluntária com inclinação da esteira de 1%, já que esta condição reflete mais precisamente o custo energético da caminhada em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996). Durante todos os testes na esteira, as voluntárias utilizaram calçado de preferência e sua frequência cardíaca foi monitorada (para segurança) por meio de um frequencímetro posicionado sobre o tronco das mesmas (FS1 – Polar®). Ainda, utilizaram de um dispositivo de segurança (cinto pélvico fixo a uma corda especial presa ao teto),

evitando eventuais acidentes. Os testes foram interrompidos, caso a frequência cardíaca excedesse 70% da máxima prevista para a idade (MIAN et al., 2006).

### *Cinemetria*

Durante o protocolo de marcha, as voluntárias foram filmadas por meio de uma câmera digital (Panasonic – com frequência de amostragem de 60Hz) posicionada perpendicularmente ao plano sagital direito das voluntárias à uma distância de 3,2 metros do centro da esteira e altura de 1 metro do solo. A aquisição das imagens foram realizadas em sincronismo com os registros eletromiográficos por meio do sistema MyoResearch XP (Noraxon®). Para determinação das fases da marcha (retirada dos dedos e toque do calcâneo no solo, respectivamente), foram fixados dois marcadores reflexivos passivos com diâmetro de 2cm sobre articulação metacarpofalangeana do V dedo e sobre a projeção do calcâneo, os quais eram identificados por meio da digitalização para a qual utilizou-se o sistema Peak Motus 9.0 (Vicon Peak®). Esse sistema ainda permitiu a aquisição das variáveis de velocidade e aceleração linear do calcâneo. Para a aquisição das imagens se utilizou um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz.

### *Variáveis Cinemáticas*

Foram determinadas cinco variáveis cinemáticas: velocidade horizontal do calcâneo no momento do seu toque no solo ( $\text{m.s}^{-1}$ ), sua aceleração horizontal mínima prévio ao contato com o solo ( $\text{m.s}^{-2}$ ), frequência de passada ( $\text{passadas.min}^{-1}$ ), comprimento de passada (m) e tempo de apoio (segundos).

### *Eletromiografia*

Eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl (Meditrace®), redondos com área de captação efetiva de 1cm com distância inter-eletrodos de centro-a-centro de 3cm foram posicionadas sobre os músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM), bíceps femoral cabeça longa (BF), tibial anterior (TA), fibular longo (FB), gastrocnêmio lateral (GL) e gastrocnêmio medial (GM) do membro inferior direito após tricotomia, abrasão e limpeza da pele de acordo com as normas da

SENIAM (HERMENS et al., 1999). A atividade muscular foi adquirida se utilizando de uma frequência de amostragem de 1000Hz por meio de um sistema de telemetria (Telemyo 900 – Noraxon®). Os registros eletromiográficos foram convertidos por meio de uma placa A/D com faixa de entrada de +7 a -7 volts e resolução de 12bits (Noraxon®) e foram amplificados 2000 vezes (20 vezes em um pré-amplificador e 100 vezes no hardware). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna esquerda

### *Variáveis eletromiográficas*

As variáveis eletromiográficas *Root Mean Square* (RMS) e Índice de Co-ativação (IC) foram adquiridas em quatro diferentes fases: i) nos 100ms prévios ao toque do calcâneo no solo – período de Pré-Contato (Pré); ii) nos 150ms após o toque do calcâneo (Toque); iii) nos 150ms prévios à retirada dos dedos (Retirada); e iv) durante todo o ciclo da marcha (Ciclo) – do toque do calcâneo ao toque subsequente. Para determinação do ultimo período de análise, os dados de RMS foram obtidos a cada 100ms e uma média de todos os períodos foi realizada.

A ativação muscular foi estabelecida utilizando um limiar de ativação, que correspondia a três vezes o desvio padrão do período de menor atividade, período esse, determinado por meio da observação do próprio pesquisador (MIAN et al., 2006). O IC foi determinado segundo Falconer e Winter (1985) e Kellis, Arabatzi e Papadopoulos, 2003:

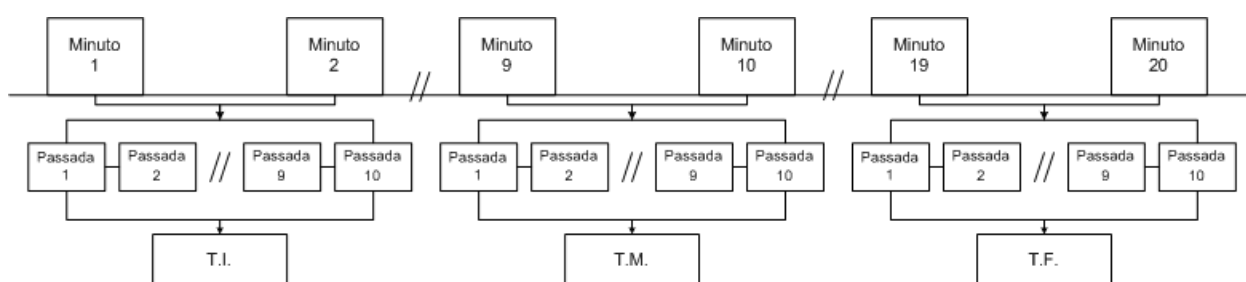
$$IC = \frac{2.Ant}{AtTot} \times 100$$

onde Ant é a atividade neuromuscular (RMS) de um músculo quando antagonista (o qual apresenta menor atividade) e AtTot é a atividade neuromuscular total ao redor dessa articulação (RMS músculo agonista + RMS músculo antagonista). O IC foi determinado entre VL e BF, RF e BF, VM e BF e TA e GL em Pré, Toque e Retirada.

Ainda foram determinados os valores de frequência mediana (FM) em Pré, Toque e Retirada, por meio da transformada rápida de Fourier (FFT). Ambos os valores de FM e RMS foram normalizados pelos valores de referência (média dos 100ms de pico de atividade eletromiográfica, de todas as passadas ocorridas nos 35

segundos finais do primeiro minuto de coleta [RICAMATO, HIDLER, 2005]) e foram, portanto, expressas em %Pico.

Todas as variáveis (com exceção da velocidade e aceleração mínima do calcâneo) foram obtidas por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab® (ANEXO V). Todas elas foram determinadas como a média das 10 ultimas passadas de dois minutos subsequentes em três diferentes momentos de coleta: nos dois primeiros minutos (Tempo Inicial - TI), nos minutos nove e dez (Tempo Médio - TI) e nos minutos dezenove e vinte (Tempo Final - TF) – Figura 1.



**Figura 1:** Esquema descritivo sobre os momentos de aquisição dos dados. TI: Tempo Inicial; TM: Tempo Médio; TF: Tempo Final.

Uma das voluntárias esteve apta a realizar a marcha por até 12 minutos, havendo dessa forma, um  $n$  igual a 8, em TF e igual a 9 em TI e TM. Ainda, foi determinado para as variáveis cinemáticas o coeficiente de variação - CV (SOSNOFF; NEWELL, 2006):

$$CV = \frac{DP}{Med} \times 100$$

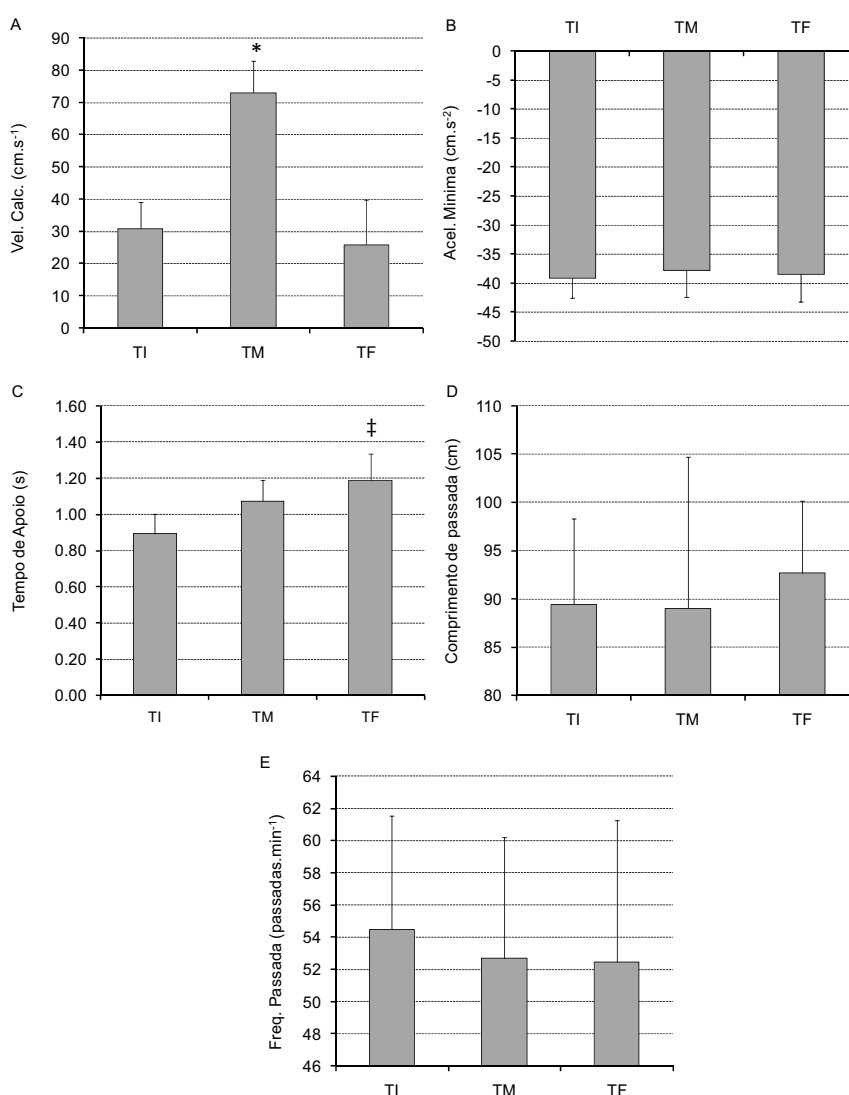
onde DP é o desvio padrão e Med é a média das vinte passadas de cada período analisado

### *Análise Estatística*

A influência de cada período sobre todas as variáveis foi realizada por meio de um Teste de Análise de Variância *One-way* (período analisado como fator), seguido de post-hoc de Tukey. Para os testes foi considerado um poder  $\alpha$  de  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS

A média encontrada para os valores de EEB foi de  $43,67 \pm 2,12$ . A velocidade de preferência adotada foi de  $2,77 \pm 0,42$  km/h. A figura 2 apresenta os resultados relativos às variáveis cinemáticas onde se verifica maiores velocidades do calcâneo no TM em comparação com TI e TF ( $p < 0,01$ ) e maiores valores de tempo de apoio no período Final em comparação com o período Médio ( $p < 0,01$ ). As demais variáveis não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.



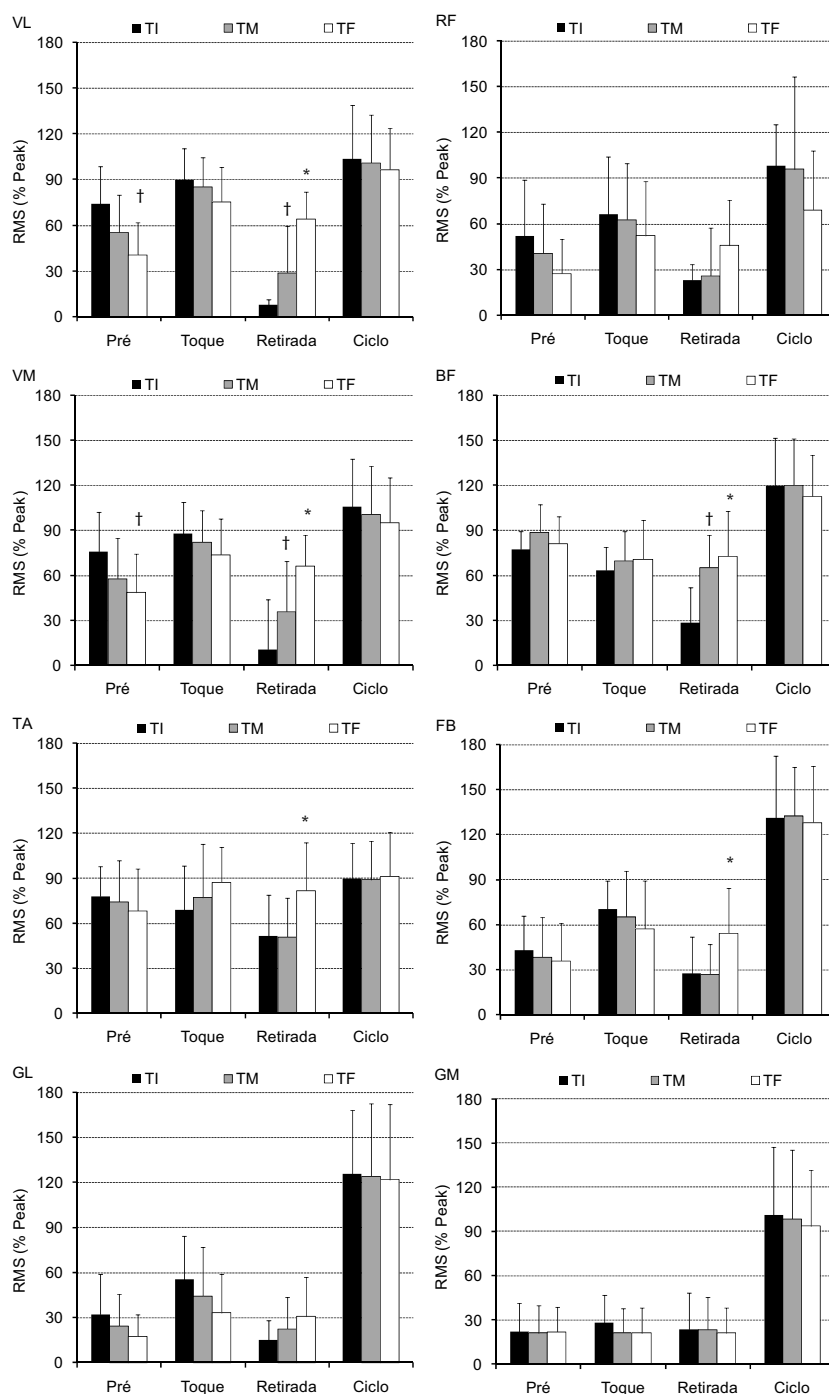
**Figura 2:** Valores de Média e desvios padrão da Velocidade do Calcâneo (A), Aceleração mínima do calcâneo (B), Tempo de apoio (C), Comprimento de passada (D) e Freqüência de passada (E) obtidos no Tempo Inicial (TI), Tempo Médio (TM) e Tempo Final (TF) do protocolo de marcha. \*  $p < 0,01$  em relação a Tempo Inicial e Tempo Final. ‡  $p < 0,01$  em relação a Tempo Médio.

A tabela 1 apresenta os valores médios de CV (%) e desvios padrão da velocidade do calcâneo (Velc Calc), tempo de apoio (Apoio), comprimento de passada (Comprimento) e frequência de passada (Frequência) obtidos em TI, TM e TF do protocolo de marcha. Encontrou-se menores valores de CV em Veloc. Calc em TM em relação à TF e TI. Por outro lado, os valores de CV de Apoio e Frequência se mostraram maiores nos dois últimos minutos de coleta (TF), em relação aos dois minutos iniciais (TI) e aos minutos nove e dez (TM).

**TABELA 1:** Valores médios de Coeficiente de Variação (%)  $\pm$  desvio padrão de velocidade do calcâneo (Velc Calc), tempo de apoio (Apoio), comprimento de passada (Comprimento) e frequência de passada (Frequencia) obtidos em Tempo Inicial, Tempo Médio e Tempo Final. \*  $p < 0,01$  em relação à Tempo Médio e Tempo Inicial.  $^{\dagger}$   $p < 0,01$  em relação à Tempo Final e Tempo Inicial.  $^{\ddagger}$   $p = 0,05$  em relação à Tempo Médio e Tempo Inicial.

|    | Veloc Calc                    | Apoio               | Comprimento     | Frequência                    |
|----|-------------------------------|---------------------|-----------------|-------------------------------|
| TI | 40,03 $\pm$ 5,26              | 3,27 $\pm$ 0,77     | 2,61 $\pm$ 1,05 | 1,26 $\pm$ 0,77               |
| TM | 11,14 $\pm$ 8,31 $^{\dagger}$ | 2,85 $\pm$ 1,54     | 2,43 $\pm$ 0,78 | 0,68 $\pm$ 0,64               |
| TF | 56,13 $\pm$ 46,92             | 19,25 $\pm$ 23,58 * | 6,25 $\pm$ 9,29 | 3,84 $\pm$ 4,88 $^{\ddagger}$ |

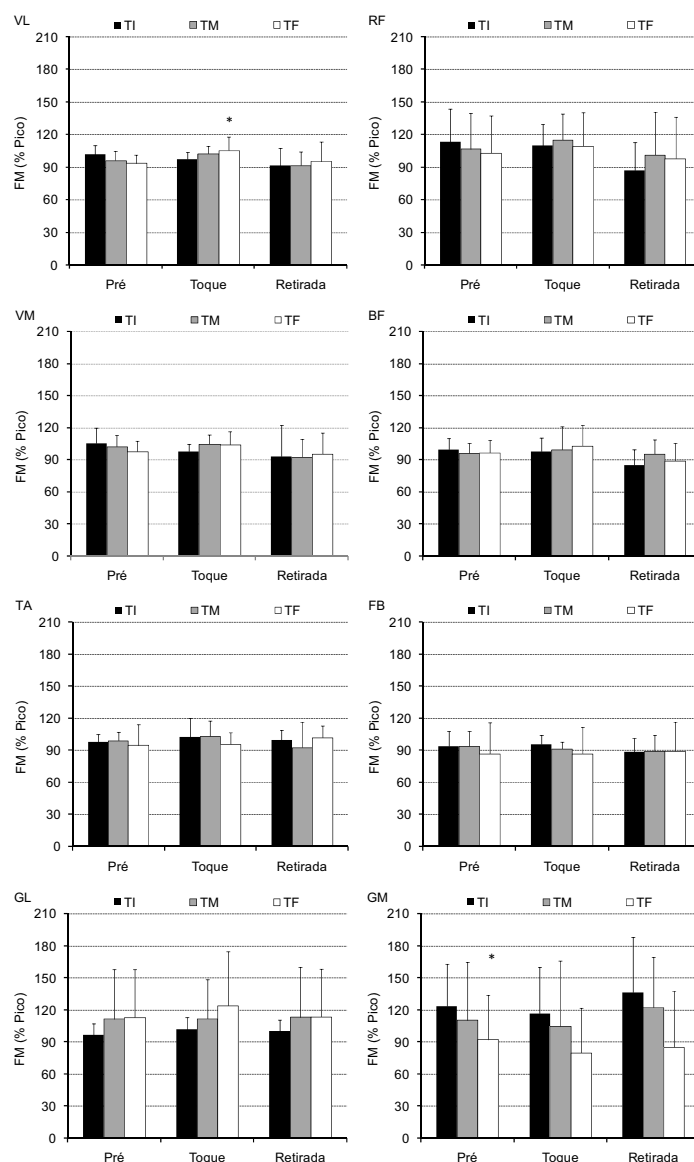
A figura 3 apresenta os valores de RMS obtidos nos quatro períodos (Pré, Toque, Retirada e Ciclo) e para os oito músculos analisados. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes apenas nas fases Pré e Retirada. Na fase Pré, a RMS do VL e VM demonstrou ser maior no TI em relação ao TM e TF ( $p < 0,01$ ). Na fase de Toque do calcâneo houve uma tendência de maior atividade para os músculos VL, RF, VM, FB, GL e GM e na fase Pré para os músculos RF, TA, FB, e GL embora não tenham sido encontradas diferenças estatisticamente significantes. Já na fase de Retirada do calcâneo, essa tendência demonstrou ser contrária na maior parte dos músculos avaliados, tendo sido encontrados maiores valores da RMS em TF em comparação ao TI e TM nos músculos VL, VM, BF e TA e entre TF em comparação à TM em FB. Também não foram encontradas diferenças significativas quando analisada a atividade EMG durante Ciclo.



**Figura 3:** Valores de Média e desvios padrão da RMS (%Pico) dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), fibular longo (FB), gastrocnêmio lateral (GL) e gastrocnêmio medial (GM) obtidos nas fases de Toque do calcâneo, Pré toque do calcâneo, Retirada do pé do solo e do Ciclo todo da marcha nos três períodos de protocolo: Tempo Inicial (TI), Tempo Médio (TM) e Tempo Final (TF). † p<0,01 em relação a Tempo Inicial. \*p<0,01 em relação a Tempo Inicial e Tempo Médio.

A figura 4 apresenta os valores médios de FM obtidos nos mesmos períodos de tempo da marcha, para os oito músculos avaliados. Diferenças estatisticamente significante foram encontradas apenas na fase Pré para o músculo VL, sendo menor

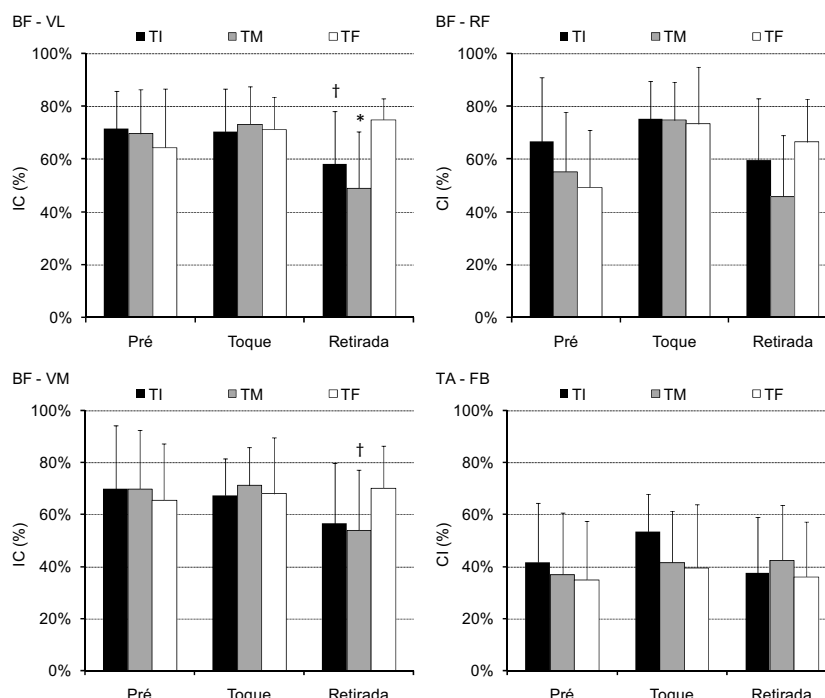
em TF em comparação com TI. Essa tendência foi observada em todos os músculos durante essa fase, porém não foram observadas diferenças estásticas além dessa. Ainda, em Retirada para GM, também foram encontrados menores valores de FM em TF que em TI.



**Figura 4:** Valores de Médias e desvios padrão da FM (%Pico) dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), fibular longo (FB), gastrocnêmio lateral (GL) e gastocêmio medial (GM) obtidos no momento do Toque do calcâneo, Pré toque do calcâneo, Retirada do pé do solo e durante o Ciclo todo da marcha nos três momentos de análise: Tempo Inicial (TI), Tempo Médio (TM) e Tempo Final (TF). \*p=0,05 em relação a Tempo Inicial.

A figura 5 apresenta os valores de IC observados nas três fases da marcha em que foram analisados. (Pré, Toque, Retirada e Ciclo). Diferenças estatisticamente significante foram encontradas apenas na fase de Retirada do pé do solo, para os músculos BF-VL e BF-VM, em BF-VL maior TF em comparação

com TM e TI ( $p<0,01$  e  $p=0,05$  respectivamente) e maior em TF em comparação com o TM para a relação BF-VM ( $p=0,05$ ).



**Figura 5:** Valores de Média e desvios padrão de IC (%) entre bíceps femoral e vasto-lateral (BF-VL), bíceps femoral e reto-femoral (BF-RF), bíceps femoral e vasto-medial (BF-VM) e tibial anterior e gastrocnêmio lateral (TA-GL) obtidos nas fases de Pré contato do calcâneo, Toque do calcâneo, e Retirada do pé do solo nos três períodos de tempo da marcha: Tempo Inicial (TI), Tempo Médio (TM) e Tempo Final (TF). \* $p<0,01$  em relação à Tempo Final; †  $p=0,05$  em relação à Tempo Final.

## DISCUSSÃO

Diversas adaptações durante a marcha têm sido observadas em idosos com potencial para sofrerem quedas em comparação com aqueles que não apresentam esse potencial. Essas adaptações ainda podem ser classificadas em dois tipos: i) aquelas que ocorrem na tentativa de se manter maior estabilidade; e ii) aquelas resultantes do processo fisiológico do envelhecimento.

Entre as primeiras, se encontram uma menor velocidade de marcha (SADEGHI et al., 2004) e maior tempo de contato com o solo (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006), além de um menor comprimento de passada, concomitantemente com a maior frequência da mesma (WATELAIN et al., 2002). Encontramos em nossos resultados um maior tempo de contato do pé em TF em comparação com TI e TM, demonstrando que o período de marcha por vinte minutos exige dos voluntários

avaliados uma modificação da estratégia de passada. Segundo Barak, Wagenaar e Holt (2006), essas adaptações buscam maior estabilidade, pois provêm um maior tempo de contato do pé com o solo.

Entre as modificações encontradas na marcha conseqüentes do processo de envelhecimento que se relacionam ao risco de quedas, se encontram a maior velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo (LOCKHART; WOLDSTAT; SMITH, 2003), resultado de uma menor capacidade de contração dos músculos posteriores do joelho durante a fase de balanço e da elevada co-ativação ao redor da articulação do joelho (LOCKHART; KIM, 2006). Essa maior velocidade do calcâneo no seu momento de toque no solo tem sido associada ao maior risco de quedas por ser diretamente relacionada com a força exercida sobre o solo, que provoca uma força de reação excessiva sobre o sistema musculoesquelético desses indivíduos, os empurrando para trás (LOCKHART; WOLDSTAT; SMITH, 2003). Dessa forma, também podemos afirmar que a marcha por 20 minutos, é capaz de aumentar o risco de quedas, pois encontramos, sobretudo em TM, um aumento dessa variável. Ainda, dentro dessas adaptações, encontra-se uma maior variabilidade de variáveis relacionadas ao padrão de marcha (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006), resultado de uma acomodação do sistema nervoso central, representando uma menor capacidade de adaptação (HELBOSTAD et al., 2005).

E por fim, outra característica encontrada em indivíduos idosos relacionada ao risco de quedas é uma menor capacidade de geração de força no momento de impulso da marcha (resultado de uma elevada atividade dos músculos antagonistas [WATELAIN et al., 2000]), resultando na necessidade de maior flexão do quadril durante a fase de balanço. Em conseqüência dessa maior flexão do quadril, esses indivíduos projetam o pé à frente, havendo um maior impacto do calcâneo no solo (LOCKHART; KIM, 2006).

Portanto, pode-se afirmar que o período de vinte minutos de marcha na velocidade de preferência, nos indivíduos avaliados no presente estudo representa um período com conseqüente maior risco de quedas que no início do teste, logo que se encontrou ao final do protocolo proposto, um aumento do tempo e da variabilidade da frequência de passada e tempo de apoio, além de no período intermediário do teste, uma maior velocidade do calcâneo no seu momento de toque no solo e maior variabilidade da mesma.

Estes resultados foram esperados uma vez que em indivíduos idosos saudáveis já foi demonstrado que a fadiga neuromuscular é capaz de alterar o padrão de marcha (HELBOSTAD et al. 2007), e no presente estudo a fadiga dos músculos estudados e que contribuem para o controle dos movimentos dos membros inferiores durante a marcha no plano sagital (HELBOSTAD et al. 2007) pode ser evidenciada pela maior variabilidade do comprimento e largura da passada.

Ao analisar-se a marcha desta população de idosos considerados caidores, nas diversas fases da marcha e nos períodos de tempo em cada uma delas, verifica-se que na fase Pré contato do calcâneo no solo, a RMS dos músculos VL, VM e RF apresentou uma maior atividade em TI que foi particularmente diferente em relação à menor atividade em TF ( $p < 0,01$  para VL e VM). A ativação desses músculos nessa fase da marcha apresenta uma relação com a necessidade de preparar a articulação do joelho para que seja mantida a sua extensão no momento do contato do calcâneo no solo o que é confirmado na fase de toque do calcâneo onde nota-se valores expressivamente maiores desses músculos em relação à Retirada e Pré-Contato. Já na fase de Retirada dos dedos, a atividade dos músculos VL, VM e RF demonstra inicialmente uma atividade baixa, pois nesta fase o indivíduo encontra-se na fase de duplo apoio posterior de impulso que se caracteriza mais pela extensão do quadril e início da flexão do joelho cujo VL, VM e RF são antagonistas. Entretanto, para a execução dessa extensão a tensão dos músculos posteriores da coxa que necessitam tracionar a tíbia apresenta-se também maior na Retirada dos dedos. Dessa forma, existe uma atividade simultânea de ambos os grupos musculares nessa fase da marcha, o que caracteriza um IC aumentado nessa fase em TF em comparação com TI e TM (figura 5).

Ao analisar a atividade do músculo BF este apresentou um comportamento semelhante em todas as fases da marcha com importante ação na fase de pré toque e toque do calcâneo devido a sua ação como extensor do quadril seja para colocar o calcâneo no solo seja para desenvolver a fase de impulsão caracterizada na fase de retirada do pé do solo e em particular em TF.

Quanto aos músculos envolvidos com a articulação do tornozelo, TA, FB, GM e GL, evidencia-se a participação do TA e FB na fase de pré e toque do calcâneo embora também não demonstraram diferença estatisticamente significativa.

Pelos resultados encontrados nos músculos estudados nas diversas fases da marcha e em diferentes períodos de tempo em cada fase, pode-se destacar a

ação muscular antagonista a alguns movimentos, como é o caso do músculo TA na fase de retirada do pé no solo e do GL no início do toque do calcâneo. Possivelmente a busca de uma maior rigidez articular e conseqüente maior estabilidade buscando compensar a perda de força agonista pode se relacionar a esta atividade antagonista (MIAN et al. 2006). Outro aspecto já analisado para a ocorrência deste comportamento muscular é que indivíduos idosos realizam um menor torque no momento de impulsão da marcha, principalmente devido à alta co-ativação presente nesses indivíduos, e desta forma, essa redução do torque de flexão plantar tem como conseqüência o aumento de variáveis relacionadas ao risco de quedas (LOCKHART; KIM, 2006).

## CONCLUSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da marcha mantida por um período de vinte minutos (um período normalmente utilizado na prescrição de exercícios ou em testes de desempenho) sobre o padrão de marcha de indivíduos idosos com potencial de sofrerem quedas e podemos portanto concluir que esse período promove alterações importantes no padrão da marcha, confirmando a hipótese apresentada inicialmente.

Ainda, acredita-se que essas alterações promovem o risco de quedas nesta categoria de idosos denominados caidores, logo que ao final do protocolo de teste, concomitantemente com o aumento da variabilidade da freqüência e do tempo de apoio, foi encontrado um aumento da velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo em períodos intermediários do protocolo proposto e um aumento da co-ativação na fase da marcha de retirada dos dedos do solo.

### **3.4. ARTIGO 4: EFEITO DO TREINAMENTO DE FACILITAÇÃO NEUROMUSCULAR PROPRIOCEPTIVA SOBRE A FORÇA E RESISTÊNCIA MUSCULAR EM IDOSOS CAIDORES**

#### **RESUMO**

As quedas são um dos mais sérios problemas em idosos e alguns aspectos como a redução de força e a fadiga trazem uma influência negativa sobre esse risco nessa população. Além das modificações do ambiente e da prescrição de exercícios de força são indicados para a redução desse risco exercícios que envolvam coordenação e propriocepção. Dessa forma, o objetivo desse estudo foi avaliar o efeito de um treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) – padrões do Método Kabat, sobre o risco de quedas (avaliado pela Escala de Equilíbrio de Berg - EEB), sobre a força máxima isométrica, sobre a atividade neuromuscular (por meio do registro eletromiográfico) durante essas contrações, além de avaliar o comportamento dessas variáveis neuromusculares (*Root Mean Square* – RMS; frequência mediana – FM e Índice de Co-ativação) e de variáveis cinemáticas (velocidade do calcâneo no seu momento de toque no solo, sua aceleração mínima previa ao seu contato, comprimento e frequência de passada) durante a marcha por vinte minutos. Para isso, 14 mulheres com idade superior a 60 anos, foram divididas em dois grupos: um dele não realizou qualquer atividade física sistemática durante 10 semanas (GC) e outro realizou o programa de FNP pelo mesmo período (GT). Foi avaliada a força isométrica de extensão e flexão do joelho durante as quais foram adquiridas as variáveis eletromiográficas RMS e FM dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM) e bíceps femoral (BF). Ainda, foi avaliado o comportamento de variáveis cinemáticas e de variáveis neuromusculares (RMS, FM e IC) dos músculos VL, BF, tibial anterior (TA) e gastrocnêmico lateral (GL) durante a marcha por vinte minutos. Os resultados demonstraram uma melhora expressiva no escore da EEB em GT ( $p < 0,00001$ ), na força de extensão isométrica do joelho e na resistência do GL durante a marcha (maiores valores de inclinação de FM durante a marcha  $p < 0,05$ ), sem alteração no GC em nenhuma das variáveis ( $p > 0,05$ ). Ainda, não foram encontradas alterações significativas após o período de treinamento sobre o IC, tanto quando adquirido nas

contrações isométricas, como durante a marcha. Dessa forma, o treinamento proposto demonstra ser efetivo para a redução do risco de queda, para melhora do desempenho em contrações isométricas e de resistência muscular durante a marcha em idosos com potencial para sofrerem quedas.

## INTRODUÇÃO

O cair em pessoas idosas está associado ao aumento da mortalidade, da morbidade e da redução da funcionalidade, além da admissão prematura em hospitais, sendo a principal causa de morte em pessoas com idade acima de 85 anos (LEE; CHOU, 2006). O risco de queda aumenta progressivamente a partir da vida adulta e atinge seu pico, em indivíduos acima de 80 anos (RAO, 2005). No Brasil, entre 1979 e 1995, cerca de 54.730 pessoas morreram devido a quedas, sendo que 52% delas eram idosas (FABRÍCIO, 2004). Após o primeiro episódio de queda, no estudo de Fabrício (2004), 42,8% dos idosos investigados faleceram em menos de um mês, devido a complicações diretas das quedas e os demais faleceram em menos de um ano.

Diversas ferramentas têm sido empregadas para identificar os que apresentam maior risco de quedas. Entre essas ferramentas a que mais se destaca é a Escala de Equilíbrio de Berg (BERG et al., 1992; LAJOIE; GALLAGHER, 2004), onde atividades simples como levantar e sentar são avaliadas e em um total de 56 pontos, segundo Lajoie e Gallagher (2004), escores menores que 46 indicam risco de quedas com 93% de especificidade e 86% de sensibilidade.

Ainda, outros testes como os que envolvem deslocamento do centro de massa ou de pressão (MELZER; BENJUYA; KAPLANSKI, 2004) também têm sido utilizados como apontadores do risco de quedas em indivíduos idosos. Entretanto, observa-se que na prática clínica que esses testes são inviáveis e, portanto, tem-se utilizado de testes de força ou de torque máximo para esse fim, logo que segundo Pjnappels et al. (2008), a redução de força é um dos principais causadores de quedas em indivíduos idosos.

Dessa forma, foi proposto por Aagaard et al. (2002) Bellew (2002) e Chang et al. (2005) que um outro fator associado ao risco de quedas, é a capacidade de um indivíduo produzir força em um curto período de tempo, sendo relacionada com a capacidade de reagir rapidamente à desequilíbrios durante a marcha (Chang et al.,

2005). Essa característica pode ser avaliada meio da Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF). De fato, Chang et al. (2005) encontrou uma correlação significativa entre a TDF de abdutores do quadril e o deslocamento lateral do corpo (variável relacionada ao desequilíbrio) em idosos saudáveis e Gonçalves, Pereira e Aguiar (2008), demonstraram uma correlação inversa entre a TDF de extensão do joelho e o risco de quedas nessa população.

Uma das justificativas apontadas por Gonçalves, Pereira e Aguiar (2008) para uma menor capacidade de geração de força em um curto período de tempo é a presença de maior co-ativação (ação simultânea de diversos músculos que circundam uma articulação – FALCONER; WINTER, 1985) nesses indivíduos. Foi demonstrado por Macaluso et al. (2002) que esse fenômeno tem um importante papel na redução do torque máximo e segundo Lee e Kerigan (1999) ele é capaz de reduzir a coordenação dos movimentos do membro inferior.

Porém, segundo Helbostad, et al. (2007), a maior parte das quedas ocorrem durante algum tipo de deslocamento e portanto, esta atividade tem sido estudada como uma ferramenta capaz de prever a instabilidade e a funcionalidade de pessoas idosas. Adaptações biomecânicas específicas durante a marcha têm sido observadas em indivíduos idosos em comparação com jovens, particularmente naqueles indivíduos com potencial de sofrerem quedas (SADEGHI et al., 2004; KERIGAN et al, 1998, LEE; KERRIGAN, 1999). Dessa forma, tem sido apontado que a redução do comprimento de passada com conseqüente aumento da sua frequência (WATELAIN et al. 2000) são bons indicadores do risco de quedas. Ainda, segundo Watelain et al. (2000), uma menor capacidade de geração de torque no momento de impulsão da marcha (WATELAIN et al. 2000), frente ao menor recrutamento muscular, com conseqüente diminuição da capacidade de desaceleração do calcâneo e assim maior velocidade de toque do mesmo no momento do seu toque no solo (LOCKHART; WOLDSTAT; SMITH, 2003), estão também relacionados ao aumento do risco de quedas.

Segundo Lockhart e Kim (2006), grande parte dessas adaptações ocorrem pela presença de uma maior co-ativação ao redor das articulações do joelho e do tornozelo, impedindo que os músculos agonistas ao movimento realizem-no de maneira harmoniosa (LEE; KERRIGAN, 1999). Esse fenômeno também tem sido apontado como responsável pela menor capacidade de geração de torque no momento de impulsão da marcha, maior gasto energético e menor coordenação dos

movimentos do membro inferior, sendo considerado uma ineficiência de movimento (LEE; KERIGAN, 1999; MACALUSO et al., 2002; MIAN, et al., 2006; REEVES et al., 2005).

Esse comportamento neuromuscular pode ser avaliado por meio da eletromiografia de superfície (EMG). Essa ferramenta também tem sido utilizada para o entendimento do processo de fadiga (CARDOZO; GONÇALVES, 2004; PEREIRA; GONÇALVES, 2008; PEREIRA; GONÇALVES, 2007; OLIVEIRA et al., 2008), o qual segundo Helsbostad et al. (2007), também contribui para o aumento do risco de quedas em indivíduos idosos. Especificamente observa-se frente à fadiga, por meio da análise dos parâmetros de frequência do sinal EMG uma redução dos valores de frequência mediana (FM) em virtude da redução da velocidade de condução nervosa e redução dos valores de pH intercelular (DeLUCA, 1997; KUMAR et al., 2006; WESTERBLAD; ALLEN; LANNERGREN, 2002). Dessa forma, frente a fadiga, a plotagem dos valores de FM em função do tempo, resulta em valores negativos de inclinação da reta obtida (PEREIRA; GONÇALVES, 2006; PEREIRA; GONÇALVES, 2007), sendo proposto por Oliveira e Gonçalves (2007) que valores mais próximos de zero, ou valores positivos de inclinação de FM após um período de treinamento indicam melhora na resistência muscular.

Levando-se em consideração todos esses aspectos relacionados ao risco de quedas, diversas propostas têm sido utilizadas para se reduzir esse risco na população idosa, principalmente com objetivos de se manter os níveis de força e de resistência muscular desejáveis. Segundo Lee e Kerrigan (1999), esses programas não devem envolver apenas exercícios de fortalecimento convencionais, mas devem, sobretudo, envolver exercícios de coordenação e propriocepção. Uma das técnicas que abrangem esses aspectos é a Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP), que neste estudo será utilizada por meio do método Kabat. Esse método envolve a realização de exercícios em padrões diagonais paralelos a topografia muscular (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006), se utilizando de contrações isométricas e isotônicas concêntricas e excêntricas. Essa técnica envolve o estiramento da musculatura prévia a sua contração, excitando os fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de Golgi, produzindo, portanto, contrações musculares mais vigorosas, além de promover por meio de contrações sequenciais entre agonistas e antagonistas um maior equilíbrio entre eles (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006). Essa técnica tem sido utilizada para aumento da resistência muscular

(KOFOTOLIS; KELLIS, 2006) e para a melhora do desempenho durante a marcha (WANG, 1994), demonstrando inclusive superioridade frente a outras técnicas convencionais de fortalecimento (KOFOTOLIS et al., 2002).

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito de um treinamento de FNP sobre o risco de quedas em indivíduos idosos que desenvolvam esse potencial assim como a resposta neuromuscular e de variáveis biomecânicas durante a marcha por período prolongado e durante contrações isométricas de flexão e extensão do joelho. Tem-se como hipótese que após um período de dez semanas de treinamento de FNP, esses indivíduos terão uma maior resistência muscular durante a marcha prolongada, apresentarão menor risco de quedas e melhor desempenho durante contrações isométricas de flexão e extensão do joelho.

## MATERIAL E MÉTODOS

### *Amostra*

Um total de 940 idosos foram convidados a participar do estudo, sendo que 142 se propuseram a estar realizando os testes. Desse total, 58 indivíduos não apresentavam risco de quedas e outros 68 que apresentavam escore menor ou igual a 46 na Escala de Equilíbrio de Berg, não tinham condições de saúde para participarem do estudo. Por fim, dos 18 indivíduos restantes, dois deles não se adaptaram à esteira ergométrica e dois desistiram de participar do teste logo após o início dos mesmos. Dessa forma, quatorze mulheres fisicamente inativas (escore inferior a 9,4 de acordo com Voorrips et al., 1991 – ANEXO I), consideradas como caídas (escore menor ou igual a 46 na EEB – ANEXO II e IV) participaram do estudo. Essas voluntárias foram separadas em dois grupos aleatoriamente, sendo um Grupo Treino (GT) que realizou dez semanas de treinamento de FNP e um Grupo Controle (GC) que não realizou qualquer tipo de atividade física sistemática durante o mesmo período.

Após convite pessoal e serem informadas sobre todos os procedimentos, as voluntárias assinaram Termo de Consentimento aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local. Uma extensiva anamnese (ANEXO III) foi conduzida e as voluntárias foram excluídas caso apresentassem alguma condição ortopédica, neurológica,

visual, psiquiátrica, cardíaca, vestibular ou outra que não permitissem a realização de todos os procedimentos.

### *Delineamento Experimental*

As voluntárias passaram por uma bateria de testes antes (Pré) e após (Pós) o período de treinamento, sendo adotados os mesmos procedimentos em ambas as condições.

Em um primeiro dia de visita, após a aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg, as voluntárias realizaram contrações isométricas de flexão e extensão do joelho onde foram adquiridos os registros eletromiográficos dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM) e bíceps femoral cabeça longa (BF), além dos registros de força, de onde se obtiveram o torque máximo de flexão e de extensão do joelho e a Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) de extensão. Ainda, nesse mesmo dia, as voluntárias foram familiarizadas com a marcha em esteira ergométrica (Millennium Super ATL, Ibramed®). Em um segundo dia de testes, após a determinação da sua velocidade de preferência, as voluntárias caminharam por um período de vinte minutos nessa velocidade, onde se obtiveram os registros eletromiográficos dos músculos VL, BF, tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL). Ainda, durante esse mesmo período obtiveram-se variáveis cinemáticas.

### *Procedimentos*

A força durante essas contrações foi mensuradas pela tração de uma célula de carga com capacidade de 200kg (EMG System do Brasil®), fixa ao tornozelo e perpendicularmente ao eixo longitudinal da tibia no plano sagital. Após a realização de contrações submáximas (três contrações com força equivalente a aproximadamente 50% da contração voluntária máxima [CVM] – nível de força auto-selecionada) para familiarização com os procedimentos, as voluntárias realizaram 3 contrações isométrica voluntárias máximas de flexão e extensão (ordem randômica) do joelho com 5 segundos de duração e 5 minutos de intervalo entre elas. Os registros da intensidade de tração na célula de carga foram coletados utilizando um condicionador de sinais biológicos (EMG System do Brasil®) e software específico

(Windaq [Dataq Instruments Incorp.<sup>®</sup>]) calibrado com frequência de amostragem de 1000Hz. Esse sistema foi sincronizado com a aquisição dos dados eletromiográficos por meio de um sistema foto-eletrônico (TORTOZA; GONÇALVES, 1994). Durante todas as contrações as voluntárias foram instruídas a realizar o máximo de força, o mais rápido possível.

Durante as CVM as voluntárias foram posicionadas sentadas com flexão de 90 graus do joelho e quadril com faixas posicionadas sobre as coxas, para evitar movimentos compensatórios. A célula de carga foi fixada ao tornozelo perpendicularmente ao eixo longitudinal da tíbia no plano sagital por meio de uma faixa. A CVM de flexão e extensão foi considerada como a tentativa em que o maior valor de tração foi atingido, sendo essas contrações utilizadas para todas as análises realizadas.

A velocidade da marcha de preferência das voluntárias foi determinada de acordo com Malatesta et al. (2003). As voluntárias iniciaram a marcha com a menor velocidade de teste (2km/h) com um aumentado progressivo (de 0,1km/h a cada 2 segundos) até que as mesmas relatassem a velocidade que andavam freqüentemente. Depois de identificada esta velocidade, se manteve a marcha por mais 30 segundos. Após esse período, as voluntárias foram novamente questionadas sobre a velocidade da esteira (se desejavam o aumento ou redução da mesma). Esse procedimento foi adotado, até que as mesmas relatassem após esse período de 30 segundos que de fato a velocidade que executavam era sua velocidade de preferência. Após um período de 5 minutos, os mesmos procedimentos foram adotados, porém com a velocidade inicial de 4km/h sendo progressivamente reduzida. Por fim, a velocidade de preferência foi determinada como a média dos dois procedimentos.

Após um período de pelo menos 10 minutos de repouso, realizaram a marcha na velocidade de preferência por 20 minutos ou até a parada voluntária em esteira ergométrica com inclinação de 1%, já que esta condição reflete mais precisamente o custo energético da caminhada em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996). Durante todos os testes na esteira, as voluntárias utilizaram calçado de preferência e sua frequência cardíaca foi monitorada (para segurança) por meio de um frequencímetro posicionado sobre o tronco das mesmas (FS1 – Polar<sup>®</sup>). Ainda, utilizaram de um dispositivo de segurança (cinto pélvico fixo a uma corda especial presa ao teto), evitando eventuais acidentes. Os testes eram interrompidos,

caso a frequência cardíaca excedesse, 70% da máxima prevista para a idade (MIAN et al., 2006).

### *Eletromiografia*

Eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl (Meditrace®), redondos com área de captação efetiva de 1cm com distância inter-eletrodos de centro-a-centro de 3cm foram posicionadas obre os músculos Vasto-Lateral (VL), Reto-Femoral (RF), Vasto-Medial (VM) e Bíceps Femoral (BF) e para a marcha, sobre os músculos VL, BF, Tibial Anterior (TA) e Gastrocnêmio Lateral (GL), em todos os casos no membro inferior direito após tricotomia, abrasão e limpeza da pele de acordo com as normas da SENIAM (HERMENS et al., 1999). A atividade muscular foi adquirida se utilizando de uma frequência de amostragem de 1000Hz por meio de um sistema de telemetria (Telemyo 900 – Noraxon®). Os registros eletromiográficos foram convertidos por meio de uma placa A/D com faixa de entrada de +7 a -7 volts e resolução de 12bits (Noraxon®) e foram amplificados 2000 vezes (20 vezes em um pré-amplificador e 100 vezes no hardware). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna esquerda

Durante as contrações isométricas os registros eletromiográficos foram obtidos durante 1000ms, correspondentes ao segundo de produção de força mais estável (obtido por meio de observação do registro de tração na célula de carga). Esses registros foram posteriormente processados com um filtro passa-alta de 20Hz e um filtro passa-baixa de 500Hz. Foram então obtidos os dados de RMS (utilizado para se determinar o Índice de Coativação - IC) e Frequência Mediana (FM) desse período de 1000ms. O espectro de frequência do sinal EMG foi obtido por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT). Todas as análises foram realizadas por meio de algoritmos específicos desenvolvidos em ambiente MatLab® (ANEXO V).

O IC foi determinado durante as contrações isométricas segundo Hortobágyi et al. (2005):

$$IC = \frac{BF}{VL} \quad \text{Eq 1}$$

onde BF é a atividade EMG (RMS) do BF e VL é a atividade EMG do VL, ambas obtidas durante a contração de extensão.

Já durante a marcha, as variáveis eletromiográficas RMS, IC e FM foram adquiridas em três diferentes fases da marcha: i) nos 100ms prévios ao toque do calcâneo no solo (Pré-Toque); ii) nos 150ms após o toque do calcâneo (Toque); iii) nos 150ms prévios à retirada dos dedos (Retirada). O IC durante a marcha foi determinado segundo Falconer e Winter (1985) e Kellis, Arabatzi e Papadopoulos, 2003:

$$IC = \frac{2.Ant}{AtTot} \times 100 \quad \text{Eq 2}$$

onde Ant é a atividade muscular (RMS) do antagonista (definido como aquele que apresenta menor atividade os músculos que estão sendo analisados) e AtTot é a atividade muscular total ao redor dessa articulação (RMS músculo agonista + antagonista). O IC foi determinado entre VL e BF e TA e GL na fase Pré-Toque, Toque e Retirada.

Ambos os valores de FM e RMS obtidos durante a marcha foram normalizados por um valor de referência (média dos 100ms de pico de atividade eletromiográfica, de todas as passadas ocorridas nos 35 segundos finais do primeiro minuto de coleta - RICAMATO, HIDLER, 2005) e foram, portanto, expressas em %Pico.

### *Variáveis de Torque*

O torque produzido na célula de carga durante as contrações de flexão e extensão do joelho foram adquiridas durante os mesmos 1000ms utilizados para análise dos registros eletromiográficos e foi expressa em newton (N). Já a TDF de extensão foi obtida por meio da razão entre força produzida e tempo ( $\Delta\text{força}/\Delta\text{tempo}$ ) – (AAGAARD et al., 2002), sendo considerados três diferentes períodos: 50, 100 e 200ms após o início de força (10%MVC) (BELLEW, 2002; CHANG et al., 2005).

### *Variáveis Cinemáticas*

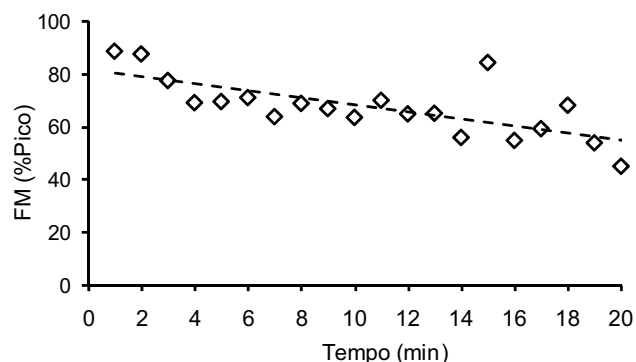
Durante o protocolo de marcha, as voluntárias foram filmadas por meio de uma câmera digital (Panasonic – com frequência de amostragem de 60Hz)

posicionada perpendicularmente ao plano sagital direito das voluntárias à uma distância de 3,2 metros do centro da esteira e altura de 1 metro do solo. A aquisição das imagens foram realizadas em sincronismo com os registros eletromiográficos por meio do sistema MyoResearch XP (Noraxon®). Para determinação das fases da marcha (retirada dos dedos e toque do calcâneo no solo, respectivamente, foram fixados dois marcadores reflexivos passivos com diâmetro de 2cm sobre articulação metacarpofalangeana do V dedo e sobre a projeção do calcâneo, os quais eram identificados por meio da digitalização automática para a qual utilizou-se o sistema Peak Motus 9.0 (Vicon Peak®). Esse sistema ainda permitiu a aquisição das variáveis de velocidade e aceleração linear do calcâneo. Após digitalização dos marcadores reflexivos foi utilizado um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz.

Foram determinadas quatro variáveis cinemáticas: velocidade horizontal do calcâneo no momento do seu toque no solo ( $\text{cm.s}^{-1}$ ), sua aceleração horizontal mínima prévio ao contato com o solo ( $\text{cm.s}^{-2}$ ), frequência de passada ( $\text{passadas.min}^{-1}$ ) e comprimento de passada (cm).

#### *Método de análise*

Todas as variáveis (com exceção da velocidade e aceleração mínima do calcâneo) foram obtidas por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab® (ANEXO V). As variáveis obtidas durante a marcha receberam o seguinte tratamento para descrever seu comportamento em função do tempo: primeiramente, todas elas foram determinadas como a média das 10 ultimas passadas de cada minuto de coleta. Esses valores então foram correlacionados com tempo (vinte minutos), onde se obteve uma reta e sua respectiva inclinação (figura 1). O comportamento em função do tempo de cada variável foi descrita, portanto como a inclinação da reta encontrada, expressa, por exemplo, no caso da FM em  $\text{\%Pico.min}^{-1}$  ou no caso da velocidade do calcâneo no seu momento de toque no solo em  $\text{cm.s}^{-1}.\text{min}^{-1}$ .



**Figura 1:** Correlação entre os valores de FM (%Pico) do músculo BF obtidos na fase de Pré-Toque durante os vinte minutos de coleta de uma voluntária.

### *Treinamento*

O GT foi submetido a um protocolo de treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) por 10 semanas, com frequência de três vezes semanais, sendo essas sessões separadas por um período máximo de dois dias. Para o treinamento de ganho de força, foram realizados os seguintes padrões de movimento:

- 1) flexão-adução-rotação lateral do quadril com (D1-fl) e sem flexão do joelho (D2-fl), flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão e abdução dos dedos; 2) Extensão-abdução-rotação medial do quadril com o joelho estendido (D1-ext), e flexão do joelho (D2-ext), flexão plantar e eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos; 3) Flexão, abdução e rotação medial do quadril, com joelho estendido (D3-fl) e com flexão do joelho (D4-fl), flexão dorsal com eversão do tornozelo, extensão e abdução dos dedos; 4) Extensão, adução, rotação externa, com joelho estendido (D5-ext) e com flexão do joelho (D6-ext), flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

O treinamento de 10 semanas foi dividido em cinco etapas, com todas as sessões sendo aplicadas pelo mesmo pesquisador, sendo a sobrecarga imposta pelo aumento progressivo da resistência manual e pelo aumento da velocidade de execução (VOSS; IONTA; MYERS, 1987).

**1 – Iniciação rítmica:** Destina-se ao aprendizado dos padrões de movimento que progridem desde uma execução passiva, ativa-assistida até a ativa resistida. Esta técnica foi realizada durante as duas primeiras sessões de treino;

**2 - Reversão dinâmica:** Após o entendimento dos padrões de movimento por meio da iniciação rítmica foi iniciada a técnica de reversão dinâmica na qual o indivíduo realiza um padrão agonista, seguido pelo seu padrão antagonista e ao fim desse ciclo, novamente executa o padrão agonista, sendo determinado pelo pesquisador se será aplicada uma maior resistência ou uma maior amplitude de movimento (VOSS; IONTA; MYERS, 1987). Esse padrão de movimento foi mantido até a quinta semana de treinamento, e foram realizadas três séries de cinco repetições de cada padrão, com um período de intervalo de 1 minuto entre as séries e de 3 minutos entre os padrões;

**3 - Combinação de isotônicas:** Destina-se a ação da cadeia muscular agonista concêntrica, excêntrica e estaticamente, sem relaxamento. Resiste-se o movimento concêntrico e ao final solicita-se ao voluntário para manter a posição e em seguida o voluntário retorna excentricamente para a posição de início e estabiliza esta posição novamente. Esta técnica foi realizada a partir da 6ª semana até a 9ª semana de treinamento. Realizaram-se duas séries de cinco repetições com repouso de 1 minuto entre as repetições e repouso de 2 minutos entre os padrões (KOFOTOLIS; KELLIS et al., 2006);

**4 – Estabilização rítmica:** Resiste-se a contração isométrica e o voluntário mantém a posição durante a qual a resistência é gradualmente aumentada e quando o voluntário desenvolve força proporcional muda-se o contato manual para controlar a direção oposta. Essa técnica foi realizada durante apenas uma semana, pois foi demonstrado por Hazaki et al. (1996) que é a menos efetiva para o recrutamento muscular que as demais.

O treino de flexibilidade foi realizado a partir da segunda sessão em ambos os membros inferiores com os indivíduos repousando sobre um divã mantendo a postura de decúbito dorsal. No membro a ser alongado foram realizadas as técnicas Contrair Relaxar e Manter Relaxar nas quais os padrões treinados durante todo o período foram agora utilizados para a realização destas técnicas. Na técnica Contrair-Relaxar, o voluntário foi orientado a realizar uma contração muscular no sentido de retornar o membro a posição inicial do padrão com intensidade abaixo da máxima, entretanto, na técnica manter relaxar, foi realizada uma contração isotônica que apenas permitirá de forma discreta a realização da rotação e teve a duração de 5 segundos. Ao final desse período, foi orientado a relaxar totalmente o membro que foi colocado passivamente até a posição final do padrão como no início da

administração da técnica, até que fosse relatado desconforto por parte do voluntário ou que então o pesquisador sentisse a resistência muscular. Essa posição então foi mantida por 15 segundos e uma nova contração foi realizada. Esse procedimento foi repetido por quatro vezes em cada membro, totalizando um volume de quatro séries de 20 segundos (CORNELIUS; RAUSCHUBER, 1987; HORTOBAGYI et al., 1985). A técnica Manter Relaxar foi realizada da mesma forma, entretanto, a contração foi somente isométrica, não permitindo assim a realização do movimento de rotação. Esses procedimentos foram repetidos durante as 10 semanas, sendo a sobrecarga de treinamento imposta pela própria amplitude de movimento permitida durante cada sessão.

### *Análise Estatística*

Após a realização de testes de Normalidade dos dados (Teste de Shapiro-Wilk) foram aplicados os seguintes procedimentos por meio do software *Statistica 7.0 for Windows*<sup>®</sup>. Para avaliação da idade, peso, altura, escore da Escala de Equilíbrio de Berg e Torque de flexão e extensão foram realizados testes de Análise de Variância (ANOVA) *two-way* (grupo e treino). Para as demais variáveis foram aplicados Testes t-Student (quando variáveis paramétricas) e Teste de Wilcoxon (quando variáveis não paramétricas), considerando o efeito das dez semanas de avaliação (Pré x Pós). Um valor de  $p < 0,05$  foi adotado como estatisticamente significativo.

## RESULTADOS

Ambos os grupos apresentaram idade, massa e altura semelhantes, e o treinamento de FNP não apresentou influência sobre essas variáveis em ambos os grupos (tabela 1 -  $p > 0,05$ ).

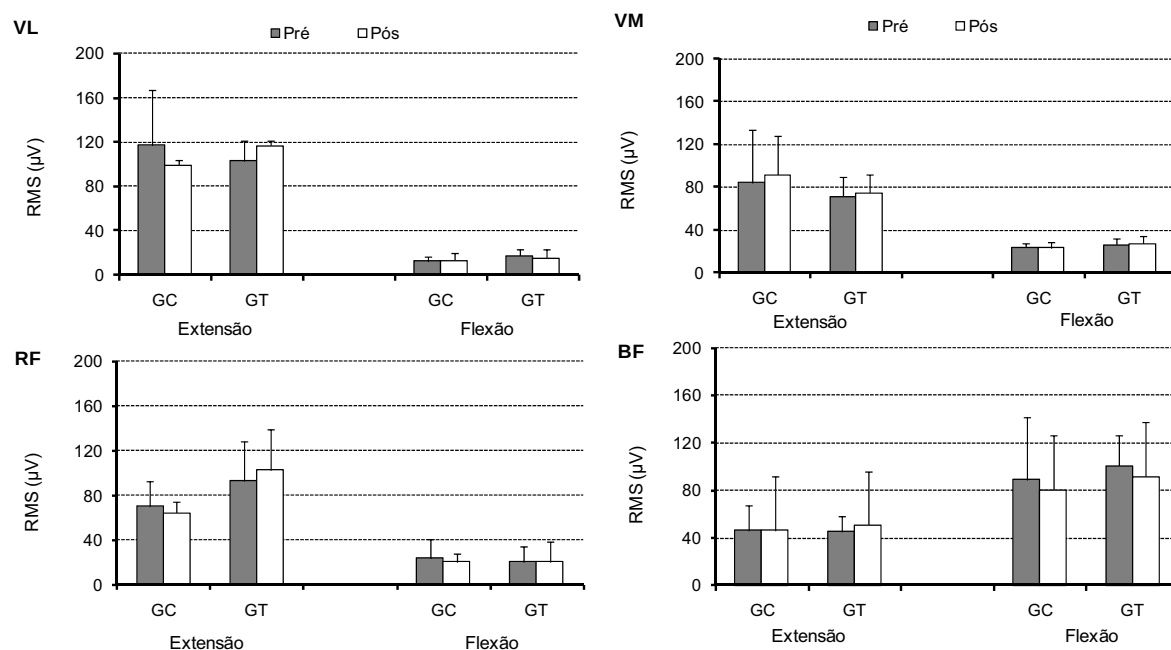
**Tabela 1:** Dados antropométricos médios ( $\pm$  desvio padrão) dos indivíduos do Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT).

|    | Idade<br>(anos) | Massa (kg)      |                 | Altura (m)     |                |
|----|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
|    |                 | Pré             | Pós             | Pré            | Pós            |
| GC | 72,71<br>(6,82) | 66,41<br>(9,55) | 67,47<br>(9,43) | 1,56<br>(0,05) | 1,56<br>(0,05) |
| GT | 70,75<br>(6,71) | 61,78<br>(4,22) | 62,30<br>(4,63) | 1,51<br>(0,06) | 1,51<br>(0,06) |

O escore obtido na Escala de Equilíbrio de Berg não foi diferente ( $p>0,05$ ) entre os momentos Pré e Pós treinamento para GC ( $43,71\pm2,36$  e  $45,14\pm2,12$ ), enquanto o treinamento de FNP promoveu um ganho expressivo sobre o mesmo escore para GT ( $44,50\pm1,60$  e  $52,75\pm1,49$  –  $p=0,0001$ ). Ainda, não houve diferença entre os escores iniciais de GC e GT ( $p>0,05$ ), sendo maiores após o treinamento em GT em comparação com GC no mesmo momento ( $p<0,001$ ).

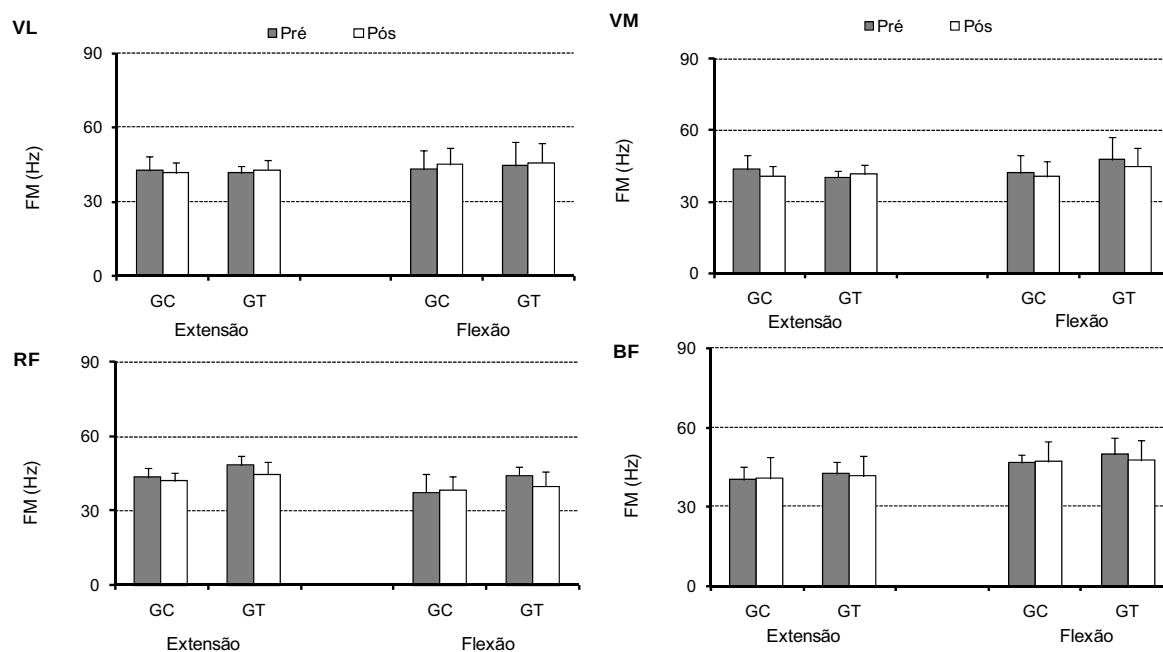
Ainda, o treinamento também resultou em uma melhora significativa ( $p=0,02$ ) no torque extensor do joelho no GT ( $205,87\pm47,99\text{N}$  e  $223,55\pm42,59\text{N}$  nas fases Pré e Pós respectivamente), ao contrário do que ocorreu para GC ( $217,33\pm49,60\text{N}$  e  $239,09\pm63,06\text{N}$  nas fases Pré e Pós respectivamente –  $p>0,05$ ). Já para o torque flexor, não houve diferença significativa entre as fases Pré e Pós em ambos os grupos ( $121,41\pm30,33\text{N}$  e  $123,66\pm36,45\text{N}$  para GC nas fases Pré e Pós respectivamente e  $111,95\pm10,96$  e  $125,56\pm24,78\text{N}$  para GT nas fases Pré e Pós respectivamente –  $p>0,05$ ).

O treinamento não trouxe qualquer influência ( $p>0,05$ ) sobre o nível de recrutamento (valores de RMS) nos quatro músculos avaliados durante as contrações isométricas de extensão e flexão (figura 2).



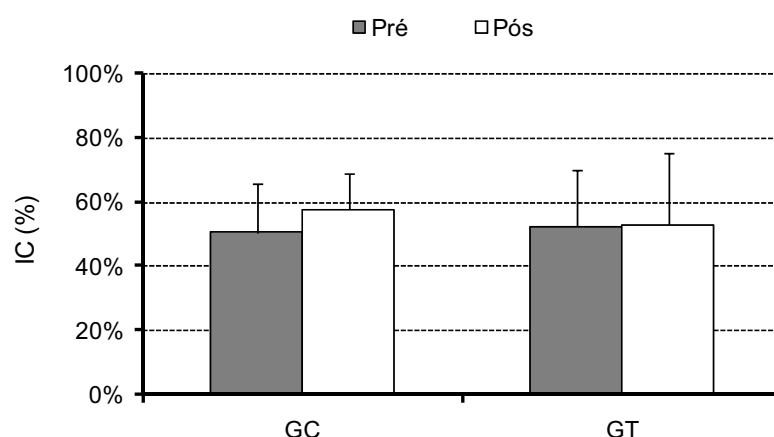
**Figura 2:** Valores médios de RMS ( $\mu\text{V}$ ) dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM) e bíceps femoral (BF) obtidos durante a contração isométrica voluntária máxima de extensão flexão do joelho antes (Pré) e após (Pós) o período de 10 semanas no Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT).

O mesmo comportamento observado nos valores de RMS, onde não houve influência do treinamento em ambos os grupos, também foi observado nos valores de FM, tanto nas contrações isométricas de extensão, como de flexão (Figura 3).



**Figura 3:** Valores médios de FM (Hz) dos músculos vasto-lateral (VL), reto-femoral (RF), vasto-medial (VM) e bíceps femoral (BF) obtidos durante a contração isométrica voluntária máxima de extensão e flexão do joelho antes (Pré) e após (Pós) o período de 10 semanas no Grupo Controle (GT) e Grupo Treinamento (GT).

O período de dez semanas também não trouxe influência sobre os valores de IC obtidos durante a contração isométrica, tanto no GC, como no GT, não havendo diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) em ambos os grupos entre Pré e Pós (figura 5).



**Figura 5:** Valores médios de IC (%) antes (Pré) e após (Pós) o período de 10 semanas do Grupo Controle (Controle) e Grupo Treinamento (Treinamento).

Finalmente, mantendo a mesma tendência observada nas variáveis eletromiográficas, não houve influência do treinamento ( $p>0,05$ ) sobre os valores de TDF em ambos os grupos para os três períodos de tempo analisados (tabela 2).

**Tabela 2:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de Taxa de Desenvolvimento de Força ( $N \cdot \text{seg}^{-1}$ ) obtido durante os primeiros 50ms, 100ms e 200ms de contração de extensão do joelho no Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) nas fases Pré e Pós período de treinamento.

|    | 50ms               |                    | 100ms              |                    | 200ms             |                    |
|----|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|-------------------|--------------------|
|    | Pré                | Pós                | Pré                | Pós                | Pré               | Pós                |
| GC | 120,25<br>(118,42) | 152,47<br>(178,82) | 133,69<br>(115,46) | 160,31<br>(175,88) | 140,09<br>(91,48) | 147,21<br>(136,08) |
| GT | 250,28<br>(130,80) | 224,75<br>(83,12)  | 255,74<br>(124,49) | 232,66<br>(69,73)  | 227,17<br>(78,43) | 212,37<br>(48,96)  |

A tabela 3 apresenta os valores médios de inclinação das variáveis cinemáticas adquiridas durante a marcha por um período de vinte minutos. Observa-se em ambos os grupos uma tendência de redução com o tempo da velocidade com que o calcâneo toca o solo no momento de recepção, sem que fossem observadas diferenças estatisticamente significantes após o período de dez semanas ( $p>0,05$ ). Ainda não houve influência do período de treinamento sobre o comportamento da Aceleração Mínima do Calcâneo prévio ao seu contato em ambos os grupos ( $p>0,05$ ), havendo uma tendência de aumento desses valores com o tempo de marcha.

Da mesma forma, o comportamento das variáveis que expressam o padrão de marcha (Comprimento e Frequência) também se mantiveram sem alterações após o período de treinamento ( $p>0,05$ ).

**Tabela 3:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de inclinação de Velocidade Calcâneo (Veloc. Calc.-  $\text{cm}\cdot\text{seg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ ) no momento do seu toque no solo, de sua aceleração mínima (Aceler. Mínima -  $\text{cm}\cdot\text{seg}^{-2}\cdot\text{min}^{-1}$ ) na fase de balanço, comprimento de passada (Comprimento -  $\text{cm}\cdot\text{min}^{-1}$ ) e de frequência de passada (Frequência -  $\text{passadas}\cdot\text{min}^{-2}$ ) obtidos durante a marcha de vinte minutos no Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) nas fases Pré e Pós período de treinamento.

|    | Veloc. Calc.    |                 | Aceler. Mínima |                | Comprimento    |                | Frequência      |                 |
|----|-----------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|-----------------|
|    | Pré             | Pós             | Pré            | Pós            | Pré            | Pós            | Pré             | Pós             |
| GC | -0,88<br>(1,53) | -1,15<br>(1,69) | 0,13<br>(0,12) | 0,12<br>(0,11) | 0,16<br>(0,17) | 0,12<br>(0,14) | -0,09<br>(0,10) | -0,02<br>(0,06) |
| GT | -2,88<br>(0,78) | -2,15<br>(1,86) | 0,06<br>(0,19) | 0,01<br>(0,11) | 0,10<br>(0,32) | 0,12<br>(0,17) | -0,01<br>(0,21) | -0,05<br>(0,10) |

A tabela 4, expressa os resultados de inclinação das retas de correlação entre a frequência mediana e o tempo nas três fases da marcha analisadas (Pré-Toque do calcâneo, Toque do calcâneo no solo, e Retirada dos dedos). Existe uma tendência de valores negativos de inclinação em ambos os grupos, sobretudo antes do período de treinamento na fase Pré-Toque e Retirada, demonstrando o efeito que a marcha por vinte minutos promove sobre esses músculos (redução da FM), característico da presença de fadiga muscular. Entretanto, após o período de treinamento, esses valores de inclinação de FM tendem a se tornarem positivos, porém, diferenças estatisticamente significantes foram encontradas apenas em GT, principalmente no músculo GL ( $p<0,05$ ), indicando uma melhora significativa na resistência muscular com o treinamento, sobretudo na fase da marcha onde esse músculo é mais exigido, como na fase de impulsão (Retirada).

**Tabela 4:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de inclinação de frequência mediana (%Pico.min<sup>-1</sup>) dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) obtidos durante o toque do calcâneo (Toque), 150ms prévio ao toque do calcâneo no solo (Pré-Toque) e na retirada dos dedos do solo (Retirada) durante a marcha de vinte minutos no Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) nas fases Pré e Pós período de treinamento. \*  $p < 0,05$  e <sup>†</sup>  $p < 0,01$  em relação à Pré.

|                  |    | VL              |                | BF              |                 | TA              |                 | GL              |                             |
|------------------|----|-----------------|----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------------------|
|                  |    | Pré             | Pós            | Pré             | Pós             | Pré             | Pós             | Pré             | Pós                         |
| <i>Toque</i>     | GC | 0,51<br>(0,49)  | 1,09<br>(0,85) | -0,10<br>(0,62) | 1,21<br>(1,93)  | -0,48<br>(2,96) | 1,09<br>(1,41)  | -0,28<br>(3,96) | 1,07<br>(2,61)              |
|                  | GT | 1,31<br>(2,44)  | 0,67<br>(1,17) | 0,16<br>(0,81)  | -0,13<br>(1,06) | 0,22<br>(2,07)  | 0,14<br>(0,40)  | -0,06<br>(0,74) | 0,64<br>(1,28)              |
| <i>Pré-Toque</i> | GC | -0,48<br>(0,47) | 0,38<br>(0,68) | -0,28<br>(0,41) | 0,28<br>(0,86)  | -1,28<br>(2,86) | 0,11<br>(0,60)  | 0,02<br>(2,82)  | 0,84<br>(1,93)              |
|                  | GT | -0,17<br>(1,43) | 0,16<br>(0,40) | 0,14<br>(0,38)  | 0,22<br>(0,64)  | 0,02<br>(0,49)  | 0,01*<br>(0,40) | -0,56<br>(1,62) | 0,81 <sup>†</sup><br>(0,79) |
| <i>Retirada</i>  | GC | 1,04<br>(0,47)  | 2,20<br>(0,68) | 0,76<br>(0,41)  | 2,53<br>(0,86)  | -0,66<br>(2,86) | 0,01<br>(0,60)  | -0,59<br>(2,82) | -0,73<br>(1,93)             |
|                  | GT | -2,29<br>(1,43) | 3,19<br>(0,40) | 0,68<br>(0,38)  | 1,61<br>(0,64)  | -0,90<br>(0,49) | 0,50<br>(0,40)  | -0,44<br>(1,62) | 1,35*<br>(0,79)             |

Quanto aos valores de inclinação da correlação entre a RMS e o tempo, não houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ) após o período de treinamento, com exceção para o músculo BF do GC na fase de Toque ( $p = 0,04$ ) e do mesmo músculo para GT na fase de Ret ( $p = 0,05$ ) (Tabela 5).



## DISCUSSÃO

De acordo com Santos e Andrade (2005), as quedas são definidas como um deslocamento não intencional do corpo a um nível inferior ou ao chão e são o mais sério problema na população idosa (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001). Porém, segundo estes autores, dois terços das mesmas podem ser potencialmente evitadas. Dessa forma, o objetivo principal desse estudo não foi reabilitar idosos que tenham sofrido quedas, mas propor um programa de treinamento que buscasse principalmente a prevenção das mesmas, reduzindo em potencial caidores esse risco. Dessa forma, podemos afirmar que um programa de treinamento de FNP de 10 semanas consegue melhoras de até 20% no escore final da Escala de Equilíbrio de Berg no grupo treinamento (GT -  $p < 0,0001$ ) não havendo diferenças estatisticamente significantes em GC, significando uma grande possibilidade em reduzir o risco de quedas de indivíduos idosos.

Esse programa de treinamento ainda demonstrou ter um efeito positivo sobre o torque extensor do joelho durante contrações isométricas no GT ( $p = 0,02$ ). Segundo Lord e Clark (1996) e Pijnappels et al. (2008), a força isométrica de extensão do joelho é um bom indicador do risco de quedas sendo um teste de fácil realização. Ainda, segundo Pijnappels et al. (2008), a redução de força em indivíduos idosos está diretamente relacionada à capacidade de reação frente a um desequilíbrio durante algum tipo de deslocamento.

Entretanto, apesar de encontrarmos um aumento considerável na força de extensão do joelho, não foram encontradas alterações nos padrões de recrutamento muscular quando foram avaliadas variáveis eletromiográficas como RMS e FM durante essa atividade. Ainda, também não foram encontradas alterações significativas na capacidade de geração de torque em um curto período de tempo, avaliada por meio da TDF de extensão do joelho.

Após um período de treinamento de 21 semanas em idosos saudáveis, Hakkinen et al. (2001), encontraram aumento da TDF de extensão do joelho juntamente com um aumento dos valores de RMS do quadríceps femoral, assim como Cannon et al. (2007), que encontraram após 10 semanas de treinamento, aumento da força e do registro eletromiográfico. Esses autores justificam esses

resultados, apontando alterações a níveis periféricos, como aumento do número de unidades motoras ou maior velocidade de condução nervosa. Segundo Oliveira e Gonçalves (2007) maiores valores de RMS após um período de treinamento, podem ser justificados por adaptações hipertróficas dos músculos agonistas ao movimento.

Dessa forma, entende-se que não havendo alterações no padrão eletromiográfico dos músculos avaliados durante as contrações isométricas, não podemos justificar o aumento de força durante essa atividade por adaptações periféricas como aumento do número e calibre das unidades motoras recrutadas, ou aumento da velocidade de condução nervosa, tipicamente observadas pelo aumento dos valores de RMS e FM (DeLUCA, 1997; FARINA et al. 2002).

Uma possível justificativa para o aumento de força após o período de treinamento observado no presente estudo, seria a redução dos níveis de ativação dos músculos antagonistas, como observado por Ferri et al. (2003). Porém, como demonstrado na figura 5, também não encontramos alterações quanto ao recrutamento dos músculos antagonistas durante as contrações isométricas, não tendo sido observadas alterações nos valores de IC após o treinamento.

Porém, de acordo com Jesper (2007) e Carroll et al. (2001), o treinamento de força, pode também promover adaptações supra-espinhas que justificam o aumento de força, sem que haja alterações em níveis periféricos, como alterações nas fibras musculares. Dessa forma, sugerimos que essas adaptações tenham sido responsáveis pelo aumento de força sem alterações no padrão de recrutamento muscular observada no presente estudo. De fato Shimura e Kasai (2002), demonstraram que os padrões de FNP promovem alterações de excitabilidade a níveis corticais. Entretanto, maiores investigações sobre essas adaptações se tornam necessárias.

Como justificado por Hazaki et al. (1996) e Kofotolis e Kellis (2006) que o treinamento de FNP se aproxima mais dos movimentos fisiológicos da vida diária, espera-se maiores alterações em atividades dinâmicas frente ao treinamento proposto. Ainda, sendo a fadiga muscular um dos aspectos relacionados ao aumento do risco de quedas, estudamos o comportamento de variáveis relacionadas ao padrão da marcha e ao recrutamento neuromuscular durante uma caminhada por 20 minutos, período esse, normalmente utilizado em testes e protocolos de treinamento de marcha (BEGG; PALANISWAMI; OWEN, 2005; BUZZACHERA et al., 2007; KHANDOKER; PALANISWAMI; BEGG, 2008).

Entretanto, não foram encontradas em ambos os grupos após o período de treinamento, alterações no comportamento do padrão da marcha em função do tempo. Devemos destacar que esses resultados não indicam a inexistência de alteração do padrão de marcha após o treinamento, mas indicam que o comportamento desse padrão em função do tempo não foi alterado, logo que estudamos os valores de inclinação da reta dessas variáveis em função do tempo.

Um resultado interessante encontrado foi o comportamento da Frequência Mediana do registro eletromiográfico, um indicador normalmente utilizado para se indicar a fadiga neuromuscular. Oliveira e Gonçalves (2007) encontraram valores negativos de inclinação da FM em função do tempo durante atividades exaustivas, o que indica uma redução do espectro de frequências para valores mais baixos, resultado do acúmulo de  $H^+$  e fosfato ou redução da velocidade de condução nervosa (DeLUCA, 1997; KUMAR et al., 2006; WESTERBLAD; ALLEN; LANNERGREN, 2002).

Ao analisarmos os valores de inclinação de FM obtidos no presente estudo (tabela 4), notamos que diversos músculos tendem a indicar uma redução do processo de fadiga, como o VL e GL em Retirada e Pré-Toque e como o GL em Toque (alternância entre valores negativos de inclinação de FM, para valores positivos, indicando dessa forma, segundo Oliveira e Gonçalves (2007) uma maior resistência muscular). Porém, apenas o GL apresentou resultados estatisticamente significantes. Segundo Watelain et al. (2000), a redução de torque flexor do tornozelo durante a fase de impulsão da marcha, tem um importante papel tanto no desempenho dessa atividade, como no risco de quedas de indivíduos idosos. Assim, podemos afirmar que a melhora na resistência muscular do gastrocnêmio lateral (aproximação de zero ou inversão dos valores negativos de inclinação da reta de FM em função do tempo), principal efector do movimento de flexão plantar, após o treinamento tem uma importância consubstancial nesses indivíduos.

Confirmando essa idéia, já foi demonstrado Kofotolis e Kellis (2006), que um treinamento de FNP é capaz de aumentar a resistência musculoesquelética. Segundo esses autores o trabalho muscular total exercido durante a aplicação de exercícios de FNP tem um efeito ótimo para o aumento da resistência muscular localizada, principalmente durante contrações dinâmicas (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006).

Por fim, o treinamento de FNP em indivíduos idosos não demonstrou ter influência significativa sobre o comportamento da RMS ou do Índice de Co-ativação em função do tempo. Novamente vale destacar que esses resultados não indicam que essas variáveis não se modificam após o treinamento, mas indicam que o comportamento das mesmas em função do tempo de marcha não se altera.

Como sugestões para futuros estudos, indicamos a avaliação desses resultados em atividades levadas até a exaustão voluntária e não por períodos fixos de tempo, como proposto pelo presente estudo, desde que acompanhada por equipe médica, por se tratar de uma população frágil.

## CONCLUSÃO

Após o término do presente estudo, a hipótese apresentada anteriormente foi parcialmente confirmada logo que foi encontrada em indivíduos idosos, uma redução do risco de quedas após o treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva, como visualizada no melhor desempenho obtido na Escala de Equilíbrio de Berg dos indivíduos treinados. Ainda, esse treinamento induziu aumento de força muscular extensora do joelho e maior resistência muscular dos músculos flexores plantares durante a marcha, principalmente na fase de impulsão da marcha.

Porém, negando uma segunda parte da hipótese apresentada, não foram observadas alterações significativas na produção de força de flexão do joelho e nem tão quanto alterações no comportamento do recrutamento dos músculos ao redor do joelho em função do tempo de marcha, bem como não foram encontradas alterações expressivas em função do tempo dos padrões de marcha após o período de treinamento de Facilitação Neuro-muscular Proprioceptiva.

### **3.5. ARTIGO 5: FACILITAÇÃO NEUROMUSCULAR PROPRIOCEPTIVA: EFEITOS SOBRE O PADRÃO DE MARCHA EM IDOSOS CAIDORES**

#### **RESUMO**

As quedas são responsáveis pelo aumento da mortalidade e da morbidade de indivíduos idosos e a maior parte delas ocorre durante algum tipo de deslocamento, sendo que indivíduos em risco de quedas apresentam diversas alterações e adaptações no padrão de marcha. Ainda, é recomendado que programas de treinamento que busquem a redução do risco de quedas, devem envolver exercícios de propriocepção e coordenação como aqueles de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP). Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência de um treinamento de FNP com duração de 10 semanas sobre o risco de quedas avaliado por meio da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB), sobre variáveis cinemáticas relacionadas ao risco de quedas e sobre o recrutamento neuromuscular dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) durante a marcha nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e velocidade de preferência. Para isso, quatorze mulheres com idade superior a 60 anos, foram distribuídas aleatoriamente em dois grupos: um grupo que não realizou atividade física alguma e outro que se submeteu à um programa de FNP. Após a realização desse treinamento, constatou-se melhor desempenho na Escala de Equilíbrio de Berg ( $44,71 \pm 1,60$  e  $50,43 \pm 2,23$  ( $p=0,001$ ) pré e pós treinamento no grupo treinado), aumento do comprimento de passada e aumento da desaceleração do calcâneo na fase aérea da marcha. Ainda, encontrou-se uma maior coordenação no nível de recrutamento muscular tanto ao redor do joelho e do tornozelo, havendo redução dos níveis de co-ativação ao redor dessas articulações. Portanto, pode-se afirmar que o treinamento de FNP foi eficiente na redução do risco de quedas e na melhora do padrão de marcha em indivíduos idosos caidores.

## INTRODUÇÃO

As quedas são consideradas os problemas mais comuns e com maior impacto na população idosa. A partir do sexagésimo ano de vida, tanto a incidência, como a gravidade das quedas estão diretamente relacionadas com o avançar da idade, sendo que 35-40% dos indivíduos saudáveis acima dos 65 anos caem anualmente (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, 2001). As lesões decorrentes de quedas são responsáveis por dois terços das mortes acidentais em idosos nos Estados Unidos da América (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION; BRITISH GERIATRICS SOCIETY 2001), somando um total de 6% de todos os gastos médicos em indivíduos acima dos 65 anos. Dessa forma, é importante, identificar indivíduos que possuam risco de sofrerem quedas antes que as mesmas aconteçam para que medidas preventivas sejam adotadas. Dentre as diversas ferramentas apontadas para identificação do risco de quedas, uma delas, a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) é considerada como padrão-ouro.

Porém, a marcha pode ser considerada como o resultado final da integração do sistema locomotor (MALATESTA et al., 2003) e dessa forma, tem sido estudada mais especificamente a fim de se entender o processo fisiológico do envelhecimento sobre modificações nos padrões dessa atividade relacionadas ao risco de quedas (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; LOCKHART; KIM, 2006).

Entre algumas dessas modificações se encontram as alterações nos padrões cinemáticos, como aumento da frequência e redução do comprimento de passada (WATELAIN et al., 2000), buscando aumento da estabilidade, logo que quando essas duas condições são combinadas o tempo de contato do pé com o solo se torna maior (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006).

Grande parte das adaptações encontradas durante a marcha em indivíduos idosos, sobretudo, aqueles com maior risco de sofrerem quedas se dão frente à redução do número de unidades motoras (UM) ou a redução da velocidade de condução dos impulsos nervosos (VANDERVOORT, 2002) sendo que ambos os aspectos podem ser analisados por meio da eletromiografia, pela avaliação da amplitude e do espectro de frequências respectivamente (DeLUCA, 1997).

Como uma das conseqüências da menor velocidade de condução nervosa, se destaca a redução da velocidade de contração muscular, como evidenciado por Lockhart e Kim (2006) ao demonstrarem que indivíduos com maior potencial de sofrerem quedas possuem uma menor velocidade de contração do músculo bíceps femoral durante a fase de balanço da marcha, avaliando essa condição por meio da Taxa de Ativação Muscular (TAM) – (LOCKHART; KIM, 2006). Esse aspecto tem uma importância considerável, logo que a contração do músculo bíceps femoral durante essa fase da marcha é responsável pela desaceleração de extensão do joelho, reduzindo a velocidade com que o calcâneo toca o solo (LOCKHART; KIM, 2006). Esses aspectos são importantes, pois quanto maior a velocidade do calcâneo, maior a força contrária do solo sobre o indivíduo, empurrando-o para trás. De fato, segundo Lockhart, Woldstat e Smith (2003), mesmo realizando uma menor velocidade de marcha que indivíduos jovens, os idosos apresentam maior velocidade de contato do calcâneo.

Outro aspecto relacionado a essa menor capacidade de reduzir a velocidade com que o calcâneo toca o solo, é uma maior co-ativação ao redor dos músculos do joelho em indivíduos idosos (LOCKHART; KIM, 2006). Segundo Lockhart e Kim (2006) uma elevada co-ativação ao redor dessa articulação no momento da fase de balanço da marcha, incapacita o músculo bíceps femoral (agonista na desaceleração do joelho na fase de balanço) a reduzir a velocidade de extensão do joelho. Ainda, de acordo com Lee e Kerrigan (1999) a co-ativação ao redor da articulação do tornozelo também desempenha um papel deletério sobre a capacidade de geração de torque no momento de impulsão da marcha.

Dessa forma, medidas devem ser adotadas para que essas variáveis sejam modificadas antes do evento de queda. De acordo com Rogers et al. (2003), modificações no ambiente não são suficientes para esse fim, e segundo Lee e Kerrigan (1999), programas de prevenção devem envolver exercícios de coordenação e propriocepção. Dentre estes exercícios, as técnicas de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) contemplam a manutenção ou desenvolvimento da amplitude de movimento articular, a coordenação, a força e a resistência muscular, sendo enfatizada no presente estudo, aquelas técnicas que compõem o Método Kabat. Por meio do estiramento da musculatura prévia a contrações isométricas, contrações concêntricas e excêntricas em padrões diagonais, essa técnica promove contrações musculares mais vigorosas, além de

promover por meio de contrações seqüenciais entre agonistas e antagonistas, um maior equilíbrio entre eles (KOFOTOLIS; KELLIS, 2006). Essa técnica já foi capaz de promover melhora no padrão de marcha, mesmo após apenas uma única aplicação (WANG, 1994), demonstrando inclusive superioridade frente a outras técnicas convencionais de fortalecimento (KOFOTOLIS et. al, 2002).

Portanto, o objetivo desse estudo foi avaliar a influência de um programa de FNP se utilizando do método Kabat sobre o risco de quedas, sobre o padrão de marcha e sobre variáveis relacionadas ao risco de quedas durante a marcha, bem como sobre o recrutamento neuromuscular durante essa atividade, se utilizando de quatro velocidades diferentes de marcha. Tem-se como hipótese que esse programa de treinamento promoverá uma redução do risco de quedas e melhora no padrão de marcha e do recrutamento neuromuscular durante a atividade estudada.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

### *Amostra*

Um total de 940 idosos foram convidados a participar do estudo, sendo que 142 se propuseram a estar realizando os testes. Desse total, 58 indivíduos não apresentavam risco de quedas e outros 68, apesar de apresentarem esse risco, não tinham condições de saúde para participarem do estudo. Por fim, dos 18 indivíduos restantes, dois deles não se adaptaram à esteira e dois desistiram de participar do teste logo após o início dos mesmos. Dessa forma, participaram desse estudo quatorze voluntárias do sexo feminino com idade superior a 60 anos, as quais foram divididas aleatoriamente em dois grupos, um chamado Grupo Controle (GC) e um chamado Grupo Treinamento (GT). Todas as voluntárias avaliadas eram consideradas inativas (escore inferior a 9,4 de acordo com Voorrips et al., 1991 – ANEXO I e IV) e possuíam potencial de sofrerem quedas (Escore menor ou igual a 46 na Escala de Equilíbrio de Berg – LAJOIE; GALLAGHER, 2004 – ANEXO II e IV). Como critérios de exclusão foram adotados quaisquer condições ortopédicas, visuais, vestibulares, neurológicas, psiquiátricas ou cardiorrespiratórias que impedissem as voluntárias de realizarem todas as atividades propostas. Todos os procedimentos a serem adotados no estudo foram explicados as voluntárias que após terem assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo

Comitê de Ética em Pesquisa local, realizaram duas visitas ao laboratório em dias diferentes e com período mínimo de 24 horas e no máximo de 72 horas entre eles em duas ocasiões diferentes: antes (Teste) e após (Re-Teste) um período de 10 semanas. O GC permaneceu em repouso durante esse período, sem a prática de atividades físicas sistemáticas, enquanto o GT realizou 10 semanas de treinamento de FNP.

### *Delineamento Experimental e Procedimentos*

Em um primeiro dia de visita, após a aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg, as voluntárias realizaram familiarização com a esteira (Millennium Super ATL, Ibramed<sup>®</sup>) onde todas as velocidades foram realizadas por um período mínimo de 3 minutos cada uma, totalizando pelo menos 15 minutos de atividade (MATSAS; TAYLOR; MCBURNEY, 2000). As voluntárias foram consideradas como familiarizadas com a esteira, caso realizassem a marcha com um padrão satisfatoriamente semelhante ao seu padrão de marcha no solo (avaliado por inspeção visual de pelo menos dois pesquisadores) e estivessem aptas a realizá-la sem o apoio das mãos. Caso essas condições não fossem cumpridas mesmo após nova tentativa em um dia diferente, as voluntárias foram excluídas do estudo.

Em um segundo dia de teste, inicialmente foi determinada a velocidade da marcha de preferência das voluntárias, de acordo com Malatesta et al. (2003). As voluntárias iniciaram a marcha com a menor velocidade de teste (2km/h) com um aumento progressivo (de 0,1km/h a cada 2 segundos) até que as mesmas relatassem que a velocidade que andavam freqüentemente tivesse sido atingida. Depois de identificada esta velocidade, se manteve a marcha por mais 30 segundos. Após esse período, as voluntárias foram novamente questionadas sobre a velocidade da esteira (se desejavam o aumento ou redução da mesma). Esse procedimento foi adotado, até que as mesmas relatassem após esse período de 30 segundos que de fato a velocidade que executavam era sua velocidade de preferência. Após um período de 5 minutos, os mesmos procedimentos foram adotados, porém com a velocidade inicial de 4km/h sendo progressivamente reduzida. Por fim, a velocidade de preferência foi determinada como a média dos dois procedimentos.

Após um período de pelo menos 10 minutos de repouso, realizaram a marcha por 5 minutos nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência, em ordem randômica, com 5 minutos de intervalo entre elas, mantendo em todos os casos a esteira com inclinação de 1%, já que esta condição reflete mais precisamente o custo energético da caminhada em ambientes abertos (JONES; DOUST, 1996). Durante todos os testes na esteira, as voluntárias utilizaram calçado de preferência e sua frequência cardíaca foi monitorada por meio de um frequencímetro posicionado sobre o tronco das mesmas (FS1 – Polar®). Os testes eram interrompidos, caso a frequência cardíaca excedesse, 70% da máxima prevista para a idade (MIAN et al., 2006), o que não ocorreu em nenhum dos casos.

Com intuito de promover a segurança das voluntárias durante a marcha estas utilizaram um cinto pélvico fixado a uma corda especial presa ao teto, que impediu a possibilidade de queda das voluntárias durante o andar na esteira.

### *Cinemetria*

Durante o protocolo de marcha, as voluntárias foram filmadas por meio de uma câmera digital (Panasonic – com frequência de amostragem de 60Hz) posicionada perpendicularmente ao plano sagital direito das voluntárias à uma distância de 3,2 metros do centro da esteira e altura de 1 metro do solo. A aquisição das imagens foram realizadas em sincronismo com os registros eletromiográficos por meio do sistema MyoResearch XP (Noraxon®). Para determinação das fases da marcha (retirada dos dedos e toque do calcâneo no solo, respectivamente, foram fixados dois marcadores reflexivos passivos com diâmetro de 2cm sobre articulação metacarpofalangeana do V dedo e sobre a projeção do calcâneo, os quais eram identificados por meio da digitalização para a qual utilizou-se o sistema Peak Motus 9.0 (Vicon Peak®). Esse sistema ainda permitiu a aquisição das variáveis de velocidade e aceleração linear do calcâneo. Para o processamento das variáveis cinemáticas se utilizou um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz.

### *Variáveis Cinemáticas*

As variáveis cinemáticas analisadas durante o andar foram: velocidade horizontal do calcâneo no momento do seu toque no solo ( $\text{cm.s}^{-1}$ ), sua aceleração horizontal mínima prévia ao contato com o solo ( $\text{cm.s}^{-2}$ ), frequência de passada ( $\text{passadas.min}^{-1}$ ) e comprimento de passada (cm).

### *Eletromiografia*

Eletrodos bipolares passivos de Ag/AgCl (Meditrace<sup>®</sup>), redondos com área de captação efetiva de 1cm com distância inter-eletrodos de centro-a-centro de 3cm foram posicionadas sobre os músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral cabeça longa (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) do membro inferior direito após tricotomia, abrasão e limpeza da pele de acordo com as normas da SENIAM (HERMENS et al., 1999). A atividade muscular foi adquirida se utilizando de uma frequência de amostragem de 1000Hz por meio de um sistema de telemetria (Telemyo 900 – Noraxon<sup>®</sup>). Os registros eletromiográficos foram convertidos por meio de uma placa A/D com faixa de entrada de +7 a -7 volts e resolução de 12bits (Noraxon<sup>®</sup>) e foram amplificados 2000 vezes (20 vezes em um pré-amplificador e 100 vezes no hardware). Um eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo estilóide da ulna esquerda

As variáveis eletromiográficas *Root Mean Square* (RMS), Índice de Co-ativação (IC) e Frequência Mediana (por meio da transformada rápida de Fourier (FFT) - FM) foram adquiridas em três diferentes fases: i) nos 100ms prévios ao toque do calcâneo no solo – (Pré-Contato); ii) nos 150ms após o toque do calcâneo (Toque); e iii) na retirada dos dedos do solo – fase de impulsão (RET).

O IC foi determinado segundo Falconer e Winter (1985) e Kellis, Arabatzi e Papadopoulos, (2003):

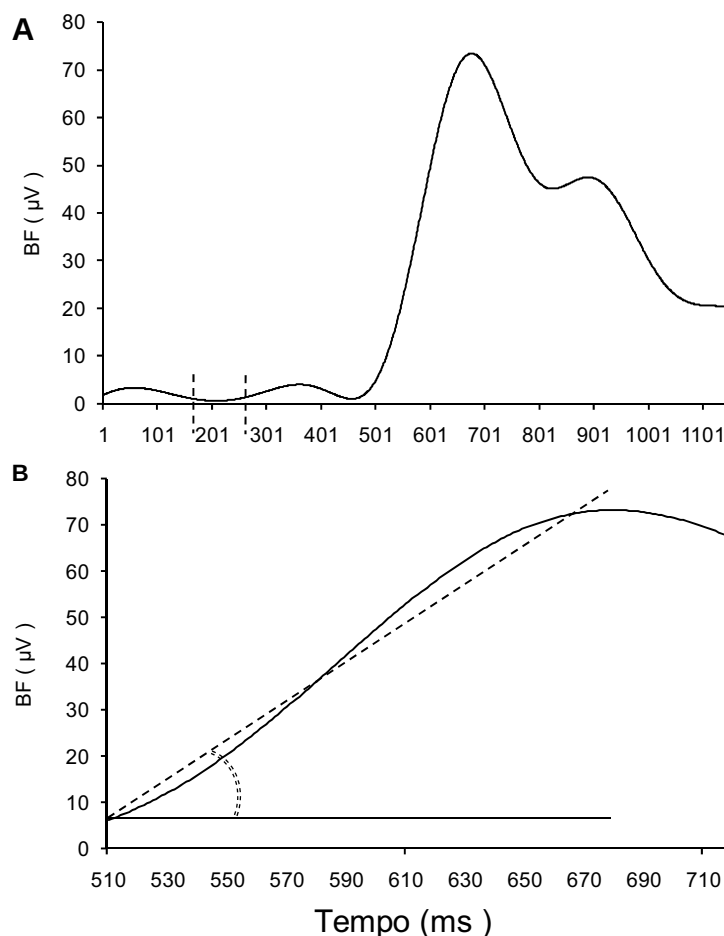
$$\text{IC} = \frac{2.\text{Ant}}{\text{AtTot}} \times 100$$

onde Ant é a atividade muscular (RMS) de um músculo quando antagonista (quando apresenta menor atividade) e AtTot é a atividade neuromuscular total ao redor dessa

articulação (RMS músculo agonista + RMS músculo antagonista). O IC foi determinado entre VL e BF e TA e GL.

Ambos os valores de FM e RMS foram normalizados pelo valor da média de todos os picos de atividade eletromiográfica do período de 100ms (50ms antes e após a ocorrência do pico) de todas as passadas realizadas nos 35 segundos finais do primeiro minuto da maior velocidade testada de acordo com Ricamato e Hidler, (2005) e expressas em %Pico.

Por fim, o registro EMG do músculo BF, foi retificado e filtrado com filtro Butterworth de quarta ordem com uma frequência de corte de 5Hz, para obtenção do envelope linear do sinal. Esse processamento do sinal foi realizado para obtenção da taxa de ativação muscular - TAM do BF (figura 1). Essa TAM corresponde ao coeficiente de inclinação da reta obtida na correlação entre o tempo, desde o início da contração, até o pico de atividade muscular e o sinal mioelétrico (LOCKHART; KIM, 2006). O início da contração foi determinado quando os valores de ativação atingiram três vezes o desvio-padrão dos 100ms com menor atividade muscular verificada por meio de inspeção visual.



**Figura 1.** Exemplo do padrão de ativação do músculo bíceps femoral (BF) durante uma passada (A) – do toque do calcâneo ao toque do calcâneo subsequente após filtragem dos registros eletromiográficos. As linhas tracejadas representam o período de 100ms determinado como menor ativação, para posterior determinação do limiar de ativação muscular. Em (B) observa-se a reta proveniente da correlação entre os valores de ativação muscular e o tempo, do início da contração muscular até seu pico de ativação. Destaca-se o ângulo de inclinação, definido como a taxa de ativação muscular (TAM) – ( $\mu V.ms^{-1}$ ).

Todas as variáveis (com exceção da velocidade e aceleração mínima do calcâneo) foram obtidas por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente MatLab® (ANEXO V) para cada passada dos últimos 10 segundos de cada minuto de coleta, sendo determinadas pela média de cada minuto de teste. Então, foi realizada uma média dos cinco minutos de coleta para cada variável.

### *Treinamento*

O GT foi submetido a um protocolo de treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva (FNP) por 10 semanas, com frequência de três vezes

semanais, sendo essas sessões separadas por um período máximo de dois dias. Para o treinamento de ganho de força, foram realizados os seguintes padrões de movimento:

1) flexão-adução-rotação lateral do quadril com (D1-fl) e sem flexão do joelho (D2-fl), flexão dorsal com inversão do tornozelo, extensão e abdução dos dedos; 2) Extensão-abdução-rotação medial do quadril com o joelho estendido (D1-ext), e flexão do joelho (D2-ext), flexão plantar e eversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos; 3) Flexão, abdução e rotação medial do quadril, com joelho estendido (D3-fl) e com flexão do joelho (D4-fl), flexão dorsal com eversão do tornozelo, extensão e abdução dos dedos; 4) Extensão, adução, rotação externa, com joelho estendido (D5-ext) e com flexão do joelho (D6-ext), flexão plantar com inversão do tornozelo, flexão e adução dos dedos.

O treinamento de 10 semanas foi dividido em cinco etapas, com todas as sessões sendo aplicadas pelo mesmo pesquisador, sendo a sobrecarga imposta pelo aumento progressivo da resistência manual e pelo aumento da velocidade de execução (VOSS; IONTA; MYERS, 1987).

**1 - Iniciação rítmica:** Destina-se ao aprendizado dos padrões de movimento que progridem desde uma execução passiva, ativa-assistida até a ativa resistida. Esta técnica foi realizada durante as duas primeiras sessões de treino;

**2 - Reversão dinâmica:** Após o entendimento dos padrões de movimento por meio da iniciação rítmica foi iniciada a técnica de reversão dinâmica na qual o indivíduo realiza um padrão agonista, seguido pelo seu padrão antagonista e ao fim desse ciclo, novamente executa o padrão agonista, sendo determinado pelo pesquisador se será aplicada uma maior resistência ou uma maior amplitude de movimento (VOSS; IONTA; MYERS, 1987). Esse padrão de movimento foi mantido até a quinta semana de treinamento, e foram realizadas três séries de cinco repetições de cada padrão, com um período de intervalo de 1 minuto entre as séries e de 3 minutos entre os padrões;

**3 - Combinação de isotônicas:** Destina-se a ação da cadeia muscular agonista concêntrica, excêntrica e estaticamente, sem relaxamento. Resiste-se o movimento concêntrico e ao final solicita-se ao voluntário para manter a posição e em seguida o voluntário retorna excentricamente para a posição de início e estabiliza esta posição novamente. Esta técnica foi realizada a partir da 6ª semana até a 9ª semana de treinamento. Realizaram-se duas séries de cinco repetições com

repouso de 1 minuto entre as repetições e repouso de 2 minutos entre os padrões (KOFOTOLIS; KELLIS et al., 2006);

**4 – Estabilização rítmica:** Resiste-se a contração isométrica e o voluntário mantém a posição durante a qual a resistência é gradualmente aumentada e quando o voluntário desenvolve força proporcional muda-se o contato manual para controlar a direção oposta. Essa técnica foi realizada durante apenas uma semana, pois foi demonstrado por Hazaki et al. (1996) que é a menos efetiva para o recrutamento muscular que as demais.

O treino de flexibilidade foi realizado a partir da segunda sessão em ambos os membros inferiores com os indivíduos repousando sobre um divã mantendo a postura de decúbito dorsal. No membro a ser alongado foram realizadas as técnicas Contrair Relaxar e Manter Relaxar nas quais os padrões treinados durante todo o período foram agora utilizados para a realização destas técnicas. Na técnica Contrair-Relaxar, o voluntário foi orientado a realizar uma contração muscular no sentido de retornar o membro a posição inicial do padrão com intensidade abaixo da máxima, entretanto, na técnica manter relaxar, foi realizada uma contração isotônica que apenas permitirá de forma discreta a realização da rotação e teve a duração de 5 segundos. Ao final desse período, foi orientado a relaxar totalmente o membro que foi colocado passivamente até a posição final do padrão como no início da administração da técnica, até que fosse relatado desconforto por parte do voluntário ou que então o pesquisador sentisse a resistência muscular. Essa posição então foi mantida por 15 segundos e uma nova contração foi realizada. Esse procedimento foi repetido por quatro vezes em cada membro, totalizando um volume de quatro séries de 20 segundos (CORNELIUS; RAUSCHUBER, 1987; HORTOBAGYI et al., 1985). A técnica Manter Relaxar foi realizada da mesma forma, entretanto, a contração foi somente isométrica, não permitindo assim a realização do movimento de rotação. Esses procedimentos foram repetidos durante as 10 semanas, sendo a sobrecarga de treinamento imposta pela própria amplitude de movimento permitida durante cada sessão.

#### *Análise Estatística*

Após a realização de testes de Normalidade dos dados (Teste de Shapiro-Wilk) foram aplicados os seguintes procedimentos por meio do software *Statistica*

7.0 for Windows. Para avaliação do peso, altura, escore da Escala de Equilíbrio de Berg e velocidade de preferência foram realizados testes de Análise de Variância (ANOVA) *two-way* (grupo e treino). Para as demais variáveis foram aplicados Testes t-Student (quando variáveis paramétricas) e Teste de Wilcoxon (quando variáveis não paramétricas), considerando o efeito das dez semanas de avaliação (Teste x Re-Teste). Um valor de  $p < 0,05$  foi adotado como estatisticamente significativo.

## RESULTADOS

Ambos os grupos apresentaram idade, massa e altura semelhantes, sem influência do treinamento de FNP sobre essas variáveis (tabela 1).

**Tabela 1:** Dados antropométricos médios ( $\pm$  desvio padrão) dos indivíduos do Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT).

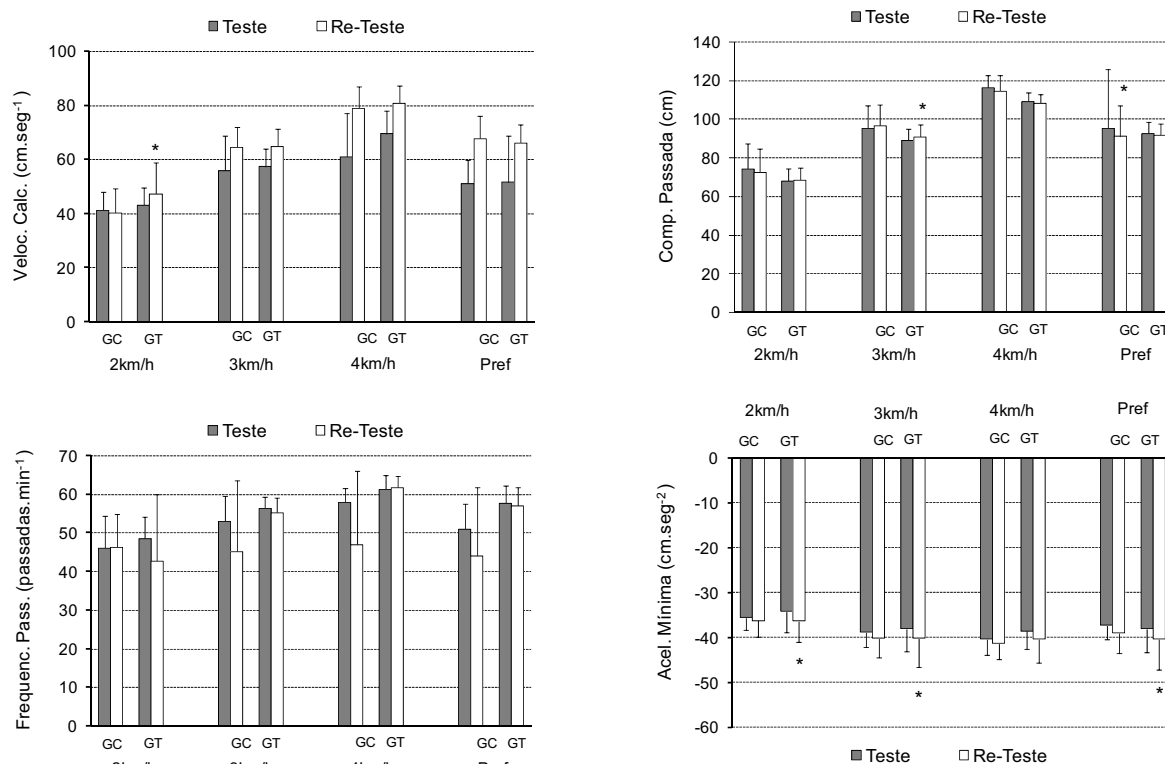
|    | Idade<br>(anos) | Massa (kg)      |                 | Altura (m)     |                |
|----|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|----------------|
|    |                 | Pré             | Pós             | Pré            | Pós            |
| GC | 72,71<br>(6,82) | 66,41<br>(9,55) | 67,47<br>(9,43) | 1,56<br>(0,05) | 1,56<br>(0,05) |
| GT | 70,86<br>(7,24) | 61,87<br>(4,55) | 62,27<br>(5,00) | 1,51<br>(0,06) | 1,50<br>(0,04) |

O escore obtido na Escala de Equilíbrio de Berg não foi diferente ( $p > 0,05$ ) entre Pré e Pós para GC ( $43,71 \pm 2,36$  e  $45,14 \pm 2,12$ ), enquanto o treinamento de FNP promoveu um ganho expressivo sobre o mesmo escore para GT ( $44,71 \pm 1,60$  e  $50,43 \pm 2,23$  –  $p = 0,001$ ), deixando de apresentarem risco de quedas após o treinamento. Ainda, não houve diferença entre os escores iniciais de GC e GT ( $p > 0,05$ ).

A velocidade de preferência não foi diferente entre os grupos e o treinamento não trouxe influência sob essa variável ( $p > 0,05$ ), sendo de  $2,61 \pm 0,32$  km/h e  $2,83 \pm 0,42$  para GC em Teste e Re-Teste respectivamente e de  $3,21 \pm 0,32$  e  $3,13 \pm 0,19$  para GT em Teste e Re-Teste respectivamente.

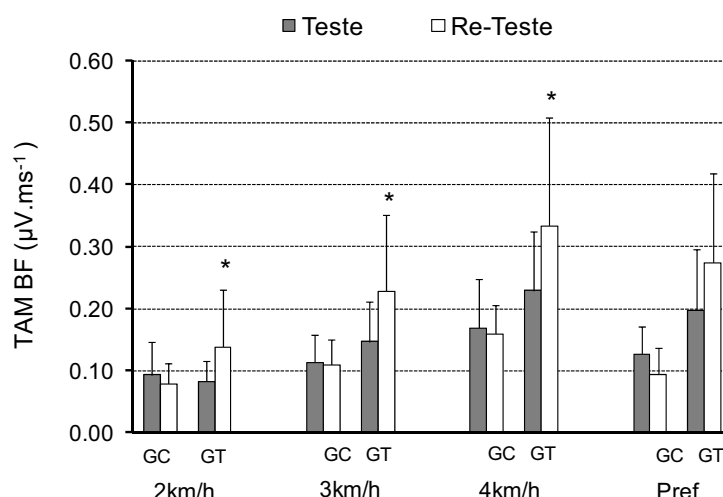
As variáveis cinemáticas obtidas nas quatro velocidades em Teste e Re-Teste estão expressas na figura 2. Pode-se observar um aumento do comprimento de passada em GT em 3km/h e uma redução desses valores em GC em Pref ( $p < 0,05$ ), sem alterações na frequência de passada. Ainda, notou-se um pequeno aumento na velocidade do calcâneo no seu momento de toque no solo em 2km/h em GT

( $p < 0,05$ ) e uma redução considerável da Aceleração Mínima do calcâneo prévio ao seu toque no solo em GT nas velocidades de 2km/h, 3km/h e em Pref, indicando uma melhor capacidade de desacelerar o mesmo após o treinamento.



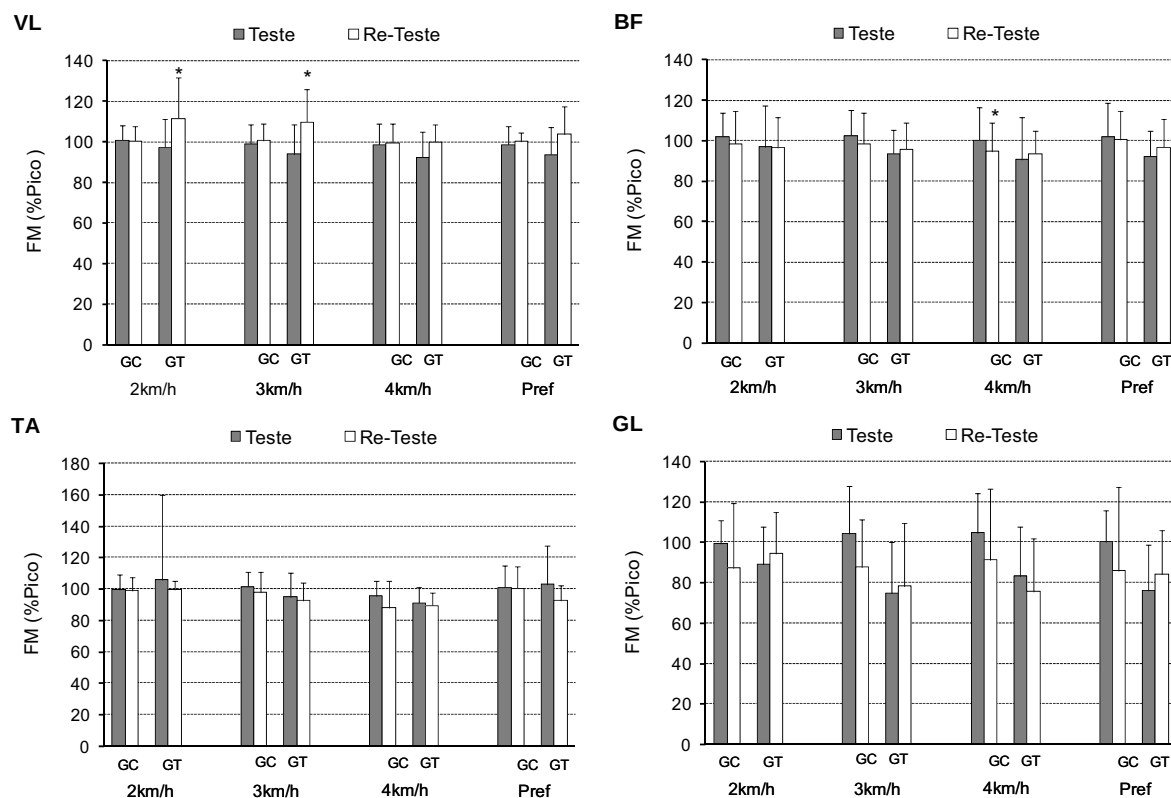
**Figura 2:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de variáveis cinemáticas (Comprimento de Passada – Comp. Passada; Velocidade Calcâneo – Veloc. Calc.; Frequência de Passada – Frequenc. Pass. e Aceleração Mínima Calcâneo – Acel. Mínima) obtidas nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

Os valores de TAM obtidos após o período de treinamento demonstraram um aumento bastante significativo em GT, nas velocidades de 2km/h, 3km/h e 4km/h (figura 3), não demonstrando alteração no GC após o mesmo período, havendo inclusive, apesar de não terem sido encontradas diferenças estatisticamente significantes, redução dessa variável nesse grupo.

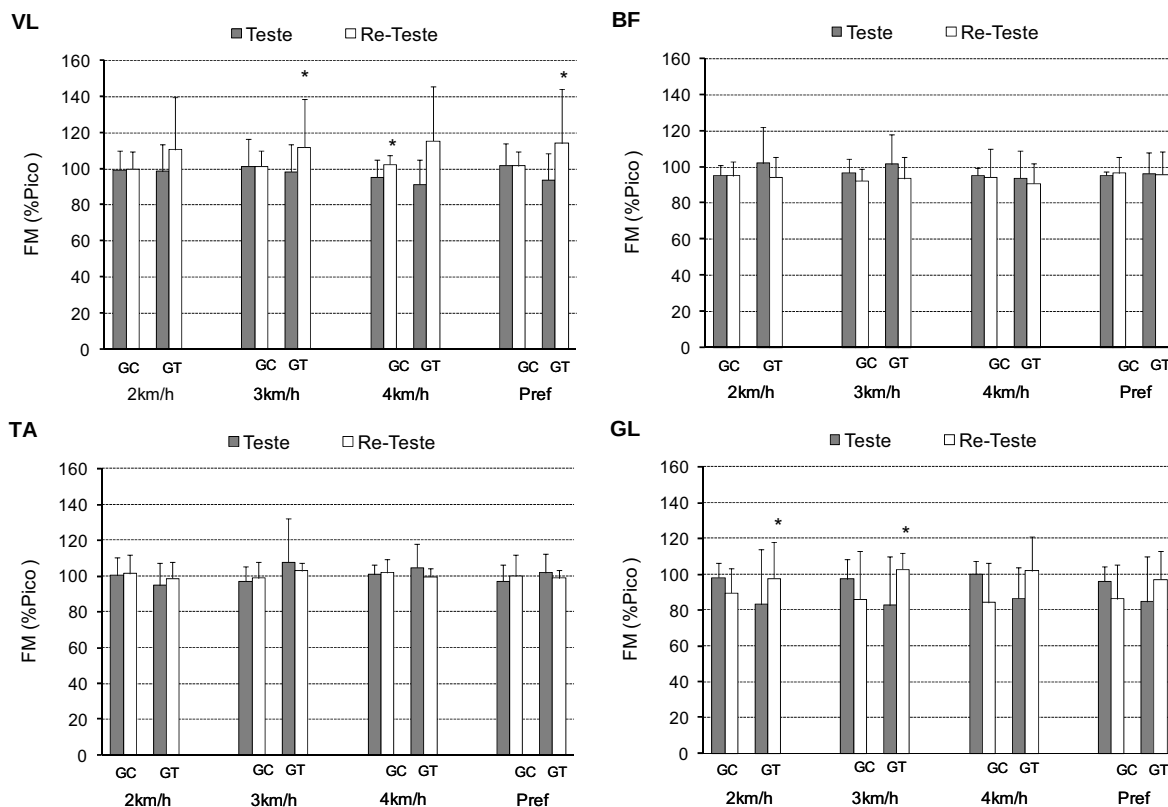


**Figura 3:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de Taxa de Ativação muscular (TAM) do músculo bíceps femoral, obtidos nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

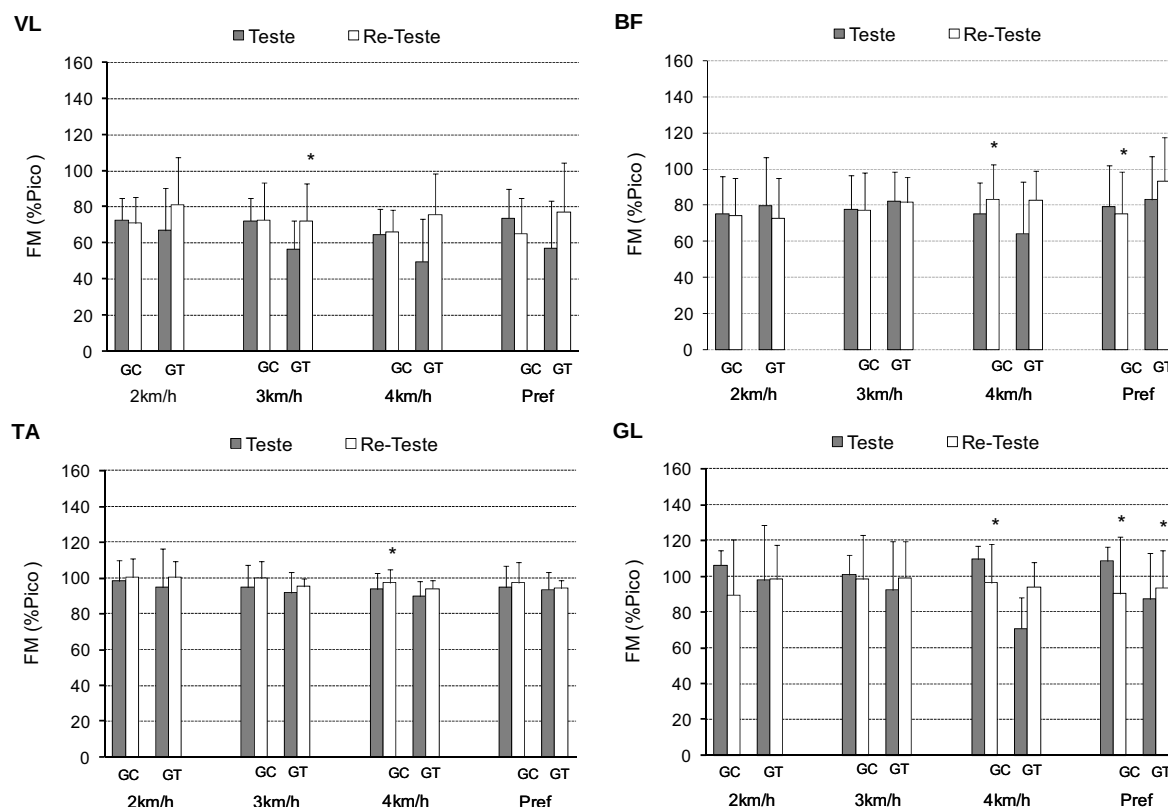
As figuras 4 a 6 expressam os valores médios de FM obtidos respectivamente em Toque, Pré-Contato e RET e de maneira geral, demonstram um aumento significativo dos valores de FM no GT após o treinamento, como demonstrado na figura 4 nas velocidades de 2km/h e 3km/h. Ainda, nota-se que após o período de treinamento, GC apresentou em alguns casos, uma redução dessa variável como por exemplo, na figura 6, nota-se menores valores para GL tanto na velocidade de 4km/h como para Pref.



**Figura 4:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de Frequência Mediana (FM) dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), obtidos no Toque, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste). \*  $p < 0,05$  em relação à Teste

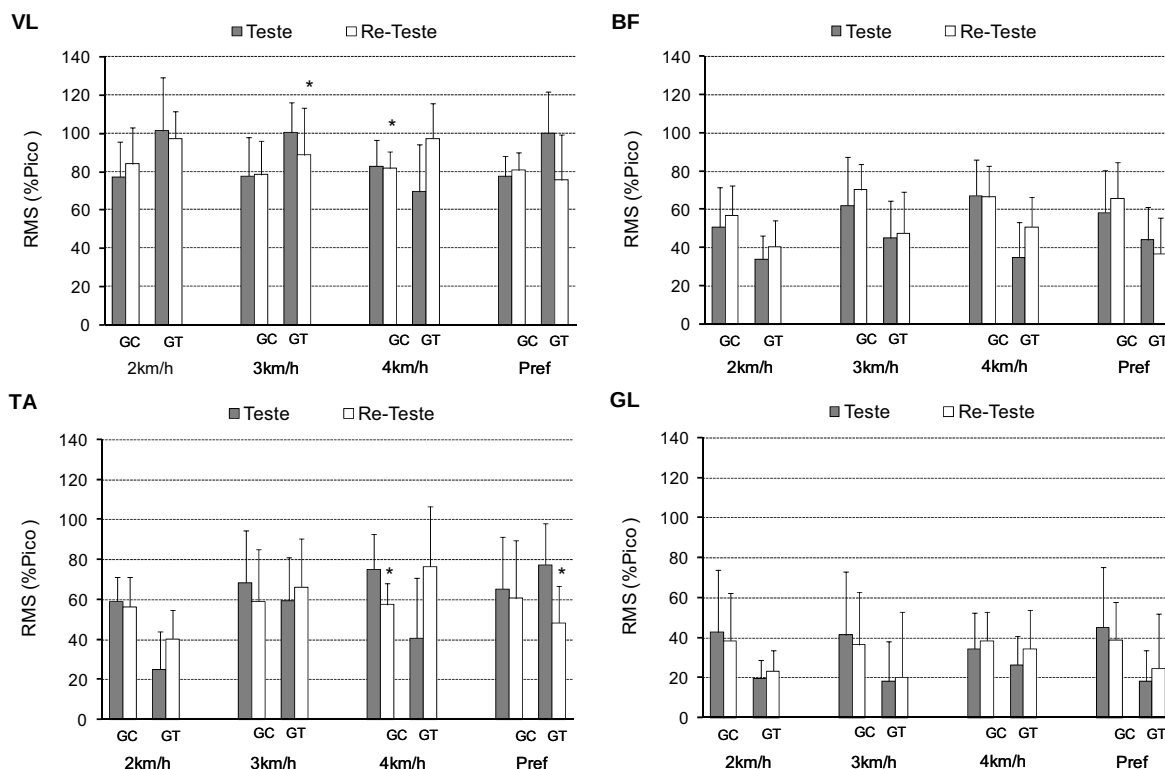


**Figura 5:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de Frequência Mediana (FM) dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), obtidos em Pré-Contato, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.



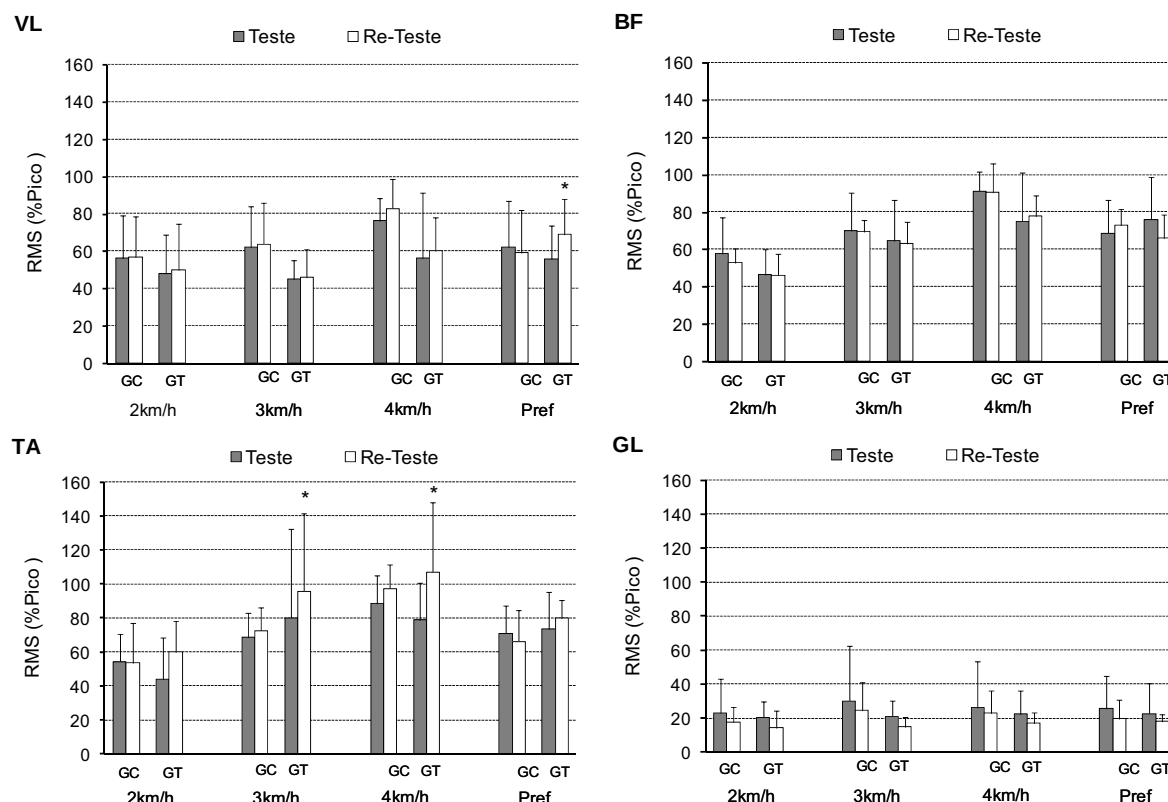
**Figura 6:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de Frequência Mediana (FM) dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), obtidos em RET (retirada dos dedos do solo), nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

Foi observado de maneira geral um aumento dos valores de RMS em GT após o treinamento, sendo encontrado o comportamento contrário em GC. Isso se torna evidente ao observarmos os valores de RMS no Toque (Figura 7). Apesar de não terem sido encontrados valores estatisticamente significantes, podemos observar um aumento dos valores de RMS de GT para TA e VL, com exceção da velocidade de 4km/h. O contrário, pode ser observado para os mesmos músculos no caso de GC, onde em Re-Teste, apresentaram menores valores quando comparados com Teste ( $p < 0,05$ ) em 3km/h e 4km/h.



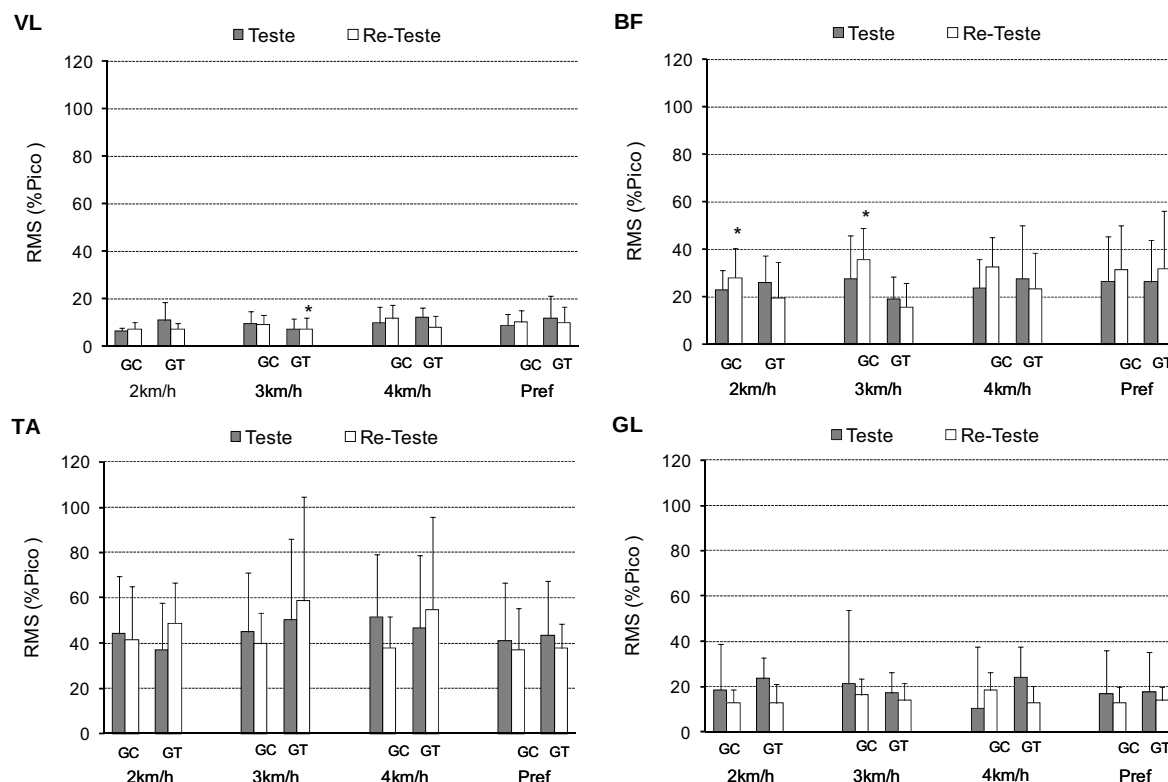
**Figura 7:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de RMS dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), obtidos em Toque, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

Ainda, de maneira mais evidente observa-se em Pré-contato, um aumento significativo dos valores de RMS de TA em GT após o período de treinamento ( $p < 0,05$ ) nas velocidades de 3km/h e 4km/h (figura 8) para GT.



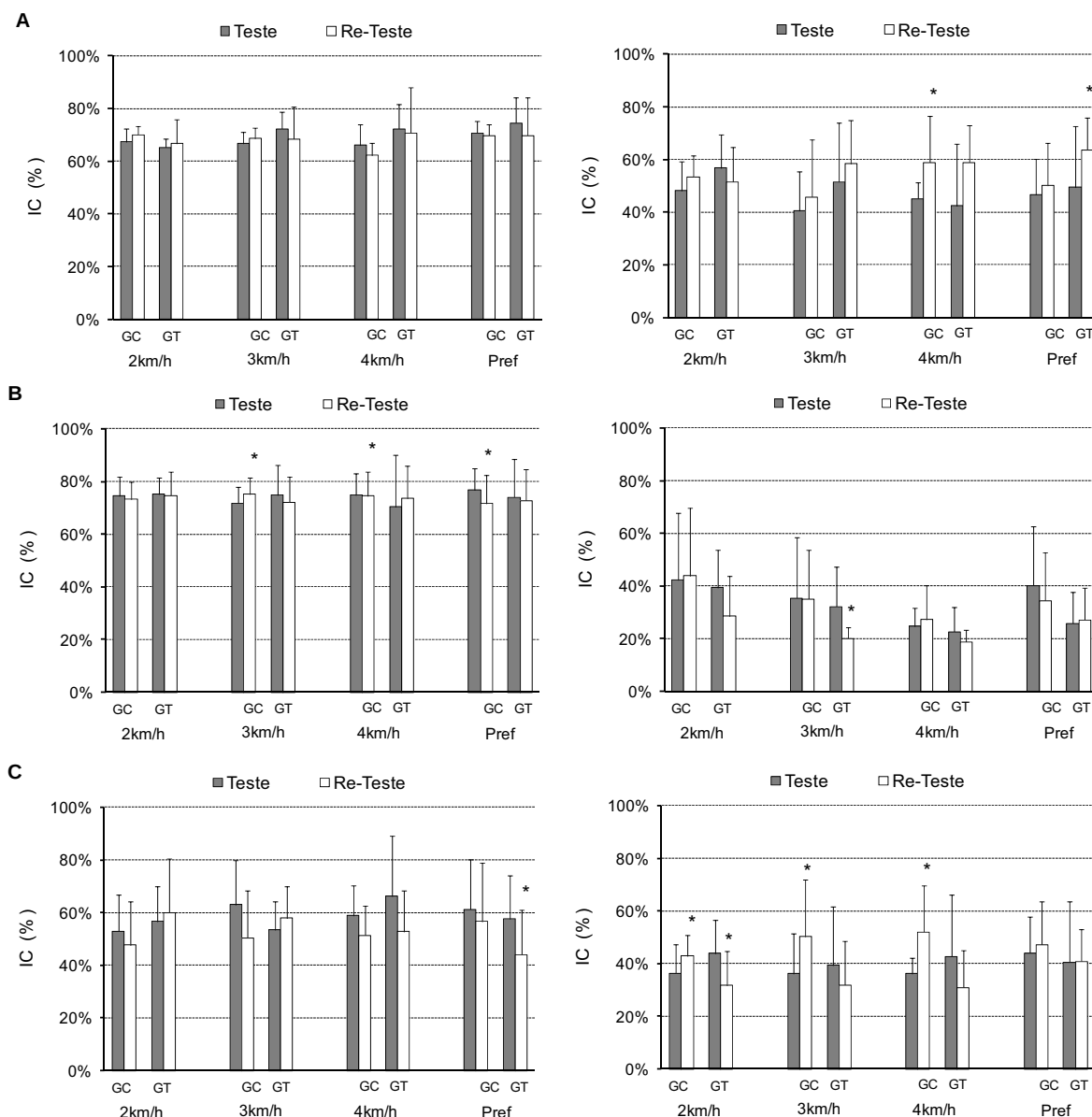
**Figura 8:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de RMS dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), obtidos em Pré-Toque, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

Já em RET, o único músculo que apresentou alterações estatisticamente significante foi o BF, apresentando aumento dos seus valores após o período de treinamento ( $p < 0,05$ ) em GC nas velocidades de 2km/h e 3km/h, sendo que em GT, mesmo não apresentando diferenças estatisticamente significantes, apresenta uma tendência de menores valores em Re-Teste (figura 9).



**Figura 9:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de RMS dos músculos vasto-lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), obtidos em RET, nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

Finalmente, os valores de IC apresentaram um comportamento bastante constante em ambos os grupos, independentemente da fase que foram analisados (figura 10). Nota-se claramente em todas as fases da marcha em que foram obtidos, valores maiores ou iguais de IC, principalmente ao redor do tornozelo em GC, enquanto esses valores são menores em GT após o período de treinamento ( $p < 0,05$ ).



**Figura 10:** Valores médios ( $\pm$  desvio padrão) de IC entre os músculos vasto-lateral (VL) e bíceps femoral (BF) (lado direito) e entre tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (lado esquerdo) obtidos em Toque (A), Pré-Toque (B) e RET (C), nas velocidades de 2km/h, 3km/h, 4km/h e na velocidade de preferência (Pref) de ambos os grupos – Grupo Controle (GC) e Grupo Treinamento (GT) - antes (Teste) e após (Re-Teste) o período de 10 semanas. \*  $p < 0,05$  em relação à Teste.

## DISCUSSÃO

Após as 10 semanas de treinamento de FNP a que foram submetidos os indivíduos do Grupo Treinamento (GT) aumentaram seu escore na Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) em 12% e deixaram de serem considerados como caídores, não apresentando mais riscos de sofrerem quedas. Entretanto, o Grupo Controle

(GC) além de não apresentar melhora estatisticamente significativa no escore obtido na EEB, ainda apresentou valores menores que 46, valor esse indicado como de corte para identificação de indivíduos em risco de sofrerem quedas (LAJOIE; GALLAGHER, 2004). Outros estudos já demonstraram que programas gerais de treinamento especialmente desenvolvido para a redução de quedas, tem a capacidade de aumentar o escore da EEB após o período de treinamento. Especificamente, Madureira et al. (2007), demonstrou um ganho de 9% no escore da EEB, resultados inferiores aos adquiridos por esse estudo. Entretanto, Steadman, Donaldson e Kalra (2003) demonstraram um aumento de até 21% no escore da EEB, porém a população estudada por esses autores era mais frágil e diferente dos nossos voluntários que obtiveram escores iniciais de  $44,71 \pm 1,60$ . Estes autores encontram escores iniciais de  $33,4 \pm 8,7$ ; e escore ao final de 12 semanas de treinamento de  $42,7 \pm 8,2$ , bastante inferior aos  $50,43 \pm 2,23$  encontrado em nossos voluntários.

Porém, nosso maior foco de interesse foi na avaliação da marcha desses indivíduos. De maneira geral, o que se pode observar foi uma melhora significativa em variáveis relacionadas ao risco de quedas e ao padrão de marcha após o treinamento de FNP, sendo que verificou-se um aumento significativo no comprimento da passada após o treinamento em GT apenas em duas das quatro velocidades analisadas, havendo uma redução da mesma variável em GC. Segundo Lockhart e Kim (2006), indivíduos apresentando maior risco de quedas, tendem a reduzir seu comprimento de passada, para que tenham um menor tempo de fase aérea e dessa forma, permaneçam mais tempo em contato com o chão. Outros estudos demonstraram que a intervenção geral em indivíduos caídores que incluiu exercícios de equilíbrio e fortalecimento para os membros inferiores não indicam aumento do comprimento de passada (CAO et al., 2007; TERAMOTO et al., 2008), demonstrando de certa forma que o treinamento de FNP pode trazer melhoras mais significativas em relação a outros programas de prevenção do risco de quedas.

Semelhante a outros trabalhos (CAO et al., 2007; TERAMOTO et al., 2008), não encontrou-se alterações na velocidade de preferência dos indivíduos tanto de GC, como de GT após o período de treinamento. Esse fato pode ser justificado por Malatesta et al. (2003) que afirma que o Limiar Ventilatório seria o principal fator para a determinação da velocidade de preferência de indivíduos idosos. Como o treinamento proposto, envolveu exercícios localizados de baixa intensidade, não se

esperava de fato, que o mesmo causasse qualquer modificação da capacidade aeróbia ou mais especificamente do Limiar Ventilatório, o que pode justificar a inexistência de diferenças entre as velocidades de preferência na fase de Teste e Re-Teste.

Um resultado bastante interessante encontrado no GT é a resposta da Aceleração Mínima do Calcâneo após o treinamento de FNP (figura 2). Segundo Lockhart e Kim (2006), a capacidade de desacelerar o calcâneo está intimamente ligada com a velocidade que o mesmo toca o solo no momento de recepção da marcha, sendo de grande importância, pois a mesma define a força com que o indivíduo é empurrado para trás pela força de reação do solo. Entretanto, apesar da maior desaceleração do calcâneo alcançada pelos indivíduos por GT no Re-teste, não observamos redução da Velocidade do Calcâneo no momento do toque do mesmo no solo. Entretanto, observa-se um aumento da frequência mediana do músculo VL nessa mesma fase. Isso nos indica um mecanismo diferenciado que os indivíduos do GT se utilizam no recrutamento desse principal músculo agonista do movimento de extensão do joelho, estabilizando-o no momento do toque do calcâneo no solo.

Segundo Kupa et al. (1995), uma maior velocidade de condução nervosa é acompanhada por maiores valores de FM. Dessa forma, apesar de não haver diferenças estatísticas significantes no nível de recrutamento muscular (valores de RMS – figura 7) após o período de treinamento de FNP, os indivíduos do GT, se utilizam de fibras de maior velocidade de recrutamento nos músculos extensores do joelho (maiores valores de FM) no momento do toque do calcâneo no solo após as 10 semanas de treinamento. Segundo Shimura e Kasai (2002), o treinamento de FNP pode promover um recrutamento mais rápido dos músculos, frente a uma maior excitabilidade neural tanto à nível cortical, como a nível espinhal. Portanto, logo que há uma maior velocidade de recrutamento do VL após o período de treinamento, principalmente na velocidade de 3km/h, entendemos que não há necessidade desses indivíduos realizarem a contração dos músculos extensores do joelho previamente ao contato do calcâneo, o que em tese, seria suficiente para reduzir a co-ativação ao redor do joelho nessa fase. De fato, sugerimos que o treinamento de FNP pode promover redução dos valores de IC ao redor da articulação do joelho, como observado na figura 9 (B), sem entretanto terem sido encontradas alterações estatisticamente significantes.

Ainda, segundo Lockhart e Kim (2006), a Aceleração Mínima do calcâneo (ou a magnitude com que um indivíduo consegue desacelerar o mesmo) na fase aérea da marcha está intimamente relacionada com a Taxa de Ativação Muscular (TAM) do bíceps femoral. Notamos dessa forma que concomitantemente à maior desaceleração do calcâneo, os indivíduos do GT apresentaram uma melhora muito expressiva na TAM do BF. Esse fato pode também ser justificado pela maior excitabilidade dos motoneuronios frente aos padrões de FNP (SHIMURA; KASAI 2002).

Já quando o comportamento do BF e do VL durante a retirada dos dedos do solo (figura 9) é observado, sugerimos que uma redução dos valores de RMS de ambos os músculos para GT, pois mesmo sendo inferiores em Re-Teste em relação à Teste, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. Já o contrário é observado em GC, onde existe um aumento da atividade muscular nessa fase, principalmente de BF. Durante essa fase da marcha, o BF tem um papel de extensor do quadril e segundo Kerrigan et al. (1998), a maior rigidez e o encurtamento dos músculos flexores do quadril, impõem em indivíduos idosos uma maior exigência aos músculos posteriores de coxa, para que o fêmur seja tracionado no sentido posterior. Dessa forma, sugere-se que a redução da atividade desse músculo nessa fase da marcha implica em um ganho de amplitudes de movimento de extensão do quadril (não analisada nesse estudo). Ainda, entendemos que uma menor atividade do BF nessa fase, implica em menores valores de co-ativação, uma resposta desejável, logo que segundo Lee e Kerrigan (1999), maiores valores de co-ativação na fase da impulsão da marcha, podem trazer aumento do risco de quedas. De fato, encontraram-se menores valores de IC ao redor na articulação do joelho, particularmente na velocidade de preferência nessa fase (figura 10).

Porém, não foram encontradas respostas positivas frente ao treinamento de FNP apenas ao redor da articulação do joelho. Quanto aos principais achados ao redor da articulação do tornozelo, estes dizem respeito ao comportamento do músculo tibial anterior (TA), como o aumento significativo dos valores de RMS observados na fase de Pré-Toque. Segundo Watelain et al. (2000), indivíduos com maior potencial de sofrerem quedas, possuem uma menor capacidade de realizar a dorsiflexão presente na fase de balanço, o que acaba por causar uma maior flexão do joelho, para que os dedos não toquem o solo. Ainda, verifica-se que no momento em que o calcâneo toca o solo, o TA demonstrou menores valores de RMS no Re-

Teste em relação à Teste nos indivíduos do GT (figura 7). Nesse momento o TA, já se prepara para a acomodação do pé e, portanto, espera-se uma redução da sua atividade muscular para que os dedos se acomodem ao solo de forma harmoniosa. Dessa forma, entendemos que o treinamento de FNP promoveu uma maior coordenação ao redor da articulação do tornozelo, principalmente no Pré-Toque e Toque, o que denota uma redução dos valores de co-ativação ao redor dessa articulação nessa fase, o que de fato, pode ser observado na figura 10(B).

Ainda, ao se analisar a figura 9, não se verifica alteração estatisticamente significativa no recrutamento dos músculos TA e GL, tanto no GT, como no GC na fase de retirada dos dedos (fase de impulsão da marcha). Entretanto, mesmo não havendo alterações no nível de recrutamento de cada um desses músculos, ao se analisar a figura 10(C), nota-se uma redução da co-ativação ao redor da articulação do tornozelo na velocidade de 2km/h durante a retirada dos dedos do solo, o que segundo Lee e Kerrigan (1999), promove um maior torque de flexão plantar nessa fase, essencial para a boa mecânica da marcha (WATELAIN et. al, 2000).

## **CONCLUSÃO**

Pelo exposto, conclui-se que o treinamento de FNP é capaz de promover uma redução do risco de quedas, uma melhora no padrão de marcha e melhor resposta neuromuscular em fases específicas da marcha, como no toque do calcâneo no solo e durante a fase de impulsão da marcha. Ainda, pode-se afirmar que após o treinamento, menores níveis de co-ativação ao redor da articulação do joelho e tornozelo foram atingidos em algumas das velocidades, bem como em algumas das fases da marcha analisadas, o que encontra estreita relação com o custo energético e com menor risco de quedas em indivíduos idosos.

#### 4. CONCLUSÃO GERAL

Podemos ao final do presente estudo afirmar que a co-ativação ao redor do joelho e do tornozelo tem um efeito negativo sobre o risco de quedas em idosos, tanto em contrações isométricas como dinâmicas, logo que foram encontradas correlações negativas entre o IC e variáveis relacionadas a esse risco, como a TDF em contrações isométricas, sendo esse fenômeno também apontado como um dos principais fatores para o aumento da velocidade do calcâneo durante seu toque no solo durante a marcha.

Também se pode afirmar que mesmo sendo capazes de responder ao aumento da velocidade na fase de pré-ativação muscular, idosos com potencial de sofrerem quedas não são capazes de alterar o padrão de recrutamento muscular durante o toque do calcâneo, nem tão quanto, de manter variáveis relacionadas ao risco de quedas semelhantes a menores velocidades, sendo essa incapacidade de reagir adequadamente à maior exigência da tarefa, apontada como uma das causas do aumento do risco de quedas nesses indivíduos.

Ainda, podemos concluir que a marcha por vinte minutos (um período normalmente utilizado na prescrição de exercícios ou em testes de desempenho) tem um efeito deletério sobre o padrão de marcha e promove um aumento do risco de quedas em idosos, logo que após esse período, concomitantemente com o aumento da variabilidade da frequência e do tempo de apoio, foi encontrado um aumento da velocidade do calcâneo no momento do seu toque no solo e um aumento da co-ativação ao redor da articulação do joelho.

O treinamento de Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva se apresentou como uma ótima ferramenta para redução do risco de quedas em idosos, logo que indivíduos submetidos a esse programa de treinamento apresentaram melhoras de até 20% na Escala de Equilíbrio de Berg, deixando inclusive de serem considerados como caídores. Por outro lado, indivíduos que não se submeteram a esse treinamento, não apresentaram melhora alguma após 10 semanas de repouso.

O efeito do treinamento de FNP se apresentou tanto em contrações isométricas, onde houve aumento da força máxima de extensão do joelho, como em atividades dinâmicas. Especificamente, o treinamento demonstrou ser eficiente no aumento da resistência muscular durante a marcha, sobretudo do músculo

gastrocnêmio latear durante a fase de impulsão da marcha, bem como se apresentou eficaz em melhorar o padrão da mesma. Sugere-se também que o treinamento de FNP foi responsável pela redução dos valores de co-ativação ao redor da articulação do joelho e tornozelo, logo que apesar de terem sido encontrada de maneira geral uma redução desses valores, alterações estatisticamente significantes foram encontradas apenas em algumas das velocidades de marcha analisadas e durante fases específicas dessa atividade, como na retirada dos dedos do solo. Ainda, foi eficaz na melhora da resposta neuromuscular em fases importantes da marcha relacionadas ao risco de quedas, como a fase de impulsão ou do toque do calcâneo no solo.

## 5. REFERENCIAS

AAGAARD, P., et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. J Appl Physiol, Bethesda, v. 93, n.4, p. 1318-1326, 2002.

AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, B. G. S., AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEONS PANEL ON FALLS PREVENTION, BRITISH GERIATRICS SOCIETY. Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. J. Am. Geriatr. Soc., New York, v. 49, n.5, p. 644-672, 2001.

BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. Phys. Ther., New York, v. 86, n.11, p. 1501-1510, 2006.

BEGG, R. K.; PALANISWAMI, M.; OWEN, B. Support vector machines for automated gait classification. IEEE Trans. Biomed. Eng., New York, v. 52, n.5, p. 828-838, 2005.

BELLEW, J. W. A Correlation analysis between Rate of Force development of quadriceps and Postural Sway in Healthy Older Adults. JGPT, Alexandria, v. 1, n.1, p. 1-6, 2002.

BERG, K. O., et al. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. Can. J. Public health, Ottawa, v. 83 Suppl 2, p. S7-11, 1992.

BUZZACHERA, C., et al. Parâmetros Fisiológicos e perceptivos durante caminhada de intensidade preferida por mulheres adultas, previamente sedentárias. Rev. Bras.Cineantropom. Desempenho Hum, Curitiba, v. 9, n.2, p. 170-176, 2007.

CAKIT, B. D., et al. The effects of incremental speed-dependent treadmill training on postural instability and fear of falling in Parkinson's disease. Clin. Rehabil, Kent, v. 21, n.8, p. 698-705, 2007.

CAMPBELL, A. J., et al. Randomised controlled trial of prevention of falls in people aged > or =75 with severe visual impairment: the VIP trial. BMJ (Clinical research ed), London, v. 331, n.7520, p. 817, 2005.

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. Clin. Physiol. Funct. Imaging., Oxford, v. 27, n.2, p. 91-100, 2007.

CAO, Z., et al. The Effect of a 12-week Combined Exercise Intervention Program on Physical Performance and Gait Kinematics in Community-dwelling Elderly Women. J Physiol Anthropol, Tokio, v. 26, p. 325-332, 2007.

CARDOZO, A.; GONCALVES, M. Spectral analysis of the electromyograph of the erector spinae muscle before and after a dynamic manual load-lifting test. Braz. J. Med. Biol. Res., Ribeirão Preto, v. 37, p. 1081-1085, 2004.

CARROLL, T. J.; RIEK, S.; CARSON, R. G. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. Sports medicine, Auckland, v. 31, n.12, p. 829-840, 2001.

CHANG, J. T., et al. Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. BMJ (Clinical research ed), London, v. 328, n.7441, p. 680, 2004.

\_\_\_\_\_. Relationship between hip abductor rate of force development and mediolateral stability in older adults. Arch. Phys. Med. Rehabil, Chicago, v. 86, p. 1843-1850, 2005.

CORNELIUS, W. L.; RAUSCHUBER, M. R. The Relationship between Isometric Contraction Duration and Improvement in Acute Hip Joint Flexibility. J. Strength cond. Res., Lincoln, v. 1, n.3, p. 39-41, 1987.

De LUCA, J. The use of surface electromyography in biomechanics. J. Appl.

Biomech, Champaign v. 13, n.2, p. 135-163, 1997.

DE SOUZA CASTELO OLIVEIRA, A.; GONCALVES, M. Lumbar muscles recruitment during resistance exercise for upper limbs. J Electromyogr Kinesiol, New York (in press), 2008.

ERIM, Z., et al. Effects of aging on motor-unit control properties. J. Neurophysiol., Bethesda, v. 82, n.5, p. 2081-2091, 1999.

FABRICIO, S. C. C. Causas E Conseqüências De Quedas De Idosos Atendidos Em Hospital Público. Rev. Baiana saúde pública, Salvador, v. 38, n.1, p. 93-99, 2004.

FALCONER, K.; WINTER, D. A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. Electromyogr. Clin. Neurophysiol., Louvain, v. 25, n.2-3, p. 135-149, 1985.

FARINA, D.; FOSCI, M.; MERLETTI, R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. J Appl Physiol, Bethesda, v. 92, n.1, p. 235-247, 2002.

FELAND, J. B., et al. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. Phys. Ther, New York, v. 81, n.5, p. 1110-1117, 2001.

FERBER, R.; OSTERNIG, L.; GRAVELLE, D. Effect of FNP stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 12, n.5, p. 391-397, 2002.

FERRI, A., et al. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. Acta physiol. Scand., Stockholm, v. 177, n.1, p. 69-78, 2003.

GIANNESINI, B.; COZZONE, P. J.; BENDAHAN, D. Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. Biochimie, Paris, v. 85, n.9, p. 873-883, 2003.

GONCALVES, M.; PEREIRA, M.; AGUIAR, P. Rate of Force development and Co-

activation around the knee in elderly fallers. XVIIIth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Ontario, Canada 2008.

HAKKINEN, K., et al. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. J Appl Physiol, Bethesda, v. 84, n.4, p. 1341-1349, 1998.

\_\_\_\_\_. Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. J Appl Physiol, Bethesda, v. 91, n.2, p. 569-580, 2001.

HANON, C.; THEPAUT-MATHIEU, C.; VANDEWALLE, H. Determination of muscular fatigue in elite runners. Eur. J. Appl. Physiol., Berlin, v. 94, n.1-2, p. 118-125, 2005.

HAZAKI, K.; ICHIHASHI, N.; MORINAGA, T. Electromyographic Analysis of thigh muscles in FNP Patterns of lower extremity: muscle activities in the lengthened range. J. Phys. Ther. Sci., Tokio, v. 8, p. 29-32, 1996.

HELBOSTAD, J. L., et al. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. J. Gerontol., Washington, v. 62, n.9, p. 1010-1015, 2007.

HERMENS, H. J., et al. The SENIAM Project: European recommendations for surface electromyography. CD-ROM. 2002

HORTOBAGYI, T., et al. Effects of intense "stretching"-flexibility training on the mechanical profile of the knee extensors and on the range of motion of the hip joint. Int. J. Sports Med., Stuttgart, v. 6, n.6, p. 317-321, 1985.

HORTOBAGYI, T.; DeVITA, P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 10, n.2, p. 117-126, 2000.

HORTOBAGYI, T., et al. Altered hamstring-quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis. Clin. Biomech. (Bristol, Avon), Oxford, v. 20, n.1, p. 97-104,

2005.

IVANENKO, Y.; POPPELE, R.; LACQUANITI, F. Five basic muscle activation patterns account of muscle activity during human locomotion. J Physiol, Paris, v. 556, n.1, p. 267-282, 2004.

JASKOLSKA, A., et al. EMG and MMG of agonist and antagonist muscles as a function of age and joint angle. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 16, n.1, p. 89-102, 2006.

JESPER, L. CENTRAL NERVOUS ADAPTATIONS TO STRENGTH TRAINING. 12th Annual Congress of the ECSS. Jyväskylä, Finland 2007.

JONES, A. M.; DOUST, J. H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. J. Sports Sci., London, v. 14, n.4, p. 321-327, 1996.

KANG, H. G.; DINGWELL, J. B. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. Gait Posture, Oxford, v. 27, n.4, p. 572-577, 2008.

KELLIS, E.; ARABATZI, F.; PAPADOPOULOS, C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 13, n.3, p. 229-238, 2003.

KERRIGAN, D. C., et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments Arch. Phys. Med. Rehabil., Chicago, v. 79, n.3, p. 317-322, 1998.

KHANDOKER, A. H.; PALANISWAMI, M.; BEGG, R. K. A comparative study on approximate entropy measure and poincare plot indexes of minimum foot clearance variability in the elderly during walking. J. Neuroengineering rehabil., London, v. 5, p. 4, 2008.

KOFOTOLIS, N., et al. Proprioceptive neuromuscular facilitation versus isokinetic training for strength, endurance and jumping performance. J. Hum. Movim. Studies, v. 42, p. 155-165, 2002.

\_\_\_\_\_. Proprioceptive neuromuscular facilitation training induced alterations in muscle fibre type and cross sectional area. Br. J. Sports Med., Loughborough v. 39, n.3, p. e11, 2005.

KOFOTOLIS, N.; KELLIS, E. Effects of two 4-week proprioceptive neuromuscular facilitation programs on muscle endurance, flexibility, and functional performance in women with chronic low back pain. Phys. Ther., New York, v. 86, n.7, p. 1001-1012, 2006.

KUMAR, S., et al. Measures of localized spinal muscle fatigue. Ergonomics, London, v. 49, n.11, p. 1092-1110, 2006.

KUPA, E. J., et al. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. J Appl Physiol, Bethesda, v. 79, n.1, p. 23-32, 1995.

LAJOIE, Y.; GALLAGHER, S. P. Predicting falls within the elderly community: comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. Arch. Gerontol. Geriatr., Amsterdam, v. 38, n.1, p. 11-26, 2004.

LARSEN, A. H., et al. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 18, n.4, p. 568-580, 2008.

LEE, L. W.; KERIGAN, D. C. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. Am. J. Phys. Med Rehabil, Baltimore v. 78, n.3, p. 242-246, 1999.

LEE, H. J.; CHOU, L. S. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. Arch. Phys. Med. Rehabil., Chicago, v. 87, n.4, p. 569-575, 2006.

LI, F., et al. Tai Chi and fall reductions in older adults: a randomized controlled trial. J. Gerontol, Washington, v. 60, n.2, p. 187-194, 2005.

LOCKHART, T. E.; WOLDSTAD, J. C.; SMITH, J. L. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. Ergonomics, London, v. 46, n.12, p. 1136-1160, 2003.

LOCKHART, T. E.; KIM, S. Relationship between hamstring activation rate and heel contact velocity: factors influencing age-related slip-induced falls. Gait Posture, Oxford, v. 24, n.1, p. 23-34, 2006.

LOCKHART, T. E. An integrated approach towards identifying age-related mechanisms of slip initiated falls. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 18, n.2, p. 205-217, 2008.

LORD, S. R.; CLARK, R. D. Simple physiological and clinical tests for the accurate prediction of falling in older people. Gerontology, Basel, v. 42, n.4, p. 199-203, 1996.  
MACALUSO, A., et al. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. Muscle Nerve, Boston, v. 25, n.6, p. 858-863, 2002.

MADUREIRA, M., et al. Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial. Osteoporos Int, London, v. 18, p. 419-425, 2007.

MALATESTA, D., et al. Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. J Appl Physiol, Bethesda, v. 95, n.6, p. 2248-2256, 2003.

\_\_\_\_\_. Aerobic determinants of the decline in preferred walking speed in healthy,

active 65- and 80-year-olds. Pflugers Arch, Berlin, v. 447, n.6, p. 915-921, 2004.

MANGIONE, K., et al. Can Elderly Patients Who Have Had a Hip Fracture Perform Moderate- to High-Intensity Exercise at Home? Phys. Ther., New York, v. 85, p. 727-739, 2005.

MANNION, A. F., et al. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. Spine, New York, v. 23, n.5, p. 576-584, 1998.

MARTIN, P. E.; SANDERSON, D. J.; UMBERGER, B. R. Fatores que afetam as frequências de movimento preferidas em atividades cíclicas. In: V. M. Zatsiorsky (Ed.). Biomecânica no esporte. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. Fatores que afetam as frequências de movimento preferidas em atividades cíclicas, p.111-124

MATHUR, S.; ENG, J. J.; MACINTYRE, D. L. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 15, n.1, p. 102-110, 2005.

MATSAS, A.; TAYLOR, N.; MCBURNEY, H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. Gait Posture, Oxford v. 11, n.1, p. 46-53, 2000.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. Age Ageing, London, v. 33, n.6, p. 602-607, 2004.

MIAN, O. S., et al. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. Acta physiologica, (Oxford), v. 186, n.2, p. 127-139, 2006.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. Med. Sci. Sports Exerc, Madison, v. 14, n.3, p. 198-202, 1982.

OLIVEIRA, A. D.; GONCALVES, M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. J Electromyogr Kinesiol, New York, 2007 (in press).

OLIVEIRA, A. C., et al. Acute responses during a high resistance training session. J. Strength cond. Res, Lincoln. (in press), 2008.

OSTROSKY, K. M., et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. Phys. Ther., New York, v. 74, n.7, p. 637-644; discussion 644-636, 1994.

PEREIRA, S., et al. Projeto Diretrizes - Quedas em Idosos: Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia, 2001. Disponível em: [http://www.projetodiretrizes.org.br/projeto\\_diretrizes/082.pdf](http://www.projetodiretrizes.org.br/projeto_diretrizes/082.pdf). Acesso: 3 nov. 2006

PEREIRA, M.; GONCALVES, M. Subjective, Cardiovascular and EMg spectral recovery after lumbar extension exhaustion test. J. Back Musculoskelet. Rehabil., Amsterdam. (in press), 2008.

\_\_\_\_\_. Extensão isométrica do tronco: análise da recuperação de parâmetros eletromiográficos. Fisioter. Mov., Curitiba, v. 20, n.4, p. 91-99, 2007.

\_\_\_\_\_. Contrações isométricas fatigantes de músculos lombares: a influência do gênero sobre variáveis EMG. In: XVII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2007, São Paulo. Rev. Bras. Fisioter. São Carlos, 2007. v. 11S. p. 317-317.

PEREIRA, M. P. et al . Efeito do gênero sobre fatigabilidade da musculatura lombar. Motriz (Rio Claro), v. 12, n. 1, p. 43-50, 2006.

PERRY, M. C., et al. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. Eur. J. Appl. Physiol., Berlin, v. 100, n.5, p. 553-561, 2007.

PIJNAPPELS, M., et al. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. Eur. J. Appl. Physiol., Berlin, v. 102, n.5, p. 585-592, 2008.

RAO, S. S. Prevention of falls in older patients. Am. Fam Physician, Kansas City, v. 72, n.1, p. 81-88, 2005.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Plasticity of dynamic muscle performance with strength training in elderly humans. Muscle Nerve, Boston, v. 31, n.3, p. 355-364, 2005.

RICAMATO, A. L.; HIDLER, J. M. Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. J Electromyogr Kinesiol, New York, v. 15, n.4, p. 384-392, 2005.

ROGERS, M. E., et al. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. Prev. Med., New York, v. 36, n.3, p. 255-264, 2003.

SADEGHI, H., et al. Simultaneous, bilateral, and three-dimensional gait analysis of elderly people without impairments. American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, v. 83, n.2, p. 112-123, 2004.

SADEGHI, H., et al. Simultaneous, bilateral, and three-dimensional gait analysis of elderly people without impairments. Am. J. Phys. Med. Rehabil., Baltimore, v. 83, n.2, p. 112-123, 2004.

SANTOS, M. L. C.; ANDRADE, M. C. Incidência de quedas relacionadas aos fatores de risco em idosos institucionalizados. Rev. Baiana de Saúde Pública, Salvador, v. 29, n.1, p. 57-68, 2005.

SHIMURA, K.; KASAI, T. Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation on the initiation of voluntary movement and motor evoked potentials in upper limb muscles. Hum. Mov. Sci., Amsterdam, v. 21, n.1, p. 101-113, 2002.

SLEIVERT, G. G.; WENGER, H. A. Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated electromyography, and tibial nerve conduction velocity. Arch. Phys. Med. Rehabil., Chicago, v. 75, n.12, p. 1315-1321, 1994.

SOSNOFF, J. J.; NEWELL, K. M. The generalization of perceptual-motor intra-individual variability in young and old adults. J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci, Washington, v. 61, n.5, p. P304-310, 2006.

STEADMAN, J.; DONALDSON, N.; KALRA, L. A randomized controlled trial of an enhanced balance training program to improve mobility and reduce falls in elderly patients. JAGS, New York, v. 51, n.6, p. 847-852, 2003.

STEVENS, J., et al. Self-Reported Falls and Fall-Related Injuries Among Persons Aged  $\geq 65$  Years—United States, 2006. J. Safety Res., Itasca, v. 39, p. 345–349, 2008.

SUETTA, C., et al. Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hip-osteoarthritis. J Appl Physiol, Bethesda, v. 102, n.3, p. 942-948, 2007.

SURBURG, P. R.; SCHRADER, J. W. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Techniques in Sports Medicine: A Reassessment. J. Athl. Train., Dallas, v. 32, n.1, p. 34-39, 1997.

SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. Gait Posture, Oxford, v. 14, n.1, p. 61-70, 2001.

SYED, I. Y.; DAVIS, B. L. Obesity and osteoarthritis of the knee: hypotheses concerning the relationship between ground reaction forces and quadriceps fatigue in long-duration walking. Med. Hypotheses, Edinburgh, v. 54, n.2, p. 182-185, 2000.

TERAMOTO, S., et al. Falls Self-Efficacy And Gait Performance After Gait And Balance Training In Older People. JAGS, New York, v. 56, n.6, p. 1154-1155, 2008.

TORTOZA, C.; GONÇALVES, M. Montagem de um sistema de sinalização para aquisição simultânea de sinais eletromiográficos e cinematográficos. I Simpósio de Iniciação Científica e V Encontro Interno de Trabalhos Científicos da Unesp

promovido pel PET/ CAPES- Ciências Biológicas. Rio Claro/SP 1993.

VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. Muscle Nerve, Boston, v. 25, n.1, p. 17-25, 2002.

VOORRIPS, L. E., et al. A physical activity questionnaire for the elderly. Med. Sci. Sports Exerc, Madison, v. 23, n.8, p. 974-979, 1991.

VOSS, D. E.; IONTA, M. K. S.; MYERS, B. J., Eds. Facilitação neuromuscular proprioceptiva: padrões e técnicas. Editora Médica Panamericana, v.3. 1990.

WANG, R. Y. Effect of proprioceptive neuromuscular facilitation on the gait of patients with hemiplegia of long and short duration. Phys. ther, New York, v. 74, n.12, p. 1108-1115, 1994.

WATELAIN, E., et al. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. Arch. Phys. Med. Rehabil., Chicago, v. 81, n.5, p. 579-586, 2000.

WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G.; LANNERGREN, J. Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? News Physiol Sci, Maryland, v. 17, p. 17-21, 2002.

WINTER, D. A.; YACK, H. J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., Amsterdam, v. 67, n.5, p. 402-411, 1987.

## 6. ANEXO I - Questionário de atividade física

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_

### ATIVIDADES DE CASA

**1. Você faz serviços domésticos leves? (lavar louça, costurar, tirar pó, etc)?**

|   |                                                      |
|---|------------------------------------------------------|
| 0 | Nunca (< de 1 vez ao mês)                            |
| 1 | Às vezes (somente quando não tem ninguém pra ajudar) |
| 2 | Normalmente (somente ajudado por alguém)             |
| 3 | Sempre (sozinho ou acompanhado)                      |

**2.**

**3. Você faz serviços domésticos pesados? (lavar chão e janelas, carregar peso, etc)?**

|   |                                                      |
|---|------------------------------------------------------|
| 0 | Nunca (< de 1 vez ao mês)                            |
| 1 | Às vezes (somente quando não tem ninguém pra ajudar) |
| 2 | Normalmente (somente ajudado por alguém)             |
| 3 | Sempre (sozinho ou acompanhado)                      |

**4. Para quantas pessoas você limpa a casa? (marque 0 se as respostas foram "nunca" na questão 1 e 2)**

**5. Quantos cômodos você limpa?**

|   |                             |
|---|-----------------------------|
| 0 | Nunca faz serviço doméstico |
| 1 | 1-6 cômodos                 |
| 2 | 2-7 cômodos                 |
| 3 | 10 ou mais cômodos          |

**6. Se não o cômodo todo, quantos pisos? (marque 0 se a resposta para a questão 4 foi nunca).**

**7. Você prepara comida quente sozinho ou ajuda a preparar**

|   |                                     |
|---|-------------------------------------|
| 0 | Nunca                               |
| 1 | Às vezes (uma ou 2 vezes na semana) |
| 2 | Normalmente (3-5 vezes na semana)   |
| 3 | Sempre (mais de 5 vezes na semana)  |

**8. Quantos lances de escada você sobe por dia (10 degraus)**

|   |                   |
|---|-------------------|
| 0 | Nunca subo escada |
| 1 | 1-5               |
| 2 | 6-10              |
| 3 | Mais de 10        |

**9. Se você vai a algum lugar na cidade, que tipo de transporte você usa?**

|   |                    |
|---|--------------------|
| 0 | Nunca saio de casa |
| 1 | Carro              |
| 2 | Transporte público |
| 3 | Bicilieta          |
| 4 | Caminhando         |

**10. Com que frequência você faz compras?**

|   |                                     |
|---|-------------------------------------|
| 0 | Nunca ou menos de uma vez na semana |
| 1 | Uma vez por semana                  |
| 2 | Duas a quatro vezes por semana      |
| 3 | Todo dia                            |

**11. Quando vai as compras, que tipo de transporte usa?**

|   |                               |
|---|-------------------------------|
| 0 | Nunca saio para fazer compras |
| 1 | Carro                         |
| 2 | Transporte público            |
| 3 | Bicilieta                     |
| 4 | Caminhando                    |

**Score de ATIVIDADES DOMÉSTICAS**  
 $(Q1 + Q2 + \dots + Q10)/10 =$  \_\_\_\_\_  
 ATIVIDADES DESPORTIVAS

**Você pratica algum esporte?**

**Sport 1:** nome: \_\_\_\_\_

Intensidade (código) \_\_\_\_ (1a)

Horas por semana (cod) \_\_\_\_ (1b)

Período do ano (cod) \_\_\_\_ (1c)

**Sport 2:** nome: \_\_\_\_\_

Intensidade (código) \_\_\_\_ (2a)

Horas por semana (cod) \_\_\_\_ (2b)

Período do ano (cod) \_\_\_\_ (2c)

**Score de ATIVIDADES DESPORTIVAS:**

$$\sum_{i=1}^2 (1a_i * 1b_i * 1c_i) =$$

## ATIVIDADES DE LAZER

**Atividade 1:** nome: \_\_\_\_\_  
 intensidade (código) \_\_\_\_\_ (1a)  
 Horas por semana (cod) \_\_\_\_\_ (1b)  
 Período do ano (cod) \_\_\_\_\_ (1c)

**Atividade 2:** nome: \_\_\_\_\_  
 Intensidade (código) \_\_\_\_\_ (1a)  
 Horas por semana (cod) \_\_\_\_\_ (1b)  
 Período do ano (cod) \_\_\_\_\_ (1c)

**Escore de ATIVIDADES DE LAZER:**

$$\sum_{i=1}^2 (ta + tb + tc) = \underline{\hspace{2cm}}$$

**ESCORE FINAL: ATIVIDADES  
 DOMÉSTICAS + ATIVIDADES  
 DESPORTIVAS + ATIVIDADE DE LAZER**

**Códigos:**

*Intensidade:*

|   |                                   |       |
|---|-----------------------------------|-------|
| 0 | Deitado, sem carga                | 0.028 |
| 1 | Sentado, sem carga                | 0.146 |
| 2 | Sentado com movimentos dos braços | 0.297 |
| 3 | Sentado com movimentos do corpo   | 0.703 |

|   |                                                                |       |
|---|----------------------------------------------------------------|-------|
| 4 | De pé, sem carga                                               | 0.174 |
| 5 | Em pé, com movimentos dos braços                               | 0.307 |
| 6 | Em pé, com movimentos do corpo                                 | 0.890 |
| 7 | Andando, com movimentos dos braços                             | 1.368 |
| 8 | Andando, com movimentos do corpo, correndo, nadando, pedalando | 1.890 |

*Horas por semana:*

|   |            |     |
|---|------------|-----|
| 1 | Menos de 1 | 0.5 |
| 2 | 1,2 - 2,2  | 1.5 |
| 3 | 2,3 - 3,3  | 2.5 |
| 4 | 3,4 - 4,4  | 3.5 |
| 5 | 4,5 - 5,5  | 4.5 |
| 6 | 5,6 - 6,6  | 5.5 |
| 7 | 6,7 - 7,7  | 6.5 |
| 8 | 7,7 - 8    | 7.5 |
| 9 | Mais de 8  | 8.5 |

*Meses n ano:*

|   |            |      |
|---|------------|------|
| 1 | Menos de 1 | 0.04 |
| 2 | 1-3        | 0.17 |
| 3 | 4-6        | 0.42 |
| 4 | 7-9        | 0.67 |
| 5 | Mais de 9  | 0.67 |

## 7. ANEXO II - Escala de Equilíbrio de Berg

Nome \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_  
 Local \_\_\_\_\_ Idade \_\_\_\_\_  
 P.A. \_\_\_\_\_ FC \_\_\_\_\_ Experiência em esteira ( ) SIM ( ) NÃO  
 PRESENÇA DE DOR? ( ) NÃO ( ) SIM \_\_\_\_\_

| ITEM | DESCRIÇÃO                               | SCORE (0-4) |
|------|-----------------------------------------|-------------|
| 1.   | Levantando                              | _____       |
| 2.   | Permanecendo em pé sem suporte          | _____       |
| 3.   | Sentando sem suporte                    | _____       |
| 4.   | Sentando                                | _____       |
| 5.   | Transferência                           | _____       |
| 6.   | De pé com os olhos fechados             | _____       |
| 7.   | De pé com os pés juntos                 | _____       |
| 8.   | Alcançando com os braços esticado       | _____       |
| 9.   | Pegar objeto do chão                    | _____       |
| 10.  | Virar para olhar para trás              | _____       |
| 11.  | Virar 360 graus                         | _____       |
| 12.  | Colocando pés alternados na banquetela  | _____       |
| 13.  | Ficando com os pés a frente um do outro | _____       |
| 14.  | Ficar em um pé só                       | _____       |

**TOTAL** \_\_\_\_\_

### 1. LEVANTANDO

INSTRUÇÃO: "Por favor, se levante. Tente não usar suas mãos como suporte"

- ( ) 4 hábil em levantar sem usar as mãos e se estabiliza sozinho  
 ( ) 3 hábil em se levantar, usando as mãos  
 ( ) 2 hábil em se levantar usando as mãos após várias tentativas  
 ( ) 1 precisa de um cuidado mínimo para levantar ou se estabilizar  
 ( ) 0 precisa de um cuidado moderado para se levantar

### 2. PERMANECENDO EM PÉ SEM APOIO

INSTRUÇÃO: "Por favor, permaneça em pé por 2 minutos sem desequilibrar"

- ( ) 4 hábil em permanecer em pé por 2 minutos  
 ( ) 3 hábil em permanecer em pé por 2 minutos com ajuda  
 ( ) 2 hábil em permanecer em pé por 30 segundos sem suporte  
 ( ) 1 precisa de várias tentativas para ficar em pé por 30 segundos sem suporte  
 ( ) 0 inábil em permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

***Se o sujeito conseguir ficar em pé por 2 minutos sem apoio, pontue o máximo no item 3 e prossiga no item número 4***

### 3. SENTADO COM AS COSTAS SEM SUPORTE, MAS COM OS PÉS NO CHÃO OU EM UMA BANQUETA

INSTRUÇÃO: “Por favor sente-se com seus braços cruzados por 2 minutos

- ( ) 4 capaz de permanecer sentado com segurança por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos com ajuda
- ( ) 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- ( ) 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- ( ) 0 incapaz de permanecer sentado sem suporte por 10 segundos

### 4. SENTANDO

INSTRUÇÃO: “Por favor, sente”

- ( ) 4 senta sem ajuda mínima das mãos
- ( ) 3 controla a descida com as mãos
- ( ) 2 usa as costas das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- ( ) 1 senta independentemente, mas não controla a descida
- ( ) 0 precisa de assistência para se sentar

### 5. TRANSFERÊNCIAS

INSTRUÇÃO: Coloque cadeira(s) para uma transferência em pivô. Peça ao sujeito que se transfira para uma cadeira de braço e para uma cadeira sem braço.

- ( ) 4 consegue se transferir sem problemas sem usar as mãos
- ( ) 3 consegue se transferir sem problemas usando as mãos
- ( ) 2 consegue se transferir com estímulo verbal e/ou ajuda
- ( ) 1 precisa de uma pessoa para ajudar
- ( ) 0 precisa de 2 pessoas para ajudar ou para que seja seguro

### 6. EM PÉ COM OS OLHOS FECHADOS

INSTRUÇÃO: “Por favor, feche os olhos e fique em pé por 10 segundos”

- ( ) 4 hábil em permanecer 10 segundos com segurança
- ( ) 3 hábil em ficar 10 segundos com supervisão
- ( ) 2 hábil em ficar 3 segundos
- ( ) 1 inabil em ficar com os olhos fechados, mas fica em pé
- ( ) 0 precisa de ajuda para evitar a queda

### 7. EM PÉ COM OS PÉS JUNTOS

INSTRUÇÃO: “Coloque seus pés juntos e fique em pé sem titubiar”

- ( ) 4 hábil em ficar com os pés juntos e permanecer 1 minuto em segurança
- ( ) 3 hábil em ficar com os pés juntos por um minuto com supervisão
- ( ) 2 hábil em colocar os pés juntos por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para manter a postura, mas fica com os pés juntos por 15 segundos
- ( ) 0 necessita de ajuda para manter a posição e não mantém 15 segundos

### 8. ALCANÇANDO A FRENTE COM O BRAÇO ESTENDIDO EM PÉ

INSTRUÇÕES: “Levante os braços a 90 graus. Estique os dedos e alcance o mais longe que você puder”. Examinador coloca uma régua na ponta dos dedos enquanto o braço estiver a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua. A medida deve ser a qual os dedos alcançam. Quando possível, peça ao sujeito para usar os dois braços para evitar a rotação do braço.

- ( ) 4 alcança mais de 25 cm (10 inches)
- ( ) 3 alcança mais de 12,5 cm sem dificuldades
- ( ) 2 alcança mais de 5 centímetros sem dificuldades
- ( ) 1 alcança a frente, mas precisa de ajuda
- ( ) 0 perde o equilíbrio ou precisa de ajuda externa

### 9. PEGAR OBJETOS DO CHÃO

INSTRUÇÃO: “Pegue um objeto do chão que esta a sua frente”

- ( ) 4 consegue pegar sem problemas
- ( ) 3 consegue pegar mas precisa de supervisão
- ( ) 2 não consegue pegar, mas chega a 2-5 cm do objeto e se equilibra
- ( ) 1 não consegue pegar e precisa de supervisão enquanto tenta
- ( ) 0 não consegue pegar/ precisa de assistência para manter o equilíbrio e não cair

**10. OLHANDO ACIMA DO OMBRO EM PÉ**

INSTRUÇÃO: “Vire para olhar diretamente sobre seu ombro direito. Repita com o esquerdo”. Examinador pode por um objeto para o voluntário olhar para encorajá-lo.

- ☐ 4 olha para trás em ambos os lados e distribui bem o peso
- ☐ 3 olha para um lado e o outro lado recebe menor distribuição de peso
- ☐ 2 vira para os lados apenas, mas mantém a postura
- ☐ 1 precisa de ajuda enquanto se vira
- ☐ 0 precisa de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

**11. Realiza um giro de 360 graus no lugar**

INSTRUÇÃO: “Vire completamente em um círculo completo. Pare. Vire para o outro lado.”

- ☐ 4 gira 360 graus tranquilamente em 4 segundos ou menos
- ☐ 3 consegue gira 360 graus para um lado em menos de 4 segundos
- ☐ 2 consegue gira 360 graus, mas vagarosamente
- ☐ 1 precisa de supervisão de perto ou encorajamento verbal
- ☐ 0 precisa de ajuda para girar

**12. ALTERNANDO OS PÉS NA POSTURA EM PÉ**

INSTRUÇÃO: “Coloque os pés alternadamente em cima da banquetela. Continue enquanto cada pé tenha enconstado quatro vezes.”

- ☐ 4 hábil a fazer a tarefa sem problemas e completa os oito passos em 20 segundos
- ☐ 3 hábil em completar a tarefa em mais de 20 segundos
- ☐ 2 hábil em completar 4 passos sem supervisão

- ☐ 1 hábil em completar mais de 2 passos com assistência
- ☐ 0 precisa de ajuda para não cair ou para tentar

**13. EM PÉ COM UM PÉ A FRENTE**

INSTRUÇÃO: (DEMOSTRE AO SUJEITO)

Coloque um pé diretamente na frente do outro. Se sentir que não conseguirá colocar diretamente na frente do outro, coloque os pés de tal forma que o calcanhar fique na direção dos dedos do outro pé (nesse caso, para marcar 3 pontos o comprimento do passo deve exceder o comprimento do outro pé e a largura deve ser aproximadamente da passada normal)

- ☐ 4 capaz de colocar os pés um na frente do outro por 30 seg
- ☐ 3 capaz de colocar os pés a frente independentemente por 30 segundos
- ☐ 2 capaz de manter um pequeno passo sozinho e manter 30 segundos
- ☐ 1 precisa de ajuda para manter 15 segundos
- ☐ 0 perde o equilíbrio

**14. FICAR EM PÉ COM UM APOIO**

INSTRUÇÃO: “Fique em uma perna o quanto tempo você conseguir”

- ☐ 4 capaz de ficar mais de 10 segundos
- ☐ 3 capaz de ficar entre 5 e 10 segundos
- ☐ 2 capaz de ficar 3 segundos
- ☐ 1 tenta levantar a perna, mas não fica mais de 3 segundos
- ☐ 0 incapaz de levantar a perna ou precisa de ajuda para evitar a queda

**( ) ESCORE TOTAL (maximo = 56)**

## 8. ANEXO III - Anamnese

### 1. Dados

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_

Anos: \_\_\_\_\_; Telefone contato: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

### 2. Marcha

1. Dificuldade durante a marcha ? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_

Melhora com? \_\_\_\_\_ Piora como? \_\_\_\_\_

2. Sente alguma dor ou desconforto? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_

Melhora com? \_\_\_\_\_ Piora como? \_\_\_\_\_

3. Se utiliza de algum dispositivo ? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_

### 3. Histórico

1. Presença de dor ? S ( ) N ( ) Onde?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_

Melhora com? \_\_\_\_\_ Piora como? \_\_\_\_\_

2. Problemas cardíacos ? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_ Estável ? S ( ) N ( )

Quando foi a última crise? \_\_\_\_\_

3. Problemas respiratórios ? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_ Estável ? S ( ) N ( )

Quando foi a última crise? \_\_\_\_\_

4. Problemas de equilíbrio ? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_ Estável ? S ( ) N ( )

Quando foi a última crise? \_\_\_\_\_

5. Já sofreu quedas ? S ( ) N ( ) Quantas?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_

6. Problemas neurológicos ? S ( ) N ( ) Qual?: \_\_\_\_\_

A quanto tempo? \_\_\_\_\_ Estável ? S ( ) N ( )

Quando foi a última crise? \_\_\_\_\_

#### 4. Medicamentos:

1. Toma medicamentos ? S ( ) N ( )

2. Quais?

| Medicamento | Duração | Frequência | Função |
|-------------|---------|------------|--------|
| _____       | _____   | _____      | _____  |
| _____       | _____   | _____      | _____  |
| _____       | _____   | _____      | _____  |
| _____       | _____   | _____      | _____  |

## 9. ANEXO IV – Dados individuais

**TABELA 1:** Idade (anos), Altura (metros), Massa corpórea (quilogramas), Nível de atividade física [Nível Atv. Física] em unidades arbitrárias – segundo Voorrips et al, 1999) e distância do centro da articulação do joelho à célula de carga (Distância – usada para calcular os valores de Torque) das nove voluntárias avaliadas no estudo.

|        | <b>Idade</b> | <b>Altura</b> | <b>Peso</b> | <b>Nível Atv Física</b> | <b>Distância</b> |
|--------|--------------|---------------|-------------|-------------------------|------------------|
| Vol 1  | 81           | 1,54          | 73,3        | 6,52                    | 34,5             |
| Vol 2  | 65           | 1,47          | 62,3        | 4,32                    | 32               |
| Vol 3  | 70           | 1,48          | 61,1        | 5,93                    | 33,5             |
| Vol 4  | 81           | 1,44          | 52,5        | 8,55                    | 32,5             |
| Vol 5  | 74           | 1,61          | 61,6        | 5,8                     | 32,5             |
| Vol 6  | 68           | 1,49          | 63,6        | 5,26                    | 35               |
| Vol 7  | 62           | 1,59          | 66,7        | 1,88                    | 35               |
| Vol 8  | 69           | 1,48          | 47          | 4,41                    | 37               |
| Vol 9  | 80           | 1,52          | 71,1        | 7,17                    | 30               |
| Vol 10 | 77           | 1,52          | 67,5        | 5,93                    | 30               |
| Vol 11 | 68           | 1,56          | 72          | 4,21                    | 37               |
| Vol 12 | 75           | 1,61          | 73,2        | 7,98                    | 35               |
| Vol 13 | 77           | 1,51          | 63          | 7,18                    | 36               |
| Vol 14 | 64           | 152           | 62,2        | 8,07                    | 35               |
| Vol 15 | 64           | 164           | 62          | 8,3                     | 34,5             |

**TABELA 2:** Escore em cada atividade (At 1, At 2, etc) proposta pela Escala de Equilíbrio de Berg e resultado final (Total) de cada voluntário (V1, V2, etc).

|     | <b>At 1</b> | <b>At 2</b> | <b>At 3</b> | <b>At 4</b> | <b>At 5</b> | <b>At 6</b> | <b>At 7</b> | <b>At 8</b> | <b>At 9</b> | <b>At 10</b> | <b>At 11</b> | <b>At 12</b> | <b>At 13</b> | <b>At 14</b> | <b>Total</b> |
|-----|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| V 1 | 3           | 4           | 4           | 3           | 3           | 3           | 3           | 3           | 4           | 3            | 4            | 3            | 3            | 1            | 44           |
| V 2 | 4           | 4           | 4           | 2           | 4           | 3           | 3           | 4           | 4           | 4            | 2            | 2            | 2            | 3            | 45           |
| V 3 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 3           | 3           | 3           | 3            | 2            | 4            | 2            | 3            | 43           |
| V 4 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 3           | 4           | 4           | 2            | 3            | 4            | 2            | 1            | 43           |
| V 5 | 4           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 3           | 4           | 4           | 2            | 2            | 3            | 3            | 1            | 43           |
| V 6 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 3           | 4           | 3           | 4           | 4            | 3            | 4            | 2            | 3            | 46           |
| V 7 | 3           | 4           | 4           | 3           | 3           | 4           | 4           | 4           | 3           | 2            | 1            | 1            | 0            | 3            | 39           |
| V 8 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 4           | 3           | 4           | 2            | 2            | 2            | 3            | 4            | 44           |
| V 9 | 3           | 4           | 4           | 3           | 3           | 3           | 4           | 4           | 4           | 2            | 3            | 4            | 3            | 2            | 46           |
| V10 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 4           | 3           | 4           | 3            | 4            | 4            | 2            | 1            | 45           |
| V11 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 4           | 4           | 4           | 2            | 3            | 3            | 2            | 2            | 44           |
| V12 | 3           | 4           | 4           | 2           | 3           | 4           | 4           | 3           | 4           | 3            | 4            | 4            | 2            | 2            | 46           |
| V13 | 4           | 4           | 4           | 2           | 4           | 4           | 3           | 3           | 3           | 2            | 2            | 3            | 3            | 1            | 42           |
| V14 | 3           | 4           | 4           | 2           | 4           | 4           | 4           | 3           | 4           | 2            | 4            | 4            | 2            | 2            | 46           |
| V15 | 3           | 4           | 4           | 2           | 4           | 4           | 4           | 4           | 4           | 4            | 3            | 3            | 2            | 1            | 46           |

## 10. ANEXO V – Rotinas em ambiente MatLab®

### Isométrica.m

```
clear;
close all;
clc;

outro=1;

% Entrando com o nome do voluntario

vol=input('Quais as tres iniciais da voluntaria?
ex: mar: ', 's');
teste=input('Teste ou Re-Teste? ex: t ou r:
','s');
lynx=input('O teste foi feito com o Lynx? ex: s
','s');

while outro<=2;

    %%% Entrando com os dados do Lynx

    % Determinando dados do arquivo

    mov=input('A coleta e de fexao ou de
    extensao? ex: f ou e: ', 's');
    tentativa=input('Qual a tentativa? ex: 1, 2 ou
    3?: ', 's');
    quadro=input('Qual o primeiro quadro em
    que a lampada aparece? ');
    if mov=='f'
        'Entre com o arquivo de celula de carga -
        FLEXAO'
    elseif mov=='e'
        'Entre com o arquivo de celula de carga -
        EXTENSAO'
    end

    %%% Entrando com os dados do Noraxon
    f='f';
    y_nome=[vol mov tentativa teste f];
    ext_nome=['.txt'];
    y=[y_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['mm = ' y_nome ' (:.:);']);

    %%% Entrando com os dados do
    EMGSystem/Lynx
    if lynx=='s' | lynx=='S'
        difer=length(mm(:,1))-quadro;

        if length(celf)>difer
            elseif length(celffi)<=difer
                celf=celf;
                celffi=celffi;
                final=length(celf)+quadro-1;
```

```
ex_arqu='.tem';
disp('Nome do arquivo da tentativa:')
disp('Abrindo arquivo...')
[filename, pathname, filterindex] =
uigetfile(ex_arqu, 'Selecione o arquivo
desejado');
disp('')
if filename==0
    disp('Finalizado')
    return
end

nome_do_arquivo_escolhido=filename;
nome_do_arquivo_escolhido

%%% Carregando o arquivo desejado

if ex_arqu == '.tem';
    x=lynxgeng(filename);
else
    eval(['load ' filename]);
    tam_nome=length(filename);
    tam_nome_sem_ex=tam_nome-4;

    x_nome=filename(1:tam_nome_sem_ex);
    eval(['x = ' x_nome ' (:.:);']);
end

cel = ((x(:,2))*9.806650029);
x_nome=[vol mov tentativa teste];
end

if lynx~='s'
    x_nome=[vol mov tentativa teste];
    ext_nome=['.dat'];
    x=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' x]); % carregando o arquivo
    eval(['x = ' x_nome ' (:.:);']);
    lamp = ((x(:,1)));
    inicio=find(lamp<4.9536);
    cel =
    ((x(inicio(1):length(lamp),2))*9.806650029);
end

celf=cel;
[a,h]=butter(5,5/500,'low');
celffi=filtfilt(a,h,celf);
tamanho=length(cel);
quadro=round((quadro/59.94)*1000);
final=length(mm(:,1))-1;
celff=celf(1:difer);
celffi=celffi(1:difer);
end

m1a=mm(quadro:final,2);
m2a=mm(quadro:final,3);
```

```

m3a=mm(quadro:final,4);
m4a=mm(quadro:final,5);

%Apresentando Graficos com dados da
tentativa

freq=1000;
temp=(0:0.001:(length(m1a)/1000));
tempo=(temp(2:length(temp)));

if mov=='f'
    maxim=max(m4a)+100;
    minim=min(m4a)-100;
    maxcel=max(cel)+15;
    mincel=0;
elseif mov=='e'
    maxim=max(m1a)+100;
    minim=min(m1a)-100;
    maxcel=max(cel)+15;
    mincel=0;
end

figure('Color',[0 0 0],
'Units','pixels','Position',[50 50 1200 680])
subplot(5,1,1)
plot(tempo,m1a);
axis([0 (length(m1a)/1000) minim maxim]);
set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontSize',11);
ylabel('VL - Amplitude ( $\mu$ V)', 'FontSize', 8);
subplot(5,1,2)
plot(tempo,m2a);
axis([0 (length(m1a)/1000) minim maxim]);
set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontSize',11);
ylabel('RF - Amplitude ( $\mu$ V)', 'FontSize', 8);
subplot(5,1,3)
plot(tempo,m3a);
axis([0 (length(m1a)/1000) minim maxim]);
set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontSize',11);
ylabel('VM - Amplitude ( $\mu$ V)', 'FontSize', 8);
subplot(5,1,4)
plot(tempo,m4a);
axis([0 (length(m1a)/1000) minim maxim]);
set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontSize',11);
ylabel('BF - Amplitude ( $\mu$ V)', 'FontSize', 8);
subplot(5,1,5)
plot(tempo,celffi);
axis([0 (length(celffi)/1000) 0 maxcel+10]);
set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontSize',11);
xlabel('Tempo (seg)', 'FontSize', 14);
ylabel('Carga (N.m)', 'FontSize', 8);

rmsmax3=max(rmsemm3);
rmsmax4=max(rmsemm4);
%%%%%%%%%% Espectrais %%%%%%%%%%%

```

```

corte=input('Gostaria de cortar algum trecho
anterior a contracao? ex: s ou n :','s');
disp('Cuidado para nao cortar os musculos!!')

```

```

if corte=='s'
    disp('Clique em 2 pontos: 1 - corte da
contacao; 2 - trecho a ser analisado')
    [xpt_inicio, ypt_inicio] = ginput(2);
    inicio_corte = round((xpt_inicio(1))*1000);
    m1=m1a(inicio_corte:length(m1a),:);
    m2=m2a(inicio_corte:length(m1a),:);
    m3=m3a(inicio_corte:length(m1a),:);
    m4=m4a(inicio_corte:length(m1a),:);
    celffi=celffi(inicio_corte:length(celffi),:);
    inicio = round((xpt_inicio(2))*1000);
    inicio_pt=inicio-inicio_corte;
    final_pt=inicio_pt+1000;

```

```

elseif corte=='n'
    [xpt_inicio, ypt_inicio] = ginput(1);
    inicio_pt = round((xpt_inicio(1))*1000);
    final_pt=inicio_pt+1000;
    m1=m1a;
    m2=m2a;
    m3=m3a;
    m4=m4a;
    celffi=celffi;
end

```

```
close
```

```
%%% Calcula as variaveis do segundo
escolhido
```

```

mm1=m1(inicio_pt:final_pt-1,:);
mm2=m2(inicio_pt:final_pt-1,:);
mm3=m3(inicio_pt:final_pt-1,:);
mm4=m4(inicio_pt:final_pt-1,:);
celula=celffi(inicio_pt:final_pt-1,:);

```

```
close all
```

```
%%%%%%%%%% RMS %%%%%%%%%%%
```

```

rmsemgmm1=rms_emg(mm1, 1/1000,0.025);
rmsemgmm2=rms_emg(mm2, 1/1000,0.025);
rmsemgmm3=rms_emg(mm3, 1/1000,0.025);
rmsemgmm4=rms_emg(mm4, 1/1000,0.025);

```

```

avgrmsemm1=mean(rmsemm1);
avgrmsemm2=mean(rmsemm2);
avgrmsemm3=mean(rmsemm3);
avgrmsemm4=mean(rmsemm4);

```

```

rmsmax1=max(rmsemm1);
rmsmax2=max(rmsemm2);

```

```

[fmean1, fmed1, pt1, pp1,
fpt1]=espectral(mm1, freq);

```

```

[fmean2, fmed2, pt2, pp2,
 fpt2]=espectral(mm2, freq);
[fmean3, fmed3, pt3, pp3,
 fpt3]=espectral(mm3, freq);
[fmean4, fmed4, pt4, pp4,
 fpt4]=espectral(mm4, freq);

fft_mx=fft(mm4,
 (length(mm4)+length(mm4)/2));
Phh_mx=fft_mx.*conj(fft_mx)/length(mm4);
Phh_mx=Phh_mx(1:(length(mm4)/2));
frq=1000.*(1:((length(mm4)/2)))/length(mm4);

plot(frq,Phh_mx)

%%%%%%%%%% Cel %%%%%%%%%%%

avgcelula=mean(celula);

maxcelula=max(celula);

%%%%%%%%%% Trabalhar com Taxas

% Definindo inicio da celula e separando os
dados que serao analisados
inicio_forca=find(celffic>maxcelula*0.15);
linha_inicio=inicio_forca(1);

valores_cel_ativ=celffic(linha_inicio:length(celf
fic));

% Normalizando pelo max - cel

valores_cel_ativ_n=((valores_cel_ativ./(max(c
elffic)))*100);

% Definindo dados de EMG que serao
analisados

%%%%%%%%%% M1
mm1=m1(linha_inicio-70:length(m1));
m1_filt=(mm1);
mm1_filt=abs(m1_filt);
[a,h]=butter(5,6/500,'low');
mmm1_filt=filtfilt(a,h,mm1_filt);

%%%%%%%%%% M2
mm2=m2(linha_inicio-70:length(m2));
m2_filt=(mm2);
mm2_filt=abs(m2_filt);
[a,h]=butter(5,6/500,'low');
mmm2_filt=filtfilt(a,h,mm2_filt);

clear para_slope pl_cel

%%%%%%%%%% M3
mm3=m3(linha_inicio-70:length(m3));
m3_filt=(mm3);
mm3_filt=abs(m3_filt);
[a,h]=butter(5,6/500,'low');
mmm3_filt=filtfilt(a,h,mm3_filt);

%%%%%%%%%% M4
mm4=m4(linha_inicio-70:length(m4));
m4_filt=(mm4);
mm4_filt=abs(m4_filt);
[a,h]=butter(5,6/500,'low');
mmm4_filt=filtfilt(a,h,mm4_filt);

close

% Calculando as variaveis

% TDF carga fixa %

% 30%
inicio_30=find(celffic>maxcelula*0.3);
linha_30=inicio_30(1);
linhas_30=linha_30-linha_inicio;
tempo30=linhas_30;

para_slope=[1:linhas_30]';
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ(1:linhas_30),
 para_slope,1);
tdf30=[pl_cel(1,1)]';
clear para_slope pl_cel

% 50%
inicio_50=find(celffic>maxcelula*0.5);
linha_50=inicio_50(1);
linhas_50=linha_50-linha_inicio;
tempo50=linhas_50;
para_slope=[1:linhas_50]';
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ(1:linhas_50),
 para_slope,1);
tdf50=[pl_cel(1,1)]';
clear para_slope pl_cel

% 90%
inicio_90=find(celffic>maxcelula*0.9);
linha_90=inicio_90(1);
linhas_90=linha_90-linha_inicio;
tempo90=linhas_90;
para_slope=[1:linhas_90]';
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ(1:linhas_90),
 para_slope,1);
tdf90=[pl_cel(1,1)]';

% TDF tempo fixo %

% Sem normalizar
para_slope=[1:200/1000:201]';
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ(1:51),
 para_slope(1:51),1);

```

```

tdf_cel_50ms=[pl_cel(1,1)];
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ(1:101),
    para_slope(1:101),1);
tdf_cel_100ms=[pl_cel(1,1)];
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ(1:201),
    para_slope(1:201),1);
tdf_cel_200ms=[pl_cel(1,1)];

% Normalizado
para_slope=[1:200/1000:201];
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ_n(1:51),
    para_slope(1:51),1);
tdf_celn_50ms=[pl_cel(1,1)];
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ_n(1:101),
    para_slope(1:101),1);
tdf_celn_100ms=[pl_cel(1,1)];
pl_cel=polyfit(valores_cel_ativ_n(1:201),
    para_slope(1:201),1);
tdf_celn_200ms=[pl_cel(1,1)];
clear para_slope

% TAM %

para_slope=[1:tempo50];
pl_mm=polyfit(mmm1_filt(1:tempo50),
    para_slope(1:tempo50),1);
slope_m1=[pl_mm(1,1)];
p2_mm=polyfit(mmm2_filt(1:tempo50),
    para_slope(1:tempo50),1);
slope_m2=[p2_mm(1,1)];
p3_mm=polyfit(mmm3_filt(1:tempo50),
    para_slope(1:tempo50),1);
slope_m3=[p3_mm(1,1)];
p4_mm=polyfit(mmm4_filt(1:tempo50),
    para_slope(1:tempo50),1);
slope_m4=[p4_mm(1,1)];

%%%%%%%% Juntando os dados
variaveis_1seg=[avgcelula maxcelula
    avgrmsemmgm1 rmsmax1 fmean1 fmed1 pt1
    pp1 fpt1; avgcelula, maxcelula,
    avgrmsemmgm2 rmsmax2 fmean2 fmed2 pt2
    pp2 fpt2; avgcelula, maxcelula,
    avgrmsemmgm3 rmsmax3 fmean3 fmed3 pt3
    pp3 fpt3; avgcelula, maxcelula,
    avgrmsemmgm4 rmsmax4 fmean4 fmed4 pt4
    pp4 fpt4];
variaveis_mm=[slope_m1; slope_m2;
    slope_m3; slope_m4];
variaveis_celula=[tempo30, tdf30, tempo50,
    tdf50, tempo90, tdf90, tdf_cel_50ms,
    tdf_celn_50ms, tdf_cel_100ms
    tdf_celn_100ms, tdf_cel_200ms,
    tdf_celn_200ms];

%%% Salva os dados

arq_ascii=[x_nome, 'variaveis_1seg', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' variaveis_1seg
']);

```

```

arq_ascii=[x_nome, 'variaveis_mm', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' variaveis_mm
']);
arq_ascii=[x_nome, 'variaveis_celula', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' variaveis_celula
']);
arq_ascii=[x_nome, 'curva', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' valores_cel_ativ
']);
outro=outro+1;
end

```

---

### espectral.m

```

function [fmean, fmed, pt, pp, fpt] =
    espectral(mx,fr)

% Realiza analise espectral atraves da FFT
% realiza a FFT no sinal
fft_mx=fft(mx, (length(mx)+length(mx)/2));
Phh_mx=fft_mx.*conj(fft_mx)/length(mx);
Phh_mx=Phh_mx(1:(length(mx)/2));
frq=fr.*(1:((length(mx)/2)-1))/length(mx);

% obtendo tp atraves do metodo do trapezio
pt=trapz(Phh_mx);
% obtendo pp
[pp, ipp]=max(Phh_mx);
% obtendo fpt
fpt=frq(ipp);

% obtendo frequencia media
%realiza loop para encontrar a frequencia media
j=1;
nova_pt_mx=1;
pt_2_mx=pt/2;
while pt_2_mx>=nova_pt_mx;
    nova_pt_mx=trapz(Phh_mx(1:j));
    fmean=frq(j);
    j=j+1;
end
% obtendo frequencia mediana
j=1;
nova_pt_mx=1;
pt_50_mx=pt*.05;
while pt_50_mx>=nova_pt_mx;
    nova_pt_mx=trapz(Phh_mx(1:j));
    fmed=frq(j);
    j=j+1;
end

```

---

### Lynxgeng.m

```

function [x, pos, nr, hdst, time, ok] =
    lynxgeng(filename, channel, pos, n)
%LYNXGENG Read samples from Lynx
AqDados .TEM file.

```

```

% [X, POS, NR, HDST, TIME, OK] =
% LYNXGENG(FILENAME) reads all samples
% of all channels of the Lynx AqDados .TEM file
% especified in FILENAME.
% OK return -1 in the case of error or 0 in the
% case of success. X is matriz
% with NR rows by number of channels cols.
% NR is the number of samples per
% channels. Data from AqDados .tem file
% header is returned in HDST. In POS
% is returned the new sample index position in
% the file. TIME is an array
% with time of each sample.
%
% [X, POS, NR, HDST, TIME, OK] =
% LYNXGENG(FILENAME, CHANNEL) reads
% all
% samples of the channel specified in the
% CHANNEL parameter. You must
% specified 1 in CHANNEL to read the first
% active channel of the file, 2
% to read the second active channel, and so on.
% When 0 or -1 is passed to
% this function, all active channel will be read.
%
% [X, POS, NR, HDST, TIME, OK] =
% LYNXGENG(FILENAME, CHANNEL, POS, N)
% reads N samples of the channel specified in
% the CHANNEL parameter started
% by POS-th sample of the file. If 0 or -1 value
% is passed to N parameter,
% the remainder samples in the file will be read.
% For example, to read 256
% samples of the second channel begining from
% 1024th sample use the
% command:
%
% [x, pos, nr] = lynxgeng ('demodado.tem', 2,
% 1024, 256);
%
% See LYNXINFO to get HDST struct format.
%
% See also LYNXINFO.

if (nargin == 1)
    channel = 0;
    pos = 0;
    n = 0;
elseif (nargin == 2)
    pos = 0;
    n = 0;
elseif (nargin == 3)
    n = 0;
elseif (nargin == 4)
    %
else
    error('Incorrect number of input arguments.');
```

```

    return;
end;

if (channel < 0) channel = 0; end;

if (pos < 0) pos = 0; end;
if (n < 0) n = 0; end;

if ~isstr(filename)
    error('Filename must be a string argument!');
    return
end

% --- Read header data from AqDados .TEM file ---
--
[hdst, ok] = lynxinfo (filename);
if ok == -1
    error('Cannot open AqDados file!');
    return
end

% --- check channel number ---
if (channel > hdst.nc)
    error('Invalid channel!');
    return
end;

% --- check pos ---
if (pos >= hdst.ns)
    error('lynxgeng: no more samples!');
    return
end;

% --- Open AqDados .TEM file ---
hd = fopen (filename, 'r');
if hd == -1
    error('Cannot open AqDados file!');
    return
end

% === Read all channels ===
%
nc = hdst.nc;
p = pos * nc * 2 + 1747;
fseek (hd, p, -1);
if (n == 0)
    nr = hdst.ns - pos;
else
    nr = hdst.ns - pos;
    if (n < nr)
        nr = n;
    end;
end;
pos = pos + nr;
x = fread (hd, [nc, nr], 'int16');
x = x.';

% === engineering unit conversion factors ===
for j=1:hdst.nc,
    m (j) = (hdst.sup (j) - hdst.inf (j)) / 65536.0;
    b (j) = m (j) * 32768.0 + hdst.inf (j);
end;

if (channel == 0)
    % --- convert all channels ---

```

```

    for j=1:hdst.nc,
        for i=1:nr,
            x(i,j) = x(i,j) * m(j) + b(j);
        end;
    end;
else
    % --- convert select channel ---
    for i=1:nr,
        x(i,channel) = x(i,channel) * m(channel) +
            b(channel);
    end;
    x=x(1:nr,channel);
end;

% --- process time array ---
if (nargout >= 5)
    dt = 1 / hdst.fs;
    for i=1:nr,
        time(i) = dt * (pos-nr+i);
    end;
    time = time.';
end;

ok = fclose (hd);

```

---

### Lynxinfo.m

```

function [hdst, ok] = lynxinfo(filename)
%LYNXINFO Read Lynx AqDados .TEM file
    header.
% [HDST, OK] = LYNXINFO(FILENAME) reads
    data from header of the
% Lynx AqDados .TEM file especificed in
    FILENAME. OK return -1 in the
% case of error or 0 in the case of success.
    Lynx AqDados .TEM header
% data is returned in HDST, that is a struct type
    with the following
% fields:
%   DTHR: 7 elements array with date and
        time of the acquisition.
%       dthr (1): day
%       dthr (2): month
%       dthr (3): year
%       dthr (4): hour
%       dthr (5): minute
%       dthr (6): second
%       dthr (7): ms
%   COMMENT: string with acquisition
        comment.
%   NC: number of channels
%   FS: sample frequency in Hz
%   NS: number of samples per channel
%   NAME: array of NC elements with
        channels names
%   UNIT: array of NC elements with channels
        engineering units

```

```

%   SUP: array of NC elements with A/D
        channels upper limit in
        engineering unit
%   INF: array of NC elements with A/D
        channels lower limit in
        engineering unit
%   NE: number of events
%   EV: array of NE elements with event "time"
        (in sample index)
%
% To access data in the hdst struct is very
    simple. For exemplo, the
% name of first active channel is accessed by:
%   hdst.name(1)
%
% The list of channels returned in NAME, UNIT,
    SUP and INF correspond
% only to active channel in the .TEM file.
%
% See also LYNXGENG.

if (nargin ~= 1)
    error('Invalid sintaxe! Use help lynxinfo');
    return
end;

if ~isstr(filename)
    error('Filename must be a string argument!');
    return
end

% --- Open AqDados .TEM file ---
hd = fopen (filename, 'r');
if hd == -1
    error('Cannot open AqDados file!');
    return
end

% --- Get acquisition date/time ---
dthr = fread (hd, 7, 'uint16');

% --- Get acquisition comment ---
n = fread (hd, 1, 'uint8');
dummy = fread (hd, [1,30], 'char');
comment = char (dummy(1:n));

%
% === Loop to get channels data ===
%
name = {};
unit = {};
ns = 0;
for i=1:32,
    % --- Get channel signal name ---
    n = fread (hd, 1, 'uint8');
    dummy = fread (hd, [1,15], 'char');
    aname = char (dummy(1:n));
    % --- Get channel signal unit ---
    n = fread (hd, 1, 'uint8');
    dummy = fread (hd, [1,7], 'char');

```

```

aunit = char (dummy(1:n));
% --- Get A/D channel signal eu upper limit ---
asup = fread (hd, 1, 'float32');
% --- Get A/D channel signal eu lower limit ---
ainf = fread (hd, 1, 'float32');
% --- Get A/D channel signal eu lower limit ---
used = fread (hd, 1, 'uchar');
fseek (hd, 2, 0);
% --- Insert channel if is an active channel ---
if used ~= 0
    ns = ns + 1;
    name = [name, {aname}];
    unit = [unit, {aunit}];
    sup (ns) = asup;
    inf (ns) = ainf;
end;
end;

% --- Get the number of acquired channels ---
nc = fread (hd, 1, 'uint16');

% --- Get the sample frequency ---
fseek (hd, 4, 0);
fs = fread (hd, 1, 'float32');

% --- Get the number of samples acquired by
channel ---
ns = fread (hd, 1, 'uint32');

% === Loop to get extra comments ===
%
fseek (hd, 252, 0);
excom = {};
for i=1:6,
    % --- Get i-th extra comment ---
    n = fread (hd, 1, 'uint8');
    dummy = fread (hd, [1,30], 'char');
    acom = char (dummy(1:n));
    excom = [excom, {acom}];
end;

% --- Get the number of events ---
ne = fread (hd, 1, 'uint16');

% --- Get the array of events ---
ev = fread (hd, ne, 'uint32');

% --- Create the structure to store the header
data ---
hdst = struct ('dthr', dthr, 'comment', comment,
    'nc', nc, 'fs', fs, 'ns', ns, ...
    'name', {name}, 'unit', {unit}, 'sup', sup,
    'inf', inf, ...
    'excom', {excom}, 'ne', ne, 'ev', ev);
ok = fclose (hd);

```

### rms\_emg.m

```

function xmg=rms_emg(EMG,T,RC)
trc=exp(-T/RC);

```

```

trc1=1-exp(-T/RC);
xmg(1)=0;
for i=2:length(EMG)
    xmg(i)=sqrt(trc1*EMG(i-1)*EMG(i-1) + trc*xmg(i-1)*xmg(i-1));
end

```

---

### marcha.m

```

clear
close all
clc

% Abrindo o arquivo para normalizacao %

vol=input('Quais as tres iniciais da voluntaria? ex:
mar: ', 's');

% Determinando se e teste ou re-teste
teste=input('1 - Teste; 2 - Re-teste: ');
if teste==1
    teste='t';
elseif teste==2
    teste='r';
end

% Definindo os canais que foram usados %

canais=input('A ordem dos canais é a original:
VL:1; RF:2; VM:3; BF:4; TA:5; FB:6; GL:7;
GM:8 ?? ex: s ou n: ', 's');
if canais == 's'
    vl=2;
    rf=3;
    vm=4;
    bf=5;
    ta=6;
    fb=7;
    gl=8;
    gm=9;
elseif canais=='n'
    'Então, qual a ordem?'
    vl=input('VL: ');
    rf=input('RF: ');
    vm=input('VM: ');
    bf=input('BF: ');
    ta=input('TA: ');
    fb=input('FB: ');
    gl=input('GL: ');
    gm=input('GM: ');
    vl=vl+1;
    rf=rf+1;
    vm=vm+1;
    bf=bf+1;
    ta=ta+1;
    fb=fb+1;
    gl=gl+1;
    gm=gm+1;

```

```

end

% Determinando qual coleta foi feita
col=input('Qual e a avaliacao? digite 5 minutos
(digite "5") ou de 20 minutos (digite "20")? : ');

% Determinando a velocidade que sera
analizada
if col==5
    veloc=input('Qual a velocidade ? ex: 2, 3, 4 ou
de preferencia (use "p"): ', 's');

    if veloc=='p'
        velocidade=input('E qual foi a velocidade
utilizada?? ');
    end

    f='f';
    x_nome=[vol '4' teste f];
    ext_nome=('.txt');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['eletrom = ' x_nome ' (:,:)']);
    % Abre arquivo das coordenadas
    x_nome=[vol '4' teste];
    ext_nome=('.2fd');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cineb=cine(:,2); % V dedo - eixo y
    cinec=cine(:,7); % Calcaneo - eixo x
    cinem=[cineb, cinec];

elseif col==20

    velocidade=input('E qual foi a velocidade
utilizada?? ');
    veloc='20';
    f='f';
    x_nome=[vol veloc teste f];
    ext_nome=('.txt');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['eletrom = ' x_nome ' (:,:)']);
    % Abre arquivo das coordenadas
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.2fd');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cineb=cine(:,1); % V dedo - eixo x
    cinec=cine(:,2); % V dedo - eixo y
    cinec=cine(:,7); % Calcaneo - eixo x
    cined=cine(:,8); % Calcaneo - eixo y
    cine1=[cineb, cinec, cined];
    clear cineb

    % Abre arquivo das velocidades lineares
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.vda');

    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cine2=cine(:,7);

    % Abre arquivo dos angulos
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.ada');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cineb=cine(:,1);
    cinec=cine(:,2);
    cine3=[cineb, cinec];
    clear cineb

    % Abre arquivo da aceleracao linear
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.lda');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cine4=cine(:,7);
    cinem=[cine1, cine2, cine3, cine4];

end

% Determinando o desejo de ver as figuras %
figura=input('Deseja mostrar figura com o padrão
de ativação em cada minuto de coleta (s ou
n)? : ', 's');

% Determinando a frequencia de amostragem
fe=1000; % EMG
fc=59.94; % Cinemetria

% Abre arquivo de EMG
if col==5
    veloref='4';
elseif col==20
    veloref=veloc;
end

clear cineb

% Adquirindo os 15 ultimos segundos para
analise %

close
continuar='n';
quanto=0;
inicio=50;
final=65;
warning off
MATLAB:colon:operandsNotRealScalar
warning off
MATLAB:colon:IntegerOperandsRequired
inicio=50;
final=65;

```

```

while continuar~='s'

    eletrom_cort=(eletrom((inicio*1000:final*1000)
    ,:));

    tempo_eletrom=(inicio:(15/(length(eletrom_cor
    t)-1)):final);

    cinem_cort=(cinem((inicio*59.94:final*59.94),:
    ));
    tempo_cinem=(inicio:(15/(length(cinem_cort)-
    1)):final);

    if col==5
        calc=detrend(cinem_cort(:,2));
        vdedo=detrend(cinem_cort(:,1));
    elseif col==20
        calc=detrend(cinem_cort(:,3));
        vdedo=detrend(cinem_cort(:,2));
    end

    figure('Color',[0 0 0],
    'Units','pixels','Position',[50 50 1200 680])
    subplot(10,1,1)
    plot(tempo_cinem,calc,'y')
    axis([inicio final min(calc) max(calc)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('xvdedo (cm)','fontsize',8);
    subplot(10,1,2)
    plot(tempo_cinem,vdedo,'y');
    axis([inicio final min(vdedo) max(vdedo)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('ycalc (cm)','fontsize',8);
    subplot(10,1,3)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,vl),'y')
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,vl))-100
    max(eletrom_cort(:,vl)+100)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('VL (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,4)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,rf),'y')
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,rf))-100
    max(eletrom_cort(:,rf)+100)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('RF (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,5)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,vm),'y')
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,vm))-100
    max(eletrom_cort(:,vm)+100)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('BF (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,6)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,bf),'y')
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,bf))-100
    max(eletrom_cort(:,bf)+100)]);

    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('VM (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,7)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,ta),'y')
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,ta))-100
    max(eletrom_cort(:,ta)+100)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('TA (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,8)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,fb),'y')
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('FB (uV)','fontsize',8);
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,fb))-100
    max(eletrom_cort(:,fb)+100)]);
    subplot(10,1,9)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,gl),'y')
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,gl))-100
    max(eletrom_cort(:,gl)+100)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('GL (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,10)
    plot(tempo_eletrom,eletrom_cort(:,gm),'y');
    axis([inicio final min(eletrom_cort(:,gm))-100
    max(eletrom_cort(:,gm)+100)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
    0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7);
    ylabel('GL (uV)','fontsize',8);
    xlabel('Tempo (seg)','FontSize',(14),'Color',[0 1
    0]);

    continuar=input('deseja continuar? ex: s: ','s');

    if continuar~='s'

        mais=input('Quer avançar ou retroceder no
        tempo? ex: r ou a: ','s');
        quanto=input('Quanto voce quer que seja
        modificado em segundos? ex: 10: ');

        if mais=='r'
            quanto=quanto*(-1);
        end

    end

    inicio=((inicio)+(quanto));
    final=((final)+(quanto));

end

a=1;
b=2;
c=3;

while c<=length(calc)
    if calc(a,1) < calc(b,1) && calc(b,1) > calc(c,1)

```

```

        v(a,:)=1;
    elseif calc(a,1) > calc(b,1)
        v(a,:)=0;
    elseif calc(b,1) < calc(c,1)
        v(a,:)=0;
    end

    a=a+1;
    b=b+1;
    c=c+1;

end

locais=find(v==1);
locais=(locais)+1;
toque_calc=round((locais/59.94)*1000);
toque_calc_total=(toque_calc)+(inicio*1000);

i=1;
b=2;

while b<=length(toque_calc_total);

    [maximo_m1,
    linha_max_m1]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),vl));
    [maximo_m2,
    linha_max_m2]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),rf));
    [maximo_m3,
    linha_max_m3]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),vm));
    [maximo_m4,
    linha_max_m4]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),bf));
    [maximo_m5,
    linha_max_m5]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),ta));
    [maximo_m6,
    linha_max_m6]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),fb));
    [maximo_m7,
    linha_max_m7]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),gl));
    [maximo_m8,
    linha_max_m8]=max(eletrom(toque_calc_total
    (i):toque_calc_total(b),gm));

    m1=(eletrom(linha_max_m1+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m1+toque_calc_total(i)+50,vl));

    m2=(eletrom(linha_max_m2+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m2+toque_calc_total(i)+50,rf));

    m3=(eletrom(linha_max_m3+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m3+toque_calc_total(i)+50,vm)
    );

    m4=(eletrom(linha_max_m4+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m4+toque_calc_total(i)+50,bf));

    m5=(eletrom(linha_max_m5+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m5+toque_calc_total(i)+50,ta));

    m6=(eletrom(linha_max_m6+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m6+toque_calc_total(i)+50,fb));

    m7=(eletrom(linha_max_m7+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m7+toque_calc_total(i)+50,gl));

    m8=(eletrom(linha_max_m8+toque_calc_total
    (i)-
    50:linha_max_m8+toque_calc_total(i)+50,gm)
    );

    [rms_m1_max, fm_m1_max]=analises(m1);
    [rms_m2_max, fm_m2_max]=analises(m2);
    [rms_m3_max, fm_m3_max]=analises(m3);
    [rms_m4_max, fm_m4_max]=analises(m4);
    [rms_m5_max, fm_m5_max]=analises(m5);
    [rms_m6_max, fm_m6_max]=analises(m6);
    [rms_m7_max, fm_m7_max]=analises(m7);
    [rms_m8_max, fm_m8_max]=analises(m8);

    picos_rms(i,:)=[(rms_m1_max),(rms_m2_max),
    (rms_m3_max), (rms_m4_max),
    (rms_m5_max), (rms_m6_max),
    (rms_m7_max), (rms_m8_max)];
    picos_fm(i,:)=[(fm_m1_max),(fm_m2_max),
    (fm_m3_max), (fm_m4_max), (fm_m5_max),
    (fm_m6_max), (fm_m7_max), (fm_m8_max)];

    i=i+1;
    b=b+1;

end

normal=[mean(picos_rms);mean(picos_fm)];
clear continuar quanto inicio final eletrom_cort
tempo_eletrom cinem_cort tempo_cinem calc
vdedo mais locais toque_calc
toque_calc_total maximo_m* linha_max_m*
m1 m2 m3 m4 m5 m6 m7 m8 rms_m* fm_m*
picos_rms picos_fm

if col==5
    clear eletrom cinem
end

```

```

% Abrindo os arquivos para analise %

% Abre arquivo de EMG

if col==5

    f='f';
    x_nome=[vol veloc teste f];
    ext_nome=('.txt');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['eletrom = ' x_nome ' (:,:)']);

    % Abre arquivo das coordenadas
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.2fd');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cine1=cine(:,1); % V dedo - eixo x
    cine2=cine(:,2); % V dedo - eixo y
    cine3=cine(:,7); % Calcaneo - eixo x
    cine4=cine(:,8); % Calcaneo - eixo y
    cine1=[cine1, cine2, cine3, cine4];

    clear cine1 cine2

    % Abre arquivo das velocidades lineares
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.vda');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cine2=cine(:,7);

    % Abre arquivo dos angulos
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.ada');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cine1=cine(:,1);
    cine2=cine(:,2);
    cine3=[cine1,cine2];
    clear cine1 cine2

    % Abre arquivo da aceleracao linear
    x_nome=[vol veloc teste];
    ext_nome=('.lda');
    y=[x_nome ext_nome];
    eval(['load ' y]); % carregando o arquivo
    eval(['cine = ' x_nome ' (:,:)']);
    cine4=cine(:,7);
    cinem=[cine1, cine2, cine3, cine4];

end

```

```

% Determinando o "Limiar" de ativacao de cada
musculo %

% Definindo os eixos musculos
m1=eletrom(40*fe:60*fe,vl);
m2=eletrom(40*fe:60*fe,rf);
m3=eletrom(40*fe:60*fe,vm);
m4=eletrom(40*fe:60*fe,bf);
m5=eletrom(40*fe:60*fe,ta);
m6=eletrom(40*fe:60*fe,fb);
m7=eletrom(40*fe:60*fe,gl);
m8=eletrom(40*fe:60*fe,gm);

% usando a funcao "limiar" para determinar a
ativacao base
ativ_base_m1=limiar(m1);
ativ_base_m2=limiar(m2);
ativ_base_m3=limiar(m3);
ativ_base_m4=limiar(m4);
ativ_base_m5=limiar(m5);
ativ_base_m6=limiar(m6);
ativ_base_m7=limiar(m7);
ativ_base_m8=limiar(m8);

clear m1 m2 m3 m4 m5 m6 m7 m8

% Iniciando as analises %

minut=1;
final_cinem=3596;

% Loop para analisar cada minuto %

while minut<=col

    % Definindo os eixos "x"
    final_eletro=((final_cinem/fc));
    tempo_eletro=(final_eletro-
        15.015:0.001:final_eletro-0.001);
    tempo_cinem=(((final_cinem-
        900)/fc):0.0167:(final_cinem/fc));

    if final_eletro>length(eletrom)
        final_eletro=length(eletrom)
        final_cinem>length(cinem)
        final_cinem=length(cinem)
    end

    % Definindo as variaveis de cinemetria para
    determinar as fases
    calc=detrend(cinem((final_cinem-
        899:final_cinem),3));
    vdedo=detrend(cinem((final_cinem-
        899:final_cinem),2));

    % Ajustando os dados
    final_eletro2=round(final_eletro*fe);
    tt=eletrom(1:final_eletro2,1);
    ttd=diff(tt);
    ttd2=find(ttd<0.00091);

```

```

dd=length(ttd2);

% Definindo os musculos
m1=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),vl);
m2=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),rf);
m3=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),vm);
m4=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),bf);
m5=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),ta);
m6=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),fb);
m7=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),gl);
m8=eletrom(final_eletro2-15019-
(dd):final_eletro2-(dd+5),gm);

% Plotando os graficos
inicio=(tempo_eletro(1));
final=(tempo_eletro(length(tempo_eletro)));
inicio_cine=(tempo_cinem(1));

final_cine=(tempo_cinem(length(tempo_cinem
)));

if figura=='s'

    figure('Color',[0 0 0],
'Units','pixels','Position',[50 50 1200 680])
    subplot(10,1,1)
    plot(tempo_cinem,calc,'y')
    axis([inicio_cine final_cine min(calc)
max(calc)])
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('xcalc (cm)','fontsize',8);
    subplot(10,1,2)
    plot(tempo_cinem,vdedo,'y')
    axis([inicio_cine final_cine min(vdedo)
max(vdedo)]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('yvdedo (cm)','fontsize',8);
    subplot(10,1,3)
    plot(tempo_eletro,m1,'y')
    axis([inicio final min(m1)-100
max(m1)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('VL (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,4)
    plot(tempo_eletro,m2,'y')
    axis([inicio final min(m2)-100
max(m2)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('RF (uV)','fontsize',8);

    subplot(10,1,5)
    plot(tempo_eletro,m3,'y')
    axis([inicio final min(m3)-100
max(m3)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('VM (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,6)
    plot(tempo_eletro,m4,'y')
    axis([inicio final min(m4)-100
max(m4)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('BF (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,7)
    plot(tempo_eletro,m5,'y')
    axis([inicio final min(m5)-100
max(m5)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('TA (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,8)
    plot(tempo_eletro,m6,'y')
    axis([inicio final min(m6)-100
max(m6)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('FB (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,9)
    plot(tempo_eletro,m7,'y')
    axis([inicio final min(m7)-100
max(m7)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('GL (uV)','fontsize',8);
    subplot(10,1,10)
    plot(tempo_eletro,m8,'y')
    axis([inicio final min(m8)-100
max(m8)+100]);
    set(gca,'box','off','color',[0 0
0],'xcolor','g','ycolor','g','fontsize',7.5);
    ylabel('GM (uV)','fontsize',8);
    xlabel('Tempo
(seg)','FontSize',(14),'Color',[0 1 0]);

end

% Determinando cada toque do calcaneo %

% Iniciando loop para determinar o local mais
anterior do calcaneo no
% eixo x, achando os pontos onde há um V
invertido nos pontos

a=1;
t=2;
c=3;

clear k

```

```

while c<=length(calc(:,1))+2
    if calc(a,1) < calc(t,1) && calc(t,1) > calc(c,1)
        k(a,:)=1;
    end
    if calc(a,1) > calc(t,1) && calc(t,1) > calc(c,1)
        k(a,:)=0;
    end
    if calc(a,1) < calc(t,1) && calc(t,1) < calc(c,1)
        k(a,:)=0;
    end
    if calc(a,1) > calc(t,1) && calc(t,1) < calc(c,1)
        k(a,:)=0;
    end
    a=a+1;
    t=t+1;
    c=c+1;
end

% Determinando onde os Vs invertidos
aconteceram
locais=find(k==1);
locais=(locais)+1;

% Fazendo loop para determinar os 10 ultimos
toque do calcaneo
a=11;
p=1;
while p<=11;
    locais2(p,:)=locais(length(locais)-(a-1));
    a=a-1;
    p=p+1;
end

% determinando dentro do arquivo total de
EMG, onde estão as 10 passadas
toque_calc=round((locais2(1:11)./fc).*fe);

toque_calc_total=round((toque_calc)+(inicio*f
e)-(dd));

toque_calc_cine=round(toque_calc_total/fe*fc
);

i=1;
b=2;

while i<=10
    clear k
    % Determinando cada retirada dos dedos

    % Iniciando loop para determinar a retirada
dos dedos

    [minimo,linha]=min(cinem(toque_calc_cine(i):t
oque_calc_cine(b),1));

    dados_y_cal=(cinem(((toque_calc_cine(i)+linh
a)-30):(toque_calc_cine(i)+linha),2));
    p=length(dados_y_cal);

```

```

r=1;
h=2;
l=1;

while l<=length(dados_y_cal)-2;
    resultado(l,:)=dados_y_cal(p)-
dados_y_cal(p-r);
    if resultado(l,:)<0.1
        k(l,:)=0;
    end
    if resultado(l,:)>0.1
        k(l,:)=1;
    end
    p=p-1;
    l=l+1;
end

clear r h l
lugares_vdedo=find(k==0);
lugar2_vdedo=length(dados_y_cal)-
lugares_vdedo(1)+1;

lugar3_vdedo=lugar2_vdedo+((toque_calc_ci
ne(i)+linha)-20);

if length(lugares_vdedo)==0 %#ok<ISMT>
    retirada_total(i,:)=toque_calc+500;
elseif length(lugares_vdedo)>0
    %#ok<ISMT>
    retirada_total(i)=(lugar3_vdedo/fc).*fe;
end

i=i+1;
b=b+1;

end

clear i b

% Loop para analisar cada passada %

i=1;
b=2;
c=1;

while b<=length(toque_calc_total);

    % EMG %

    % Fazendo loop para determinar qual fase
que sera usada
    t=1;
    while t<=4

        if t==1
            w=round(toque_calc_total(i));
            q=w+101;
        elseif t==2
            w=round(toque_calc_total(i)-101);
            q=round(toque_calc_total(i));

```

```

elseif t==3
    w=round(retirada_total(i)-101);
    q=round(retirada_total(i));
elseif t==4
    w=round(toque_calc_total(i));
    q=round(toque_calc_total(b));
end

% Separando dados para analise
m1=(eletrom(w:q,vl));
m2=(eletrom(w:q,rf));
m3=(eletrom(w:q,vm));
m4=(eletrom(w:q,bf));
m5=(eletrom(w:q,ta));
m6=(eletrom(w:q,fb));
m7=(eletrom(w:q,gl));
m8=(eletrom(w:q,gm));

% Determinando o que esta acima do
limiar e é sinal
if t==4
    mm1=ativado(m1,ativ_base_m1);
    mm2=ativado(m2,ativ_base_m2);
    mm3=ativado(m3,ativ_base_m3);
    mm4=ativado(m4,ativ_base_m4);
    mm5=ativado(m5,ativ_base_m5/2);
    mm6=ativado(m6,ativ_base_m6);
    mm7=ativado(m7,ativ_base_m7);
    mm8=ativado(m8,ativ_base_m8);
elseif t==1 || t==2 || t==3
    mm1=m1;
    mm2=m2;
    mm3=m3;
    mm4=m4;
    mm5=m5;
    mm6=m6;
    mm7=m7;
    mm8=m8;
end

if length(mm1)<20 %#ok<ISMT>
    mm1=m1;
end
if length(mm2)<20 %#ok<ISMT>
    mm2=m2;
end
if length(mm3)<20 %#ok<ISMT>
    mm3=m3;
end
if length(mm4)<20 %#ok<ISMT>
    mm4=m4;
end
if length(mm5)<20 %#ok<ISMT>
    mm5=m5;
end
if length(mm6)<20 %#ok<ISMT>
    mm6=m6;
end
if length(mm7)<20 %#ok<ISMT>
    mm7=m7;

```

```

end
if length(mm8)<20 %#ok<ISMT>
    mm8=m8;
end

[rms_m1, fm_m1]=analises(mm1);
[rms_m2, fm_m2]=analises(mm2);
[rms_m3, fm_m3]=analises(mm3);
[rms_m4, fm_m4]=analises(mm4);
[rms_m5, fm_m5]=analises(mm5);
[rms_m6, fm_m6]=analises(mm6);
[rms_m7, fm_m7]=analises(mm7);
[rms_m8, fm_m8]=analises(mm8);

% Determinando valores de IC %

if (rms_m1)>(rms_m4)
    ic1=(2*rms_m4)/(rms_m1+rms_m4);
elseif (rms_m1)<(rms_m4)
    ic1=(2*rms_m1)/(rms_m4+rms_m1);
end

if (rms_m2)>(rms_m4)
    ic2=(2*rms_m4)/(rms_m2+rms_m4);
elseif (rms_m2)<(rms_m4)
    ic2=(2*rms_m2)/(rms_m4+rms_m2);
end

if (rms_m3)<(rms_m4)
    ic3=(2*rms_m3)/(rms_m3+rms_m4);
elseif (rms_m3)>(rms_m4)
    ic3=(2*rms_m4)/(rms_m3+rms_m2);
end

if (rms_m5)>(rms_m7)
    ic5=(2*rms_m7)/(rms_m7+rms_m5);
elseif (rms_m5)<(rms_m7)
    ic5=(2*rms_m5)/(rms_m7+rms_m5);
end

% junta os dados

if t==1
    rms_toque(i,:)=[(rms_m1),(rms_m2),
    (rms_m3), (rms_m4), (rms_m5), (rms_m6),
    (rms_m7), (rms_m8)];
    fm_toque(i,:)=[(fm_m1),(fm_m2),
    (fm_m3), (fm_m4), (fm_m5), (fm_m6),
    (fm_m7), (fm_m8)];
    ics_toque(i,:)=[ic1, ic2, ic3, ic5];
elseif t==2
    rms_pre(i,:)=[(rms_m1),(rms_m2),
    (rms_m3), (rms_m4), (rms_m5), (rms_m6),
    (rms_m7), (rms_m8)];
    fm_pre(i,:)=[(fm_m1),(fm_m2),
    (fm_m3), (fm_m4), (fm_m5), (fm_m6),
    (fm_m7), (fm_m8)];
    ics_pre(i,:)=[ic1, ic2, ic3, ic5];
elseif t==3

```

```

        rms_ret(i,:)=[(rms_m1),(rms_m2),
(rms_m3), (rms_m4), (rms_m5), (rms_m6),
(rms_m7), (rms_m8)];
        fm_ret(i,:)=[(fm_m1),(fm_m2), (fm_m3),
(fm_m4), (fm_m5), (fm_m6), (fm_m7),
(fm_m8)];
        ics_ret(i,:)=[ic1, ic2, ic3, ic5];
        elseif t==4
            rms_ciclo(i,:)=[(rms_m1),(rms_m2),
(rms_m3), (rms_m4), (rms_m5), (rms_m6),
(rms_m7), (rms_m8)];
            ics_ciclo(i,:)=[ic1, ic2, ic3, ic5];
        end

```

```

clear rms fm ic mm m1 m2 m3 m4 m5 m6
m7 m8 Ph fs

```

```

t=t+1;

```

```

end

```

```

% Cinemetria %

```

```

toque_cine1=round((toque_calc_total(i)/fe)*fc);
;

```

```

toque_cine2=round((toque_calc_total(b)/fe)*fc);
;

```

```

retirada_cine1=round((retirada_total(i)/fe)*fc);

```

```

% veloc calcaneo no toque

```

```

veloc_cal_toque(i,:)=abs(cinem(toque_cine1,5));
;

```

```

% angulos no toque

```

```

ang_tornoz(i,:)=(cinem(toque_cine1,6));
ang Joelho(i,:)=(cinem(toque_cine1,7));

```

```

% desaceleracao calcaneo

```

```

acel=detrend(cinem(toque_cine1-
20:toque_cine2+20,6));
linhas_neg=find(acel<=0);
aceler(i,:)=min(acel);

```

```

% tempos

```

```

tempo_passada(i,:)=((toque_calc_total(b))-
(toque_calc_total(i)))/fe;
tempo_apoio(i,:)=((retirada_total(i))-
(toque_calc_total(i)))/fe;
tempo_balanco(i,:)=tempo_passada(i,:)-
tempo_apoio(i,:);

```

```

% comprimento da passada

```

```

if veloc=='p'

```

```

comprimento(i,:)=((tempo_passada(i))*((velocidade/3.6)*100));

```

```

end

```

```

if veloc=='20' %ok<STCMP>

```

```

comprimento(i,:)=((tempo_passada(i))*((velocidade/3.6)*100));

```

```

end

```

```

if col==5 && veloc~='p'

```

```

if minut==1 && i==1

```

```

    veloc=str2num(veloc); %ok<ST2NM>

```

```

end

```

```

comprimento(i,:)=((tempo_passada(i))*((veloc/3.6)*100));

```

```

end

```

```

% Montando dados para curvas de
atividade EMG

```

```

[k,h]=butter(5,8/500,'low');

```

```

m1_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),vl));

```

```

mm1_f=abs(m1_f);

```

```

mmm1_f=filtfilt(k,h,mm1_f);

```

```

m2_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),rf));

```

```

mm2_f=abs(m2_f);

```

```

mmm2_f=filtfilt(k,h,mm2_f);

```

```

m3_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),vm));

```

```

mm3_f=abs(m3_f);

```

```

mmm3_f=filtfilt(k,h,mm3_f);

```

```

m4_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),bf));

```

```

mm4_f=abs(m4_f);

```

```

mmm4_f=filtfilt(k,h,mm4_f);

```

```

m5_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),ta));

```

```

mm5_f=abs(m5_f);

```

```

mmm5_f=filtfilt(k,h,mm5_f);

```

```

m6_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),fb));

```

```

mm6_f=abs(m6_f);

```

```

mmm6_f=filtfilt(k,h,mm6_f);

```

```

m7_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),gl));

```

```

mm7_f=abs(m7_f);
mmm7_f=filter(k,h,mm7_f);

m8_f=(eletrom(toque_calc_total(i):toque_calc_total(b),gm));
mm8_f=abs(m8_f);
mmm8_f=filter(k,h,mm8_f);

n_pontos=round(((length(mmm1_f)*2)/100);

j=1;
r=1;
f=n_pontos-1;
while j<=50
    mmm1_p(i,j)=mean(mmm1_f(r:f));
    mmm2_p(i,j)=mean(mmm2_f(r:f));
    mmm3_p(i,j)=mean(mmm3_f(r:f));
    mmm4_p(i,j)=mean(mmm4_f(r:f));
    mmm5_p(i,j)=mean(mmm5_f(r:f));
    mmm6_p(i,j)=mean(mmm6_f(r:f));
    mmm7_p(i,j)=mean(mmm7_f(r:f));
    mmm8_p(i,j)=mean(mmm8_f(r:f));

    if j==1
        r=16;
    elseif j>1
        r=r+16;
    end

    j=j+1;

    if j<=49
        f=f+n_pontos;
    elseif j==50
        f=length(mmm1_f);
    end

end

% Envelope %

%% VL
if minut<=20 &&
toque_calc_total(b)<length(eletrom)-500

m1_filt=detrend(eletrom(toque_calc_total(i)-100:toque_calc_total(b)+500,vl));
mm1_filt=abs(m1_filt);
[k,h]=butter(5,8/500,'low');
mmm1_filt=filter(k,h,mm1_filt);

end

if minut<=20 &&
toque_calc_total(b)>length(eletrom)

    m1_filt=detrend(eletrom(toque_calc_total(i)-100:toque_calc_total(b),vl));

```

```

mm1_filt=abs(m1_filt);
[k,h]=butter(5,8/500,'low');
mmm1_filt=filter(k,h,mm1_filt);

end

inicio_m1=round(0.4*(length(mmm1_filt)));

mmmm1_filt=mmm1_filt(inicio_m1:(length(mmm1_filt)));

diferenca_m1=diff(mmmm1_filt);
linhas_pi_m1=find(diferenca_m1>0);
linhas_pi2_m1=diff(linhas_pi_m1);
linha_inicial_m1=linhas_pi_m1(1)+1;

if
sum(linhas_pi2_m1)/length(linhas_pi2_m1)~=1
    clear linha_inicial_m1
    linha_dif_1=find(linhas_pi2_m1~=1);
    linha_dif=linhas_pi_m1(linha_dif_1+1);

valor_inicial_m1=mmmm1_filt(linha_dif+1);

linha_inicial_m1=find(mmmm1_filt==valor_inicial_m1(1));
end

valor_inicial_m1=mmmm1_filt(linha_inicial_m1);

linha_i_total_m1=toque_calc_total(i)+inicio_m1+linha_inicial_m1;
dif_inicio_toque_m1(i,:)=toque_calc_total(i)-linha_i_total_m1;

valor_max_m1=max(mmm1_filt(inicio_m1:length(mmm1_filt)));

linha_max_m1=find(mmm1_filt==valor_max_m1);

linha_m_total_m1=toque_calc_total(i)+linha_max_m1;

dif_pico_inicio_m1(i,:)=linha_m_total_m1-linha_i_total_m1;

% TAM
para_slope=(mmm1_filt(linha_max_m1-(abs(dif_pico_inicio_m1(i))):linha_max_m1-1,1));
zer=((1:1:(length(para_slope))));
pl_m1=polyfit(zer, para_slope, 1);
slope_m1(i,:)=(pl_m1(1,1));

```

```

%%%%%%%%%% BF %%%%%%%%%%%
if minut<=20 &&
toque_calc_total(b)<length(eletrom)-500

m4_filt=detrend(eletrom(toque_calc_total(i)-
100:toque_calc_total(b)+500,bf));
mm4_filt=abs(m4_filt);
[k,h]=butter(5,8/500,'low');
mmm4_filt=filtfilt(k,h,mm4_filt);

end

if minut<=20 &&
toque_calc_total(b)>length(eletrom)

m4_filt=detrend(eletrom(toque_calc_total(i)-
100:toque_calc_total(b)+100,bf));
mm4_filt=abs(m4_filt);
[k,h]=butter(5,8/500,'low');
mmm4_filt=filtfilt(k,h,mm4_filt);

end

inicio_m4=round(0.4*(length(mmm4_filt)));

mmmm4_filt=mmm4_filt(inicio_m4:(length(mm
m4_filt)));

diferenca_m4=diff(mmmm4_filt);
linhas_pi_m4=find(diferenca_m4>0);
linhas_pi2_m4=diff(linhas_pi_m4);
linha_inicial_m4=linhas_pi_m4(1)+1;

if
sum(linhas_pi2_m4)/length(linhas_pi2_m4)~=
1
clear linha_inicial_m4
linha_dif_1=find(linhas_pi2_m4~=1);
linha_dif=linhas_pi_m4(linha_dif_1+1);

valor_inicial_m4=mmmm4_filt(linha_dif+1);

linha_inicial_m4=find(mmmm4_filt==valor_inic
ial_m4(1));
end

valor_inicial_m4=mmmm4_filt(linha_inicial_m
4);

linha_i_total_m4=toque_calc_total(i)+inicio_m
4+linha_inicial_m4;
dif_inicio_toque_m4(i,:)=toque_calc_total(i)-
linha_i_total_m4;

valor_max_m4=max(mmmm4_filt(inicio_m4:len
gth(mmmm4_filt)));

```

```

linha_max_m4=find(mmmm4_filt==valor_max_
m4);

```

```

linha_m_total_m4=toque_calc_total(i)+linha_
max_m4;

```

```

dif_pico_inicio_m4(i,:)=linha_m_total_m4-
linha_i_total_m4;

```

```

% TAM
para_slope=(mmm4_filt(linha_max_m4-
(abs(dif_pico_inicio_m4)):linha_max_m4-
1,1));
zer=((1:1:(length(para_slope))));
pl_m4=polyfit(zer, para_slope, 1);
slope_m4(i,:)=(pl_m4(1,1));

```

```

dif_inicio_mm(i,:)=linha_i_total_m4-
linha_i_total_m1;

```

```

dif_pico_mm(i,:)=linha_m_total_m4-
linha_m_total_m1;

```

```

clear minimo linha* dados_y* p lugar* m1
m2 m3 m4 m5 m6 m7 m8 rms_m* fm_m* ic1
ic2 ic3 ic4 ic5 afirma pe chao cale
altura_balaco para_slope valor*

```

```

i=i+1;
b=b+1;

```

```
end
```

```
% frequencia da passada
```

```

frequencia=length(tempo_passada)/((sum(te
mpo_passada))/60);
zero=zeros((length(dif_pico_mm)-1),1);
frequencia2=[frequencia;zero];

```

```
clear zero
```

```
% Montando curvas de EMG
```

```

curva_m1=mean(mmm1_p);
curva_m2=mean(mmm2_p);
curva_m3=mean(mmm3_p);
curva_m4=mean(mmm4_p);
curva_m5=mean(mmm5_p);
curva_m6=mean(mmm6_p);
curva_m7=mean(mmm7_p);
curva_m8=mean(mmm8_p);

```

```

zero=zeros(length(curva_m1),1);
zero=zero';

```

```
% Salvando dados de cada minuto %
```

```
% Normalizando dados de cada minuto %
```

```
rms_norm_toque=[rms_toque(:,1)./normal(1,1), rms_toque(:,2)./normal(1,2), rms_toque(:,3)./normal(1,3), rms_toque(:,4)./normal(1,4), rms_toque(:,5)./normal(1,5), rms_toque(:,6)./normal(1,6), rms_toque(:,7)./normal(1,7), rms_toque(:,8)./normal(1,8)];
rms_norm_pre=[rms_pre(:,1)./normal(1,1), rms_pre(:,2)./normal(1,2), rms_pre(:,3)./normal(1,3), rms_pre(:,4)./normal(1,4), rms_pre(:,5)./normal(1,5), rms_pre(:,6)./normal(1,6), rms_pre(:,7)./normal(1,7), rms_pre(:,8)./normal(1,8)];
rms_norm_ret=[rms_ret(:,1)./normal(1,1), rms_ret(:,2)./normal(1,2), rms_ret(:,3)./normal(1,3), rms_ret(:,4)./normal(1,4), rms_ret(:,5)./normal(1,5), rms_ret(:,6)./normal(1,6), rms_ret(:,7)./normal(1,7), rms_ret(:,8)./normal(1,8)];
rms_norm_ciclo=[rms_ciclo(:,1)./normal(1,1), rms_ciclo(:,2)./normal(1,2), rms_ciclo(:,3)./normal(1,3), rms_ciclo(:,4)./normal(1,4), rms_ciclo(:,5)./normal(1,5), rms_ciclo(:,6)./normal(1,6), rms_ciclo(:,7)./normal(1,7), rms_ciclo(:,8)./normal(1,8)];

fm_norm_toque=[fm_toque(:,1)./normal(2,1), fm_toque(:,2)./normal(2,2), fm_toque(:,3)./normal(2,3), fm_toque(:,4)./normal(2,4), fm_toque(:,5)./normal(2,5), fm_toque(:,6)./normal(2,6), fm_toque(:,7)./normal(2,7), fm_toque(:,8)./normal(2,8)];
fm_norm_pre=[fm_pre(:,1)./normal(2,1), fm_pre(:,2)./normal(2,2), fm_pre(:,3)./normal(2,3), fm_pre(:,4)./normal(2,4), fm_pre(:,5)./normal(2,5), fm_pre(:,6)./normal(2,6), fm_pre(:,7)./normal(2,7), fm_pre(:,8)./normal(2,8)];
fm_norm_ret=[fm_ret(:,1)./normal(2,1), fm_ret(:,2)./normal(2,2), fm_ret(:,3)./normal(2,3), fm_ret(:,4)./normal(2,4), fm_ret(:,5)./normal(2,5), fm_ret(:,6)./normal(2,6),
```

```
fm_ret(:,7)./normal(2,7),
fm_ret(:,8)./normal(2,8)];
```

```
% Juntando dados de cada minuto %
```

```
rms_juntos=[rms_toque, rms_pre, rms_ret, rms_ciclo];
fm_juntos=[fm_toque, fm_pre, fm_ret];
ics_juntos=[ics_toque, ics_pre, ics_ret];
envelope_juntos=[slope_m1, dif_pico_inicio_m1, dif_inicio_toque_m1, slope_m4, dif_pico_inicio_m4, dif_inicio_toque_m4, dif_inicio_mm];
cinem_juntos=[veloc_cal_toque, aceler, ang_tornoz, ang Joelho, tempo_passada, tempo_apoio, tempo_balanco, comprimento, frequencia2];
```

```
curvas_juntos=[curva_m1;curva_m2;curva_m3; curva_m4; curva_m5; curva_m6; curva_m7; curva_m8];
```

```
rms_norm=[rms_norm_toque, rms_norm_pre, rms_norm_ret, rms_norm_ciclo].*100;
fm_norm=[fm_norm_toque, fm_norm_pre, fm_norm_ret].*100;
```

```
% Salvando os dados
```

```
minut=num2str(minut);
```

```
arq_ascii=[vol, '_rms', minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_juntos ']);
arq_ascii=[vol, '_fm' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' fm_juntos ']);
arq_ascii=[vol, '_envelope' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' envelope_juntos ']);
arq_ascii=[vol, '_cinemetria' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' cinem_juntos ']);
arq_ascii=[vol, '_curvas' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' curvas_juntos ']);
arq_ascii=[vol, '_ics' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' ics_juntos ']);
arq_ascii=[vol, '_normal', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' normal ']);
arq_ascii=[vol, '_rms_norm' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' rms_norm ']);
arq_ascii=[vol, '_fm_norm' minut, '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii, ' fm_norm ']);
```

```
minut=str2num(minut); %#ok<ST2NM>
```

```
% Preparando para novo minuto de analise
final_cinem=(final_cinem+3596);
minut=minut+1;
clear tempo_eletro tempo_cinem calc vdedo tt*
dd inicio_cine final_cine final_eletro a t c
```

```

    locais rms_juntos fm_juntos ics_juntos
    envelope_juntos cinem_juntos curvas_juntos

end

% Juntanto todos os dados %

clear a b x y

b=1;
if col==5
    a=5;
elseif col==20
    a=20;
end

while b<=a;
    c=b;
    b=num2str(b); %#ok<ST2NM>
    ext_nome=('.'txt');

    %%%%% RMS %%%%%
    x1=[vol '_rms' b];
    y1=[x1 ext_nome];
    d1=load(y1);
    mediax1=mean(d1);
    desvx1=std(d1);
    e1=[d1;mediax1;desvx1];

    if c==1
        f1=(e1);
    end

    if c>1
        f1=[f1;e1];
    end

    %%%%% RMS Norm %%%%%
    x2=[vol '_rms_norm' b];
    y2=[x2 ext_nome];
    d2=load(y2);
    mediax2=mean(d2);
    desvx2=std(d2);
    e2=[d2;mediax2;desvx2];

    if c==1
        f2=(e2);
    end

    if c>1
        f2=[f2;e2];
    end

    %%%%% FM %%%%%
    x3=[vol '_fm' b];
    y3=[x3 ext_nome];
    d3=load(y3);
    mediax3=mean(d3);
    desvx3=std(d3);
    e3=[d3;mediax3;desvx3];

```

```

    if c==1
        f3=(e3);
    end

    if c>1
        f3=[f3;e3];
    end

    %%%%% FM Norm %%%%%
    x4=[vol '_fm_norm' b];
    y4=[x4 ext_nome];
    d4=load(y4);
    mediax4=mean(d4);
    desvx3=std(d4);
    e4=[d4;mediax4;desvx3];

    if c==1
        f4=(e4);
    end

    if c>1
        f4=[f4;e4];
    end

    %%%%% Cinemetria %%%%%
    x5=[vol '_cinemetria' b];
    y5=[x5 ext_nome];
    d5=load(y5);
    mediax5=mean(d5);
    desvx5=std(d5);
    e5=[d5;mediax5;desvx5];

    if c==1
        f5=(e5);
    end

    if c>1
        f5=[f5;e5];
    end

    %%%%% Envelope %%%%%
    x6=[vol '_envelope' b];
    y6=[x6 ext_nome];
    d6=load(y6);
    mediax6=mean(d6);
    desvx6=std(d6);
    e6=[d6;mediax6;desvx6];

    if c==1
        f6=(e6);
    end

    if c>1
        f6=[f6;e6];
    end

    %%%%% ICs %%%%%
    x7=[vol '_ics' b];
    y7=[x7 ext_nome];
    d7=load(y7);

```

```

mediax7=mean(d7);
desvx7=std(d7);
e7=[d7;mediax7;desvx7];

if c==1
    f7=(e7);
end

if c>1
    f7=[f7;e7];
end

b=str2num(b); %#ok<ST2NM>

b=b+1;

end

% Salvando os dados juntos
arq_ascii=['juntos', '_rms', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f1 ']);
arq_ascii=['juntos', '_fm', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f3 ']);
arq_ascii=['juntos', '_rmsnorm', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f2 ']);
arq_ascii=['juntos', '_fmnorm', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f4 ']);
arq_ascii=['juntos', '_cinemetria', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f5 ']);
arq_ascii=['juntos', '_envelope', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f6 ']);
arq_ascii=['juntos', '_ics', '.txt'];
eval(['save -ascii ', arq_ascii , ' f7 ']);

```

---

**analises.m**

```

function [rms, fm]=analises(mm)

% Determina os valores de RMS - usando
  formulinha do Canada

trc=exp(-1/1000/0.025);
trc1=1-exp(-1/1000/0.025);
xmg(1)=0;
for i=2:length(mm)
    xmg(i)=sqrt(trc1*mm(i-1)*mm(i-1) + trc*xmg(i-1)*xmg(i-1));
end

rms=mean(xmg);
fr=1000;

% Realiza PSD

%psd welch method
[Pxx,
f]=pwelch(mm,length(mm),2,length(mm)*2,1000);
% uses default Hamming window

```

```

area = cumtrapz(Pxx);
totarea = trapz(Pxx);

%median freq
mf_index = find(area >= (0.5*totarea));
fm = f(mf_index(1));

```

---

### ativado.m

```

function valores=ativado(mm,limiar)

mm1=sqrt(mm.^2);
locaismm=find(mm1>=limiar);
valores=mm(locaismm);

```

---

### limiar.m

```

function [ativacao_base]=limiar(mm)

% Define eixo x
tempo_eletro=((40):0.001:(60));

% Plota grafico
figure('Color',[0 0 0], 'Units','pixels','Position',[50
50 1200 680])
set(axes,'color',[0 0 0],'xcolor',[0 1 0], 'ycolor',[0 1
0],'FontSize',[12], 'YLim',[min(mm)-100
max(mm)+100], 'XLim',[tempo_eletro(1) 60]);
hold on
plot(tempo_eletro,mm, 'y')
axis([tempo_eletro(1) 60 min(mm)-100
max(mm)+100]);
ylabel('(uV)','fontsize',14);
xlabel('Tempo (seg)','fontsize',14);

% Escolhe o local com menor ativacao
disp('Clique no ponto com menor atividade')
[linhas] = ginput(1);
inicio_pt = round(linhas(1));
final_pt = inicio_pt+100;

if final_pt > length(mm)
    disp('Intervalo de dados inexistente')
    return
end

if inicio_pt==0
    inicio_pt=1;
end

close

% Define o valor de limiar de ativacao
ativacao_base=2*std(sqrt((mm(inicio_pt:final_pt))
.^2));

```