

---

**EDUCAÇÃO FÍSICA**

---

**STEPHANNIE SPIANDOR BERETTA**

**COMPARAÇÃO DO EFEITO DO PERÍODO DE  
RECUPERAÇÃO DA FADIGA MUSCULAR NO  
ANDAR ENTRE ADULTOS JOVENS E IDOSOS**

STEPHANNIE SPIANDOR BERETTA

**COMPARAÇÃO DO EFEITO DO PERÍODO DE RECUPERAÇÃO DA FADIGA  
MUSCULAR NO ANDAR ENTRE ADULTOS JOVENS E IDOSOS**

Orientadora: Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi

Co-orientador: Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri

Trabalho de Conclusão de Curso  
apresentado ao Instituto de Biociências da  
Universidade Estadual Paulista “Júlio de  
Mesquita Filho” - Câmpus de Rio Claro,  
para obtenção do grau de Bacharela em  
Educação Física.

Rio Claro  
2015

796.19 Beretta, Stephannie Spiandor  
B492c Comparação de efeito do período de recuperação da fadiga muscular  
no andar entre adultos jovens e idosos / Stephannie Spiandor Beretta. - Rio  
Claro, 2015  
43 f. : il., figs., tabs.

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Educação Física) -  
Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Rio Claro  
Orientador: Lilian Teresa Bucken Gobbi  
Coorientador: Fabio Augusto Barbieri

1. Educação física para idosos. 2. Fadiga muscular. 3. Recuperação. 4.  
Força muscular. 5. Parâmetros do andar. 6. Estabilidade. I. Título.

Dedico este trabalho à todos os que me ajudaram e me apoiaram nesta etapa da minha vida, em especial família e amigos.

## **Agradecimentos**

Agradeço a Deus e a todas as pessoas que me ajudaram para que esse objetivo fosse concluído da melhor maneira.

Agradeço a minha família, em especial meus pais Sergio Beretta e Maria Regina, que me deram total apoio, desde financeiro até pessoal, na qual me ajudaram a tomar as decisões mais difíceis que tive, me ensinaram a ser cada vez mais batalhadora, e a nunca desistir, por que sem isso não teria conseguido vencer os desafios que foram encontrados nesse caminho.

Ao meu irmão e não menos especial, Victor pelo apoio que me deu desde o início dessa etapa, me incentivando a ser cada vez mais uma pessoa melhor, tanto na parte acadêmica quanto na vida pessoal, sem ajuda dele teria desistido sem dúvida.

Obrigada por me dar broncas e acima de tudo um ombro amigo.

À minha tia Maria Eliza, que é minha segunda mãe, por que sem as longas conversas não teriam acontecidos para eu me tornar quem sou hoje. Pelos conselhos e por principalmente me entender e me apoiar.

Agradecer a todos eles por estarem ao meu lado nesse ano tão conturbado que foi, com grandes perdas, em especial minha vó Magdalena e minha tia Sueli. Porque eles me ensinaram que as coisas acontecem sem nenhuma explicação, mas que temos que aprender com esses momentos que estamos sujeitos a enfrentar.

Ao meu namorado e melhor amigo Julian, que acreditou no meu potencial, e acima de tudo suportou os momentos de TPM, estresse, tristeza, cansaço, mas que pode sempre da melhor maneira colocar um sorriso no rosto e me mostrar o significado de felicidade, mesmo com todas as dificuldades.

À Profa. Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi, minha orientadora, pelos ensinamentos ao longo desses 4 anos, por me aceitar no Laboratório e me ajudar em tudo que precisei, principalmente no desenvolvimento desse trabalho e nas apresentações, onde pude melhorar cada vez mais.

Ao Prof. Dr. Fabio Augusto Barbieri, meu coorientador, que aguentou meus momentos de crise e de dificuldade, não me deixando desistir e acreditando no meu potencial mais do que eu mesma pudesse acreditar. Pelos ensinamentos, broncas, cobranças, que me fez crescer na área acadêmica. Obrigada por tudo.

Aos membros do LEPLO, pelos conselhos, correções, ensinamentos, pelas amizades que conquistei, pelas risadas e momentos únicos com vocês. Agradeço ao

PC, por estar sempre disposto a me ensinar e a me ajudar em tudo. À todos que estavam dispostos a me ensinar nesses 4 anos de convivência, Às minhas amigas de República Nara, Bruna, Luana, que me ensinaram a conviver em grupo, respeitando as diferenças e opiniões de cada uma. Por todos os conselhos e trabalhos em grupo, jantas, e conversas ao longo desses anos que me fizeram crescer ainda mais.

Agradecer também aos alunos ingressantes em 2012, que conviveram comigo durante essa etapa, que enfrentaram as dificuldades juntos e que puderam crescer juntos em todos os sentidos.

E por fim, gostaria de agradecer a Fundação de Amparo à pesquisa do estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro deste trabalho e de outros trabalhos desenvolvidos. Além dos ensinamentos adquiridos em participação em congressos.

## Resumo

Efeitos da fadiga muscular no controle motor do andar são dependentes da idade. Ainda, é conhecido que a força e qualidade de contração muscular declinam de acordo com o avanço da idade, prejudicando o controle do andar e realização das atividades diárias. No entanto, pouco é conhecido sobre o efeito do tempo de recuperação da fadiga muscular no andar de idosos. Sendo assim, o objetivo foi comparar o efeito de diferentes tempos de recuperação (5, 10 e 20 minutos) da fadiga muscular do quadríceps no andar entre adultos jovens e idosos. Participaram do estudo 40 adultos jovens entre 20 a 40 anos e 40 idosos acima de 60 anos. Os participantes realizaram as seguintes tarefas: i) andar em ambiente regular: sendo realizadas 3 tentativa em velocidade preferida caminhando 8 metros em cada tentativa; ii) protocolo de contração voluntária máxima: realizado no aparelho de Leg Press, sendo duas tentativas para cada momento de realização; iii) protocolo de indução à fadiga: induzida pela tarefa de sentar e levantar até a exaustão voluntária do participante; iv) repetição dos dois primeiros itens após a indução à fadiga e após 5, 10 e 20 minutos de descanso. Na tarefa de andar foi analisado a passada central de cada participante em cada tentativa. Foram analisados os parâmetros cinemáticos (comprimento, velocidade e duração da passada, largura do passo, porcentagem de duplo suporte), cinéticos (impulso vertical e horizontal anteroposterior de frenagem e de propulsão) e eletromiográficos (RMS e pico da atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral e medial, bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e medial e tibial anterior). Os dados foram comparados através MANOVAs two-way com fator para grupo (adultos jovens x idosos) e período de recuperação (antes da fadiga muscular X após fadiga X 5 minutos de recuperação X 10 minutos de recuperação X 20 minutos de recuperação) com medidas repetidas para o último fator. De maneira geral, a fadiga muscular altera os parâmetros cinemáticos do andar (aumenta o comprimento da passada, largura do passo e velocidade e diminui a porcentagem de tempo em duplo suporte e duração da passada) de ambos os grupos. Além disso, há alteração dos parâmetros cinéticos e eletromiográficos (aumento do impulso anteroposterior e vertical de propulsão, diminuição da força muscular). Ainda, os resultados revelam que adultos recuperam os parâmetros cinemáticos do andar após os primeiros 5 minutos, enquanto que 20 minutos de recuperação não são suficientes para os idosos. Ainda, foram revelado maiores efeitos de fadiga para os parâmetros do andar em idosos, quando comparados com os adultos e recuperação do impulso anteroposterior de frenagem em idosos após 5 minutos de recuperação. A partir dos resultados pode-se concluir que a fadiga muscular afeta os parâmetros da locomoção e que a melhor condição metabólica e controle por parte dos adultos são evidenciados pela recuperação dos parâmetros do andar após os primeiros 5 minutos, enquanto que idosos não recuperam os parâmetros do andar após 20 minutos. Além disso, idosos necessitam de maiores ajustes nos parâmetros cinemáticos após fadiga para aumentar a estabilidade do andar.

**Palavra chave:** Fadiga muscular, andar.

## **Abstract**

The effects of muscle fatigue on motor control of the gait are age-dependent. Also, it is known that the strength and the quality of muscle contraction decline with the advance of the age, impaired the motor control of gait and daily activities. However, studies about the effects of the muscle fatigue recovery time on gait in old adults are scarce. The aim of the study was to compare the effects of different recovery periods (5, 10 and 20 minutes) after muscle fatigue of quadriceps in gait among young and old adults. Forty young adults with age between 20 and 40 years old and forty older adults with age above sixty years old were enrolled in the study. Participants performed the following tasks: i) walking task: participants performed 3 trials in self-selected velocity in a 8 meters long pathway; ii) maximal voluntary contraction protocol: it was performed in a leg press machine. They performed 2 trials for each period; iii) fatigue induction protocol: the quadriceps fatigue was induced by the sit-to-stand task until voluntary exhaustion; iv) participants repeated the first and the second items immediately after the fatigue induction and after 5, 10 and 20 minutes of rest. In the walking task was analyzed the central stride of each participant in each trial. It was analyzed the kinematic (stride length, step width, double support percentage, stride velocity and stride duration), kinetics (anteroposterior and vertical braking and propulsive impulses) and electromyographic (RMS and peak of electromyographic activity of the medial and lateral vastus, biceps femoral, medial and lateral gastrocnemius and tibialis anterior). Data were compared by MANOVAs two-way with factor group (young adults X older adults) and recovery period (before muscle fatigue X after muscle fatigue X 5 minute recovery X 10 minutes recovery X 20 minutes recovery) with repeated measures to the last factor. In general, the results show that muscle fatigue changes the kinematic parameters of gait (increase in stride length, step width and velocity and decrease the percentage of time in double support and stride duration) of both groups. Further, the results revealed that adults recovery the temporal kinematic parameters after 5 minutes the muscle fatigue, while 20 minutes are not sufficient to recovery the gait parameter of elderly people. In addition, changes on kinetic and electromyographic parameters were found (increase in anteroposterior and vertical propulsive impulses and decrease in muscle strength). Further, the results show that young adults recover kinematic parameters of gait after 5 minutes of muscle fatigue, while 20 minutes of recovery are not enough for the older adults. Also, it was found greater effects of muscle fatigue for gait parameters in older adults when compared with young adults and recovery of the anteroposterior braking impulse in older adults after 5 minutes. Based on the results, it can be concluded that muscle fatigue affects the gait parameters and better metabolic condition and control by adults are evidenced by the recovery of gait parameters after the first 5 minutes of rest, while older adults do not recover the gait parameters after 20 minutes of rest. Moreover, older adults require further adjustments in kinematic parameters after muscle fatigue to increase gait stability.

**Key words:** muscle fatigue, gait.

## Sumário

|       |                                   |    |
|-------|-----------------------------------|----|
| 1     | Introdução.....                   | 8  |
| 2     | Objetivo .....                    | 13 |
| 2.1   | Hipóteses .....                   | 13 |
| 3     | Materiais e Método .....          | 14 |
| 3.1   | Participantes .....               | 14 |
| 3.2   | Delineamento experimental .....   | 14 |
| 3.2.1 | Contração voluntária máxima ..... | 15 |
| 3.2.2 | Tarefa do Andar .....             | 16 |
| 3.2.3 | Indução à fadiga .....            | 16 |
| 3.2.4 | Parâmetros cinemáticos.....       | 17 |
| 3.2.5 | Parâmetros cinéticos .....        | 17 |
| 3.2.6 | Parâmetros eletromiográficos..... | 18 |
| 3.2.7 | Análise dos dados .....           | 19 |
| 4     | Resultados.....                   | 21 |
| 5     | Discussão .....                   | 30 |
| 6     | Conclusão .....                   | 35 |
|       | Referências.....                  | 36 |

## 1 Introdução

A fadiga é conhecida como um sério problema social (HANCOCK e DESMOND, 2000; COHEN et al., 1995), sendo este um fator que justifica estudos envolvendo os mecanismos da fadiga e sua influência no movimento humano. A combinação dos efeitos da fadiga com o processo de envelhecimento são ainda mais relevantes para pesquisas, uma vez que a fadigabilidade é dependente da idade (HUNTER et al., 2004; LANZA et al., 2004). É conhecido que a força e a qualidade da contração muscular declinam com o avanço da idade (HUNTER et al., 2004) e com a fadiga, o que pode prejudicar a realização de atividades diárias habituais, como o andar. A alta prevalência da fadiga na sociedade implica em comprometimentos no desempenho do trabalho e das atividades diárias (SWAEN et al., 2003). No ambiente de trabalho, o acúmulo de fadiga pode levar a diminuição da produtividade, além de induzir a erros desastrosos em atividades como o andar (HALVANI et al., 2009). O maior risco de quedas está relacionado às mudanças negativas que a fadiga causa nos aspectos relacionados ao controle do equilíbrio, tais como a força muscular, a coordenação e a propriocepção (BARBIERI et al., 2013a,b,c; PAILLARD et al., 2010; LIN et al., 2009; PARIJAT e LOCKHART, 2008a). Este quadro é ainda mais alarmante para idosos que apresentam maior presença de fadiga que adultos jovens, influenciando na habilidade funcional do andar, em tarefas domésticas em geral e na realização de atividades físicas (LIAO e FERRELL, 2000), o que pode resultar em aumento no número de quedas nestas atividades (YOGEV-SELIGMANN et al., 2008; DIEËN et al., 2005; HELBOSTAD et al., 2010).

A fadiga é multifatorial (LOU, 2009) e de difícil definição. De forma geral, pode ser definida como a falha em manter uma força esperada ou requerida (EDWARDS, 1981). Ainda, pode ser considerada como a falha em continuar um exercício em uma intensidade estabelecida (BOOTH e THOMASON, 1991), associada à diminuição do desempenho muscular durante atividade contínua (STACKHOUSE et al., 2001). O foco de interesse deste estudo é na diminuição da capacidade de produção de força muscular, conhecido como fadiga muscular. A definição deste termo é mais clara que fadiga e é estabelecida como a diminuição da capacidade do músculo em produzir potência (BIGLAND-RITCHIE e WOODS, 1984), ocorrendo um declínio na capacidade de gerar força depois de contrações repetidas (KENT-BRAUN, 2009;

GANDEVIA, 2001). Por exemplo, um indivíduo está desempenhando um exercício de resistência muscular, em um esforço submáximo, após um determinado período, não é capaz de manter a intensidade do exercício, sendo a máxima capacidade de gerar força muscular menor que o objetivo de esforço submáximo estabelecido.

A fadiga muscular é causada pela combinação de fatores centrais e periféricos do sistema nervoso (GANDEVIA, 2001). Ela é causada por limitações na habilidade do sistema nervoso em gerar um sinal de ativação e no estímulo do cálcio em promover ativação (POWERS e HOWLEY, 2011). A fadiga central está relacionada a fatores intrínsecos dos moto neurônios espinhais e supra espinhais (GANDEVIA, 2001), reduzindo o número de unidades motoras ativadas ou a frequência de estímulos das unidades (POWERS e HOWLEY, 2011). A fadiga periférica é produzida por mudanças na junção neuromuscular (GANDEVIA, 2001), causando falha da membrana de superfície em transmitir o potencial de ação ou na liberação do cálcio (POWERS e HOWLEY, 2011). Devido às limitações centrais e periféricas, o controle motor sofre influência da fadiga muscular através do aumento da co-contração muscular e da limitação na capacidade de produzir movimentos rápidos para a correção de movimentos (IZAWA et al., 2008; FRANKLIN et al., 2007; DIEËN et al., 2003; PARIJAT e LOCKHART, 2008a,b; HELBOSTAD et al., 2007; LORD et al., 1993). Desta forma, uma nova organização de ativação muscular e de controle de movimento ocorre quando o indivíduo está em fadiga muscular, como observado pelas mudanças nos parâmetros do andar (BARBIERI et al., 2013a,b,c; MURDOCK e HUBLEY-KOZEY, 2012; OLSON, 2010; LIN et al., 2009; PARIJAT e LOCKHART, 2008a,b; KAVANAGH et al., 2006; YOSHINO et al., 2004).

A fadiga muscular prejudica o controle motor durante o andar. Experimentalmente, a fadiga muscular do quadríceps reduz a estabilidade do andar (PARIJAT e LOCKHART, 2008a,b; HELBOSTAD et al., 2007), modifica os parâmetros espaço-temporais (MURDOCK e HUBLEY-KOZEY, 2012; BARBIERI et al., 2013a,b; GRANACHER et al., 2010; PARIJAT e LOCKHART, 2008a,b; HELBOSTAD et al., 2007), cinéticos (BARBIERI et al., 2013a,b; BARBIERI, 2012) e de ativação muscular (BARBIERI et al., 2013b; MURDOCK e HUBLEY-KOZEY, 2012), aumentando a variabilidade dos parâmetros e limitando a produção de torques velozes (RIBEIRO et al., 2007; LIN et al., 2009; BARBIERI et al., 2012). Estas alterações nos parâmetros do andar aparentemente aumentam a chance de quedas durante a locomoção (PARIJAT e LOCKHART, 2008a,b; HELBOSTAD et al.,

2007), ainda mais, quando a velocidade de contato do calcanhar no solo é aumentada e o movimento de dorsiflexão do tornozelo é reduzido após a fadiga muscular (PARIJAT e LOCKHART et al., 2008a,b). Entretanto, estudos têm mostrado que após fadiga muscular do quadríceps, os indivíduos buscam aumentar a estabilidade do andar através do aumento da base de suporte e diminuição da duração do passo (BARBIERI et al., 2013c).

De forma geral, os efeitos da idade sobre a fadiga muscular permanecem obscuros (YASSIERLI e NUSSBAUM, 2007), com estudos mostrando menor efeito da fadiga em idosos (LANZA et al, 2004; TRALONGO et al, 2003; WATT et al, 2000) e outros estudos apontando um aumento do efeito da fadiga com o envelhecimento (KENT-BRAUN, 2009; BAUDRY et al, 2007;. McNEIL e RICE, 2007; MENS-VERHULST e BENSING, 1998; LAWRIE et al, 1997). O sistema musculoesquelético e neuromotor é deteriorado com o envelhecimento (KANG e DINGWELL, 2008; NORRIS et al, 2007). Noventa por cento dos idosos (indivíduos com mais de 60 anos de idade) mostram uma ou mais deficiências que afetam negativamente a sua mobilidade (THEOU et al., 2008). Os principais prejuízos estão relacionados com a disfunção da força muscular (ROSS et al., 1997) ou da propriocepção (SHAFFER e HARRISON, 2007). Duas teorias explicam esta contradição sobre a relação da fadiga com o processo de envelhecimento: a) redução da produção de força ou fraqueza muscular devido à sarcopenia em idosos; b) maior porcentagem de fibras tipo I nos músculos dos idosos, os quais apresentam maior excitabilidade do reflexo do que os músculos que contêm alta porcentagem de fibras do tipo II (LANZA et al, 2004; ALLMAN e RICE, 2002). Além disso, as inconsistências podem ser devido a diferenças na forma de contração, protocolo, grupo muscular ou características dos sujeitos dos estudos (KENT-BRAUN, 2009; KATSIARAS et al, 2005). No entanto, a idade dos indivíduos é importante na resposta fadiga (McNEIL e RICE, 2007), devendo os efeitos deste fator ser considerado no desempenho motor (ALLMAN e RICE, 2002), principalmente para a locomoção.

Os efeitos da fadiga muscular no controle motor do andar são dependentes da idade (BARBIERI et al., 2014a). De forma geral, tanto adultos jovens quanto idosos buscam estabilidade para contrabalancear os efeitos negativos causados pela fadiga (GRANACHER et al., 2010; BARBIERI et al., 2014a). A combinação de maior estabilidade médio-lateral e anteroposterior, aliado ao aumento na velocidade do andar após fadiga muscular do membro inferior (BARBIERI et al., 2013a,b;

BARBIERI et al., 2014a; GRANACHER et al., 2010) é a principal estratégia utilizada para melhorar o controle postural (HAK et al., 2012). No entanto, os ajustes no andar sob efeito da fadiga muscular são mais evidentes em indivíduos mais velhos, especialmente acima dos 50 anos de idade (BARBIERI et al., 2014a). Granacher e colaboradores (2010) indicaram que o aumento na velocidade do andar de idosos foi maior que em adultos jovens após a indução a fadiga, o que pode representar um maior risco de queda. Apesar de conhecimentos importantes sobre o efeito da fadiga muscular no andar de acordo com o envelhecimento, ainda há uma carência de estudos que abordem este tema. Isto é ainda mais evidente quando estudado o efeito do período de recuperação para os parâmetros do andar após indução da fadiga muscular. Até o momento, não foi encontrado estudo que comparou o efeito do período de recuperação para os parâmetros do andar após indução da fadiga muscular.

A realização do presente estudo se justifica porque a fadiga, em termos gerais, interfere no controle, na eficiência e no gasto energético do movimento (HELBOSTAD et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007). E, ainda, aumenta o risco de quedas (BELLEW e FENTER, 2006; GOTSHALK et al., 2008) durante o andar (HELBOSTAD et al., 2007; PARIJAT, LOCKHART, 2008a,b), especialmente quando os efeitos do envelhecimento estão presentes (MERLETTI et al., 2002; HUNTER et al., 2004; KATSIARAS et al., 2005; PETRELLA et al., 2005). Mesmo com o conhecimento de alguns efeitos da fadiga, ainda é pouco conhecido o tempo para a recuperação da funcionalidade após fadiga (PARIJAT, LOCKHART, 2008a,b; BERETTA et al., 2014). O tempo de recuperação da fadiga é importante para entender o período necessário para a retomada dos níveis de força (DEDERING et al., 2004), melhorando a eficiência nas tarefas. Nosso estudo prévio (BERETTA et al., 2014) revelou que 20 minutos de recuperação não é suficiente para recuperar a força muscular, a largura do passo, o impulso de propulsão anteroposterior e a ativação do músculo bíceps femoral em adultos jovens. No entanto, pouco é conhecido sobre o efeito da recuperação da fadiga muscular no andar de idosos. A questão mostra-se mais intrigante quando os efeitos do envelhecimento sobre fadiga muscular ainda são controversos, com estudos apontando menor efeito da fadiga em idosos em comparação com adultos jovens (LANZA et al, 2004;. TRALONGO et al, 2003; WATT et al, 2000) e outros estudos indicando aumento dos efeitos da fadiga

com o envelhecimento (KENT-BRAUN, 2009; BAUDRY et al, 2007;. McNEIL e RICE, 2007; MENS-VERHULST e BENSING, 1998; LAWRIE et al, 1997).

## 2 Objetivo

O objetivo do estudo é comparar o efeito de diferentes tempos de recuperação (5, 10 e 20 minutos) da fadiga muscular do quadríceps no andar entre adultos jovens e idosos.

### *2.1 Hipóteses*

Espera-se que a fadiga muscular modifique negativamente os parâmetros do andar, obrigando os indivíduos jovens e idosos a modular o andar para manter estabilidade, por exemplo, aumentando a largura do passo e ativação muscular e diminuindo o impulso de propulsão, especialmente para o grupo de idosos. Ainda, espera-se que após 20 minutos de descanso os parâmetros do andar de jovens não sejam restabelecidos (BARBIERI et al, 2015; BERETTA et al, 2014), mas que os idosos voltem a utilizar a mesma estratégia dos parâmetros do andar anterior a fadiga muscular após os períodos de recuperação de 5, 10 e 20 minutos devido ao menor tempo de realização da tarefa de fadiga por este grupo (BARBIERI et al., 2014a) e maior número de fibras musculares do tipo 1 (LANZA et al, 2004;. TRALONGO et al, 2003; WATT et al, 2000), o que ocasionaria um efeito da fadiga muscular menos permanente para estes indivíduos.

### **3 Materiais e Método**

#### *3.1 Participantes*

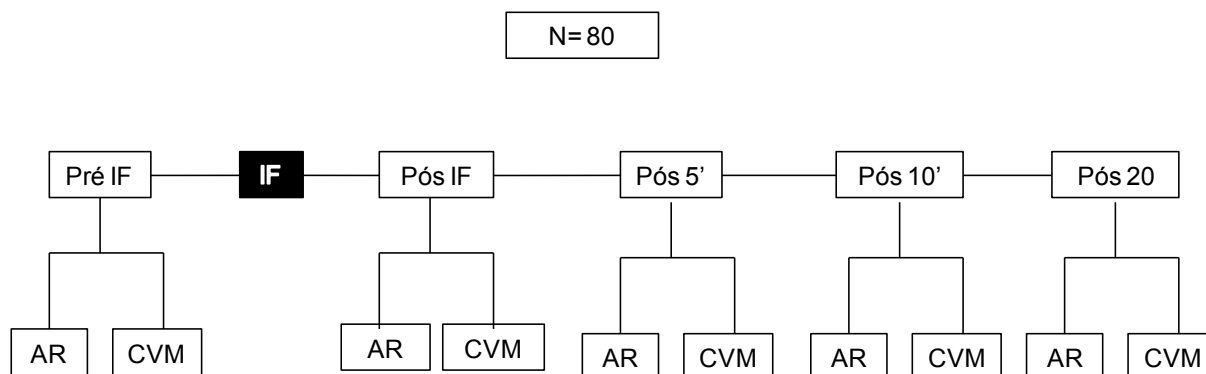
Participaram do estudo 80 indivíduos, sendo 40 adultos jovens com idade entre 20 e 40 anos e 40 idosos acima de 60 anos. Como critérios de exclusão foram adotados os seguintes fatores: problemas que não permitiam a realização dos procedimentos experimentais do andar; uso de medicamentos que afetem a locomoção; a presença de doenças osteomioarticulares e/ou neuromusculares; diabetes não controlada; doenças cardiorrespiratórias; distúrbios de equilíbrio e de visão.

Cada indivíduo foi informado sobre o procedimento do estudo e o objetivo do mesmo, e permitiu sua participação através da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido, submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Campus de Rio Claro (Protocolo n.1.023.711/2015).

#### *3.2 Delineamento experimental*

Todos os procedimentos experimentais foram realizados nas dependências do Laboratório de Estudos da Postura e da Locomoção (LEPLO) do Departamento de Educação Física da referida Universidade.

Os participantes realizaram os procedimentos experimentais na seguinte ordem: 1) responderam uma anamnese e foram mensuradas as medidas antropométricas; 2) realizaram a tarefa do andar em ambiente regular; 3) realizaram o protocolo de contração voluntária máxima; 4) realizaram o protocolo de indução da fadiga por meio da tarefa de sentar e levantar; 5) os itens 2 e 3 foram repetidos imediatamente após indução à fadiga e após 5, 10 e 20 minutos (Figura 1).



**Figura 1.** Exemplificação da sequência das tarefas realizadas pelos participantes em cada período. AR= Andar; CVM= Contração isométrica voluntária máxima; IF= Indução à fadiga.

Durante o período de avaliação, o participante foi instruído a não realizar nenhum tipo de atividade física. Antes do protocolo experimental os participantes realizaram aquecimento de 5 minutos, com caminhadas e alongamentos. Imediatamente após o aquecimento e precedendo a avaliação da contração voluntária máxima, houve um período de adaptação no aparelho de avaliação da contração voluntária máxima, que foi determinado pelo relato verbal de conforto do participante. Os períodos de descanso de 5, 10 e 20 minutos foram sempre realizados de forma passiva com o participante sentado.

### 3.2.1 Contração voluntária máxima

A contração voluntária máxima (CVM) foi determinada através do exercício de Leg Press (BARBIERI, 2012, BARBIERI et al., 2013a; BARBIERI et al., 2014a) acoplado de uma célula de carga (EMG System do Brasil Ltda) com precisão de 0,1 Quilograma-força. A aquisição do sinal do transdutor de força foi realizada através de um amplificador de sinais analógicos (EMG System do Brasil Ltda.). Neste protocolo, o participante ficou posicionado sobre o assento do Leg Press, com joelhos flexionados a 110° (180° = extensão total) e quadril flexionado a 90° e os pés em posição neutra (BARBIERI, 2012, BARBIERI et al., 2013a; BARBIERI et al., 2014a). As angulações das articulações envolvidas nas atividades foram mensuradas através de um goniômetro mecânico. O participante recebeu a instrução de realizar a contração voluntária máxima de extensão do quadril e do joelho aplicando a maior força possível por 5 segundos. Cada participante realizou duas

tentativas antes da fadiga muscular e duas tentativas após a fadiga muscular e após cada período de recuperação (5, 10 e 20 minutos). O participante foi encorajado verbalmente a realizar os esforços máximos. A contração voluntária máxima foi determinada como o maior valor registrado nos movimentos realizados com os dois membros conjuntamente.

### *3.2.2 Tarefa do Andar*

Na realização da tarefa do andar, o participante percorreu andando uma distância retilínea de 8 metros sobre um carpete de borracha com 1,4 metros de largura. As plataformas de força foram posicionadas transversalmente na área central da passarela, separadas por 0,2 metros. Foram realizadas 3 tentativas antes e imediatamente após a indução à fadiga, e após períodos de recuperação 5, 10 e 20 minutos. A instrução dada ao participante foi de caminhar em sua velocidade preferida até o final da passarela. Os parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos foram analisados na passada central de cada tentativa (contato do calcanhar do membro direito até o contato subsequente do mesmo membro).

### *3.2.3 Indução à fadiga*

Para a indução à fadiga, o participante realizou a tarefa de sentar e levantar de uma cadeira sem braços (BARBIERI, 2012; BARBIERI et al., 2013a,b). Uma cadeira padrão (altura da cadeira – 43 centímetros; largura do estofado da cadeira – 41 centímetros; profundidade do estofado da cadeira – 42 centímetros) foi utilizada para todos os participantes. Inicialmente, foi realizado um período de adaptação ao movimento e a frequência da tarefa. Em seguida, o participante foi instruído a cruzar os braços sobre a região peitoral e repetidamente sentar e levantar em posição ereta, sendo a frequência (0,5 Hz) controlada através de um metrônomo. Uma frequência moderada foi escolhida porque as atividades diárias têm esta exigência e a habilidade de levantar e sentar é um dos movimentos fundamentais do dia a dia (ETNYRE e THOMAS, 2007). O participante foi encorajado verbalmente e a cada 1 minuto de exercício relatou a percepção subjetiva de esforço por meio da escala de Borg (BORG, 1982). A fadiga foi determinada quando o participante não conseguiu mais realizar nenhuma repetição ou relatou não conseguir mais realizar a tarefa, ou

não manteve a frequência de movimentos ou realizou a tarefa por 30 min. Foi mensurado o tempo para indução à fadiga. Ainda, a percepção subjetiva de esforço foi mensurada durante a tarefa e após cada período de 5, 10 e 20 minutos de recuperação.

### 3.2.4 Parâmetros cinemáticos

Os parâmetros cinemáticos foram coletados por meio de um sistema tridimensional optoeletrônico de análise do movimento (OPTOTRAK Certus – 3D Motion Measurement System, NDI), com precisão de 0,1 milímetro e frequência de 100 Hz, posicionado no plano sagital direito do participante. O sistema de análise do movimento foi previamente calibrado.

Foram fixados 4 emissores infravermelhos nos seguintes pontos anatômicos do participante: face lateral do calcâneo e cabeça do 5º metatarso do membro inferior direito e face medial do calcâneo e cabeça do 1º metatarso do membro inferior esquerdo. Os dados tridimensionais dos emissores infravermelhos foram filtrados com um filtro do tipo passa-baixa, Butterworth de 5ª ordem, a 6 Hz.

Foram mensuradas as seguintes variáveis espaço-temporais da passada central:

- comprimento da passada: distância no sentido longitudinal entre o contato do emissor infravermelho do calcâneo direito até o contato subsequente do mesmo calcâneo no solo;
- largura do passo: distância no sentido médio-lateral entre o emissor infravermelho do calcâneo direito no contato com o solo e o emissor infravermelho do calcâneo esquerdo no contato com o solo;
- porcentagem de duplo suporte: porcentagem da passada em que o indivíduo realiza o suporte com os dois membros;
- velocidade da passada: foi calculada através da divisão do comprimento da passada pela duração total da mesma;
- duração da passada: tempo, em s, gasto pelo indivíduo para realizar a passada.

### 3.2.5 Parâmetros cinéticos

Os parâmetros cinéticos do andar foram captados através de duas plataformas de força (AccuGait, Advanced Mechanical Technologies, Boston, MA) – 50 centímetros x 50 centímetros - a uma frequência de 200 Hz. Os sinais analógicos de força foram digitalizados por um conversor analógico-digital, incluindo as forças em três direções (vertical, anteroposterior e médio-lateral) e os momentos sobre os três eixos principais.

Os sinais foram filtrados com o filtro Butterworth de 4° ordem e com filtro de passa baixa de 16 Hz. A magnitude da força de reação do solo foi normalizada pelo peso corporal a partir da aquisição em posição ortostática de cada participante. Em seguida, os dados das componentes de força vertical e horizontal (anteroposterior) foram normalizados pelo tempo de apoio (de 0 a 100%, com intervalos de 1%). O corte entre impulso de frenagem e propulsão foi definido como o momento em que a força horizontal cruzou o zero (MORAES et al., 2007). As seguintes variáveis cinéticas foram mensuradas em cada plataforma de força:

- Impulso vertical e horizontal anteroposterior de frenagem: corresponde à área sob a curva entre o ponto de contato do calcanhar e o cruzamento do zero para cada eixo de movimento;
- Impulso vertical e horizontal anteroposterior de propulsão: corresponde à área sob a curva entre o cruzamento do zero e a retirada do pé do solo para cada eixo de movimento;

### *3.2.6 Parâmetros eletromiográficos*

Durante a realização do andar, a aquisição do sinal foi realizada por meio de um eletromiógrafo de oito canais (EMG System do Brasil Ltda.). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl, circulares passivos, com 2 centímetros de centro-centro e com 1 centímetro de área de captação efetiva, colocados nos músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e tibial anterior do membro inferior direito, seguindo as recomendações de Rainoldi et al. (2004) e da SENIAM (HERMENS et al., 2000). Para diminuir possíveis interferências na aquisição do sinal eletromiográfico, foram realizadas tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool etílico hidratado. Um eletrodo de referência foi fixado no processo estilóide da ulna em todos os protocolos.

Os sinais foram enviados para um amplificador analógico de sinais (ganho de 1000 vezes), com filtro de passa alta Butterworth de 4ª ordem e com filtro passa-banda 20-500 Hz e passa-baixa de 15 Hz. A conversão dos sinais analógicos para digitais foi realizada por uma placa analógico-digital (A/D) de 12 bits e amplitude de entrada de  $\pm 5$  Volts, configurada com frequência de amostragem de 1000 Hz e modo de rejeição comum superior a 120 dB.

Os valores da atividade eletromiográfica foram normalizados pelo pico do sinal para cada músculo nas tentativas de andar antes da indução de fadiga para cada participante (BARBIERI et al., 2013a). Os seguintes parâmetros eletromiográficos foram mensurados:

- root mean square do andar: foi calculado o valor médio dos músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e tibial anterior do membro inferior direito para a passada central de cada tentativa para verificar o padrão de atividade muscular;
- pico da atividade eletromiográfica: foi calculado o máximo valor de atividade eletromiográfica para os músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial e tibial anterior do membro inferior direito para a passada central de cada tentativa;

### 3.2.7 Análise dos dados

O tratamento dos parâmetros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos foram realizados através de rotina específica escrita em linguagem Matlab (Versão 7.0 – Math Works, Inc.). As variáveis dependentes de interesse foram analisadas estatisticamente no software *SPSS 18.0 for Windows*®. O critério estatístico adotado para significância foi de  $p < 0,05$  para todas as análises. Primeiramente, foi realizada estatística descritiva para análise da normalidade e homogeneidade dos dados, através dos testes de Shapiro-Wilk e de Levene, respectivamente. Posteriormente, foi empregada MANOVA com fator para grupo, com a finalidade de comparar as características antropométricas. Após verificada a normalidade e homogeneidade dos dados, MANOVAs two-way foram realizadas para comparar a CVM e os parâmetros cinemáticos, cinéticos e EMG com fator para grupo (adultos jovens x idosos) e condição (antes da fadiga muscular X após fadiga muscular X 5 minutos após fadiga muscular X 10 minutos após fadiga muscular X 20 minutos após fadiga

muscular), com medidas repetidas para o último fator. Quando revelados efeitos para MANOVAs, post hoc com ajustes de Bonferroni foram empregados para localizar as diferenças.

#### 4 Resultados

A Tabela 1 mostra as médias e os desvios padrão das características antropométricas, idade e tempo para indução a fadiga muscular dos participantes selecionados para o estudo.

|                | <b>Idade<br/>(anos)</b> | <b>Massa<br/>corporal (kg)</b> | <b>Estatura<br/>(m)</b> | <b>Tempo de IF<br/>(s)</b> |
|----------------|-------------------------|--------------------------------|-------------------------|----------------------------|
| <b>Adultos</b> | 28,85±5,00              | 78,61±14,00                    | 1,76±0,06               | 746,32±638,15              |
| <b>Idosos</b>  | 69,00±6,49              | 75,6±12,53                     | 1,68±0,06               | 235,84±187,41              |

**Tabela 1.** Médias e desvios padrão das características antropométricas e do tempo de indução à fadiga dos participantes.

A tabela 2 mostra as médias e os desvios padrão dos valores da escala subjetiva de esforço (Borg).

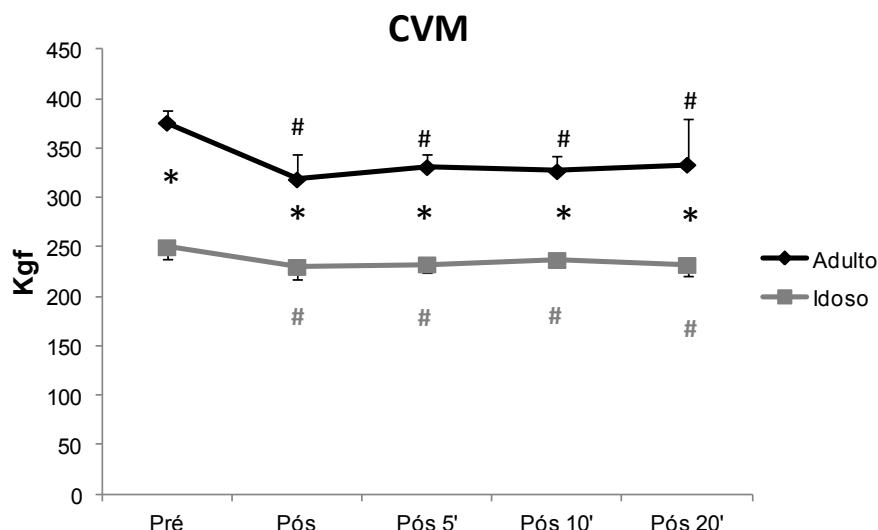
|                | <b>Escala subjetiva de esforço- BORG</b> |               |                  |                   |                   |
|----------------|------------------------------------------|---------------|------------------|-------------------|-------------------|
|                | <b>Pré IF</b>                            | <b>Pós IF</b> | <b>Pós 5' IF</b> | <b>Pós 10' IF</b> | <b>Pós 20' IF</b> |
| <b>Adultos</b> | 7.1±1,40                                 | 18.93±1,30    | 8.95±2,65        | 9.03±2,85         | 8.73±2,88         |
| <b>Idosos</b>  | 9±1,84                                   | 18±1,70       | 10±2,08          | 11±2,10           | 11±2,59           |

**Tabela 2.** Médias e desvios padrão da escala subjetiva de esforço (BORG) dos participantes em cada momento

Para a força muscular – CVM (Figura 2), a MANOVA apontou efeito principal para condição (Wilk's Lambda=0,36;  $F_{4,73}=31,74$ ;  $p<0,001$ ) e interação entre grupo e condição (Wilk's Lambda=0,73;  $F_{4,73}=6,69$ ;  $p<0,001$ ). Para efeito de condição (Figura 2), o post hoc identificou que houve diminuição dos valores de força imediatamente após indução à fadiga ( $p<0,001$ ) e após os momentos de recuperação de 5 ( $p<0,001$ ), 10 ( $p<0,001$ ) e 20 ( $p<0,001$ ) minutos comparados com a condição anterior a fadiga.

Para a interação, a análise post hoc indicou que, tanto para os indivíduos adultos quanto para os idosos, ocorreu diminuição nos níveis de produção de força posterior à fadiga muscular ( $p<0,001$  e  $p<0,001$ , respectivamente) e que a força se manteve diminuída após 5 ( $p<0,001$  e  $p<0,005$ , respectivamente), 10 ( $p<0,001$  e  $p<0,05$ , respectivamente) e 20 minutos de recuperação ( $p<0,001$  e  $p<0,02$ , respectivamente). No entanto, a diminuição da CVM imediatamente após a indução

à fadiga foi maior para os adultos (15%) quando comparados com idosos (8%), sendo que não houve efeito de recuperação. Ainda, o post hoc de Bonferroni revelou que indivíduos adultos apresentaram maior nível de CVM quando comparado com idosos em todos momentos (pré:  $p<0,001$ , pós:  $p<0,001$ , 5 minutos:  $p<0,001$ , 10 minutos:  $p<0,001$  e 20 minutos:  $p<0,001$ ) (Figura 2).

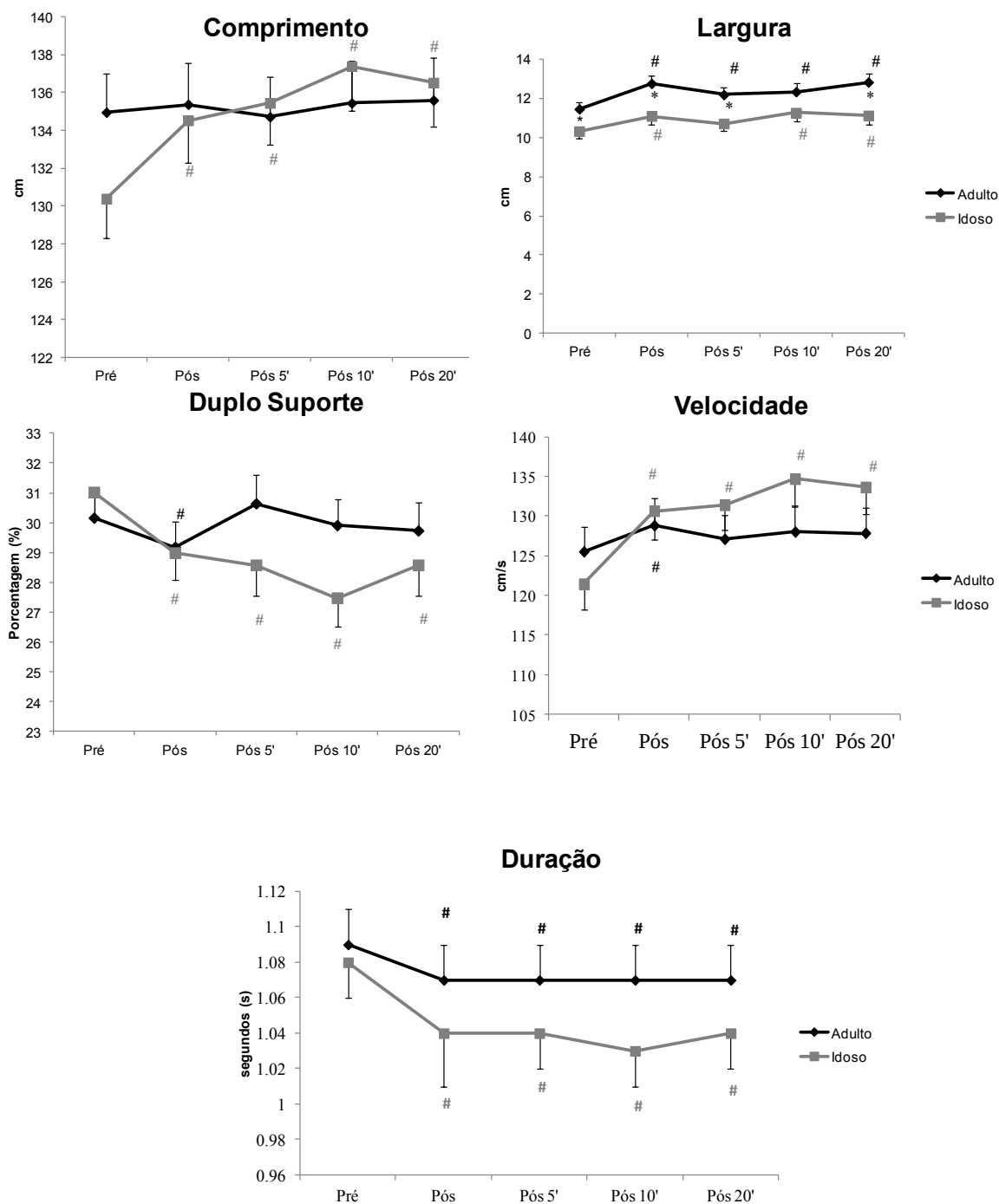


**Figura 2.** Médias e desvios padrão referentes à interação entre grupo e condição fadiga para a contração voluntária máxima dos adultos e idosos nos momentos pré indução à fadiga, imediatamente após, 5, 10 e 20 minutos de recuperação. \* diferença significativa entre os grupos; # diferença significativa dos momentos em relação ao momento pré indução à fadiga.

Para as variáveis cinemáticas (Figura 3), a MANOVA revelou efeito principal de condição (Wilk's Lambda=0,25;  $F_{6,24}=6,323$ ;  $p<0,003$ ) e interação entre grupo e condição (Wilk's Lambda=0,90;  $F_{6,24}=1,30$ ;  $p<0,003$ ). Para efeito principal de condição, a análise estatística indicou que os indivíduos apresentaram maiores valores de comprimento da passada nos momentos imediatamente após a indução à fadiga ( $p<0,001$ ), após 5 ( $p=0,012$ ), 10 ( $p<0,005$ ) e 20 minutos ( $p<0,001$ ) de recuperação quando comparados ao momento pré indução à fadiga. Além disso, os indivíduos apresentaram maiores valores da largura do passo nos momentos imediatamente após ( $p<0,001$ ), e após 5 ( $p<0,01$ ), 10 ( $p=0,01$ ) e 20 minutos ( $p<0,001$ ) de recuperação quando comparados ao momento pré fadiga. Ainda, os indivíduos apresentaram maior tempo no duplo suporte no momento pré indução

quando comparados aos momentos imediatamente após ( $p<0,001$ ), após 10 ( $p<0,02$ ) e 20 minutos ( $p<0,001$ ). Por fim, apresentaram maior velocidade no momento imediatamente após ( $p<0,001$ ), após 5 ( $p<0,001$ ), 10 ( $p<0,02$ ) e 20 minutos ( $p<0,001$ ) de recuperação em relação ao momento pré indução à fadiga.

Para interação, a análise post hoc indicou que ambos os grupos aumentaram a largura do passo imediatamente após a fadiga muscular (adulto:  $p<0,001$  e idoso:  $p<0,01$ ) e após os períodos de 5 (adulto:  $p=0,018$  e idoso:  $p<0,05$ ), 10 (adulto:  $p=0,026$  e idoso:  $p=0,022$ ) e 20 (adulto:  $p<0,001$  e idoso:  $p<0,02$ ) minutos de recuperação quando comparada com a condição anterior à fadiga muscular. Ainda, para largura do passo, em todas as condições o grupo de adultos apresentou maiores valores comparados com indivíduos idosos (Pré:  $p<0,03$ ; pós:  $p<0,008$ ; 5 minutos:  $p<0,007$ ; 10 minutos:  $p<0,05$ ; 20 minutos:  $p<0,01$ ). Apesar do comportamento similar, no período de 5 minutos de recuperação, os idosos apresentaram um leve aumento na largura enquanto que os adultos apresentaram uma leve diminuição (não evidenciando mudança significativa). Além disso, o post hoc indicou diferença para o comprimento da passada, onde o grupo de idoso aumentou o comprimento da passada posterior à indução à fadiga muscular ( $p<0,001$ ) e permaneceu elevado após os períodos de 5 ( $p<0,001$ ), 10 ( $p<0,001$ ) e 20 ( $p<0,001$ ) minutos de recuperação. Enquanto que para o grupo de adultos não ocorreu alteração deste parâmetro. Além disso, foi revelada diminuição da porcentagem de tempo em duplo suporte e duração da passada em ambos os grupos imediatamente após (adulto:  $p<0,01$  e  $p<0,001$ ; idoso:  $p<0,001$  e  $p<0,001$ , respectivamente) quando comparado com a condição anterior à fadiga muscular. Especificamente para o grupo idosos, não houve efeito de recuperação, sendo que os parâmetros permaneceram diminuídos após os períodos de 5 ( $p<0,001$  e  $p<0,04$ ), 10 ( $p<0,001$  e  $p<0,02$ ) e 20 minutos ( $p<0,001$  e  $p<0,04$ , respectivamente). Enquanto que para os adultos, os parâmetros de tempo em duplo suporte e duração da passada foram recuperados após os primeiros 5 minutos. Para velocidade da passada, a análise de post hoc indicou aumento para ambos os grupos imediatamente após (adulto:  $p=0,001$ ; idoso:  $p<0,001$ ) comparados com a condição anterior à fadiga muscular. Novamente, com efeito da recuperação para grupo de adultos, enquanto que para idosos a velocidade permaneceu aumentada nos períodos de 5 ( $p<0,001$ ), 10 ( $p<0,001$ ) e 20 ( $p<0,001$ ) minutos de recuperação.



**Figura 3.** Médias e desvios padrão referentes as variáveis cinemáticas dos adultos e idosos nos momentos pré indução à fadiga, imediatamente após, 5, 10 e 20 minutos de recuperação. \* diferença significativa entre os grupos; # diferença significativa dos momentos em relação ao momento pré indução à fadiga.

Para as variáveis cinéticas, a MANOVA revelou efeito principal para grupo (Wilk's Lambda=0,82;  $F_{4,16}=3,97$ ;  $p<0,001$ ), efeito principal para condição (Wilk's

Lambda=0,51;  $F_{4,16}=3,66$ ;  $p<0,001$ ) e interação entre grupo e condição (Wilk's Lambda=0,65;  $F_{4,16}=2,02$ ;  $p<0,02$ ) (Figura 4). Para o efeito de grupo (Tabela 3), a análise univariada indicou que os indivíduos adultos jovens apresentaram maiores valores para impulso de frenagem horizontal ( $p<0,001$ ), impulso de frenagem anteroposterior ( $p<0,001$ ) e impulso de propulsão anteroposterior ( $p<0,007$ ) quando comparados aos indivíduos idosos.

Para efeito de condição, o post hoc revelou que os indivíduos apresentaram maiores valores de impulso de propulsão vertical e impulso de propulsão anteroposterior para o momento pré indução à fadiga quando comparados os momentos imediatamente após a fadiga ( $p<0,001$  e  $p<0,04$ , respectivamente). Ainda, os indivíduos apresentaram maior impulso de propulsão vertical no momento pré quando comparados ao momentos após 5 ( $p<0,004$ ), 10 ( $p<0,004$ ) e 20 ( $p<0,005$ ) minutos de recuperação.

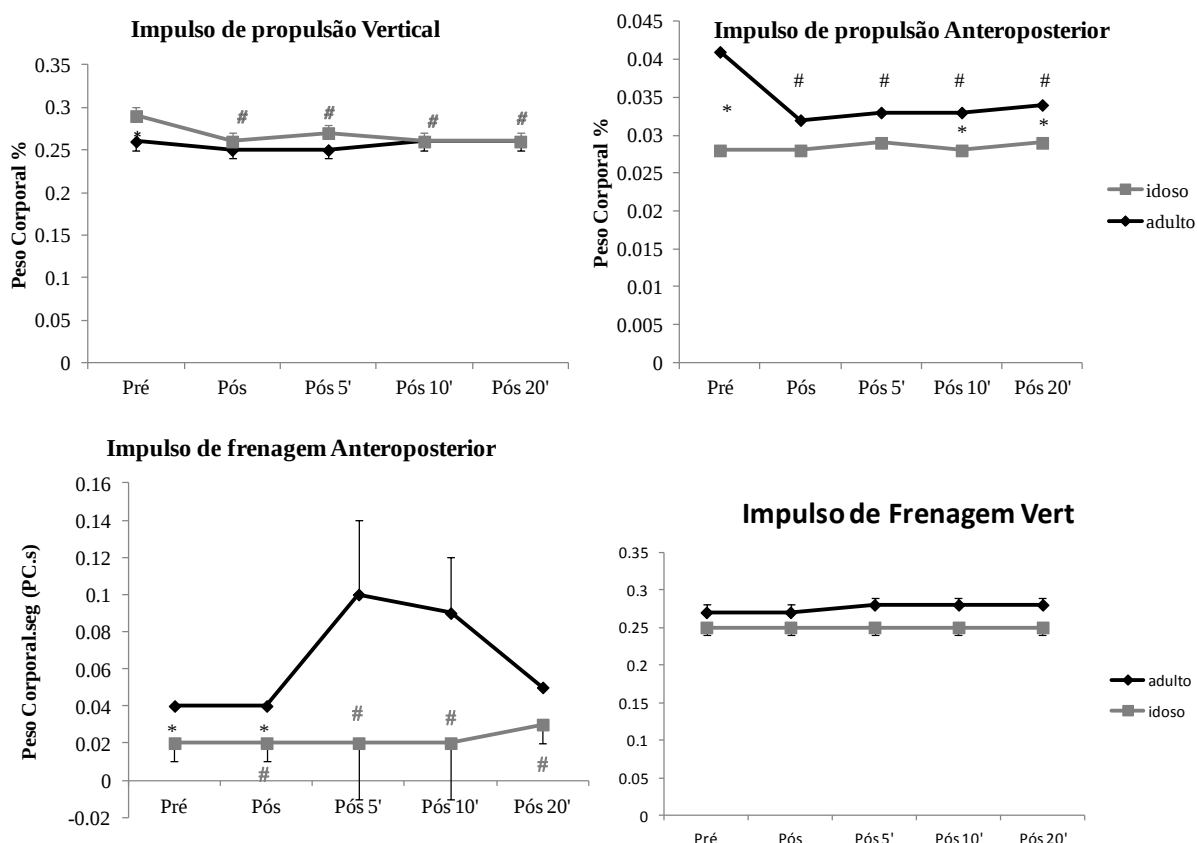
Para interação, a análise post hoc revelou que no momento anterior à indução à fadiga o grupo idoso apresentou maior impulso vertical de propulsão comparado com o grupo adulto ( $p<0,01$ ). No entanto, após fadiga muscular, o grupo idoso diminuiu o impulso vertical de propulsão imediatamente após ( $p<0,001$ ) à fadiga muscular e manteve valores diminuídos após os períodos de 5 ( $p<0,001$ ), 10 ( $p<0,001$ ) e 20 ( $p<0,001$ ) minutos de recuperação quando comparados com a condição anterior ao protocolo de fadiga muscular, enquanto que para os indivíduos adultos não teve efeito da fadiga neste parâmetro.

Ainda, referente à interação, foi revelado efeito da fadiga para impulso anteroposterior de propulsão apenas para indivíduos adultos, onde ocorre diminuição posterior ( $p<0,001$ ) ao protocolo de fadiga muscular e não recuperam após os períodos de 5 ( $p<0,001$ ), 10 ( $p<0,002$ ) e 20 ( $p<0,003$ ) minutos comparados com a condição pré fadiga muscular. Enquanto que indivíduos idosos não alteram este parâmetro após fadiga muscular. Além disso, houve diferença entre grupos, sendo que adultos apresentaram maior impulso anteroposterior de propulsão nos momentos pré fadiga muscular ( $p<0,003$ ), 10 ( $p<0,003$ ) e 20 ( $p<0,007$ ) minutos de recuperação comparados com idosos. Foi revelado também diferença entre adultos e idosos para o impulso anteroposterior de frenagem, onde na condição pré e imediatamente após à fadiga muscular os indivíduos adultos apresentaram maior impulso de frenagem comparados com idosos ( $p<0,001$  e  $p<0,003$ , respectivamente). Ainda, para o impulso anteroposterior de frenagem, houve efeito

da fadiga e da recuperação apenas para o grupo de idosos, que aumentou o impulso imediatamente após ( $p<0,001$ ) e recuperou após 5 minutos ( $p=0,97$ ).

|               | Impulso frenagem vertical (PC.s) | Impulso frenagem anteroposterior (PC.s) | Impulso propulsão vertical (PC.s) | Impulso propulsão anteroposterior (PC.s) |
|---------------|----------------------------------|-----------------------------------------|-----------------------------------|------------------------------------------|
| <b>adulto</b> | 0,27±0,04                        | 0,06±0,04                               | 0,26±0,05                         | 0,04±0,01                                |
| <b>idoso</b>  | 0,25±0,05                        | 0,02±0,01                               | 0,27±0,06                         | 0,03±0,01                                |

**Tabela 3.** Médias e desvios padrão das variáveis cinéticas de adultos jovens e idosos. PC.s= peso corporal; s=segundo



**Figura 4.** Médias e desvios padrão referentes à interação entre grupo e condição fadiga para as variáveis cinéticas dos adultos e idosos nos momentos pré indução à fadiga, imediatamente após, 5, 10 e 20 minutos de recuperação. \* diferença significativa entre os grupos; # diferença significativa dos momentos em relação ao momento pré indução à fadiga.

Para as variáveis eletromiográficas, a MANOVA revelou efeito principal para grupo (Wilk's Lambda=0,81;  $F_{6,24}=70,00$ ;  $p<0,02$ ), efeito principal para condição (Wilk's Lambda=0,52;  $F_{6,24}=1,92$ ;  $p<0,02$ ) e interação entre grupo e condição (Wilk's Lambda=0,56;  $F_{73,4}=1,70$ ;  $p<0,05$ ). Para efeito de grupo (Tabela 4), a análise univariada indicou que o grupo adulto apresentou maior valor de RMS do biceps femoral quando comparado aos idosos ( $p<0,01$ ).

Para efeito de condição (Tabela 5), a análise revelou que os indivíduos apresentaram maiores valores no momento pré indução à fadiga quando comparados ao momento após 10 minutos ( $p<0,03$ ) de recuperação para o pico da atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior.

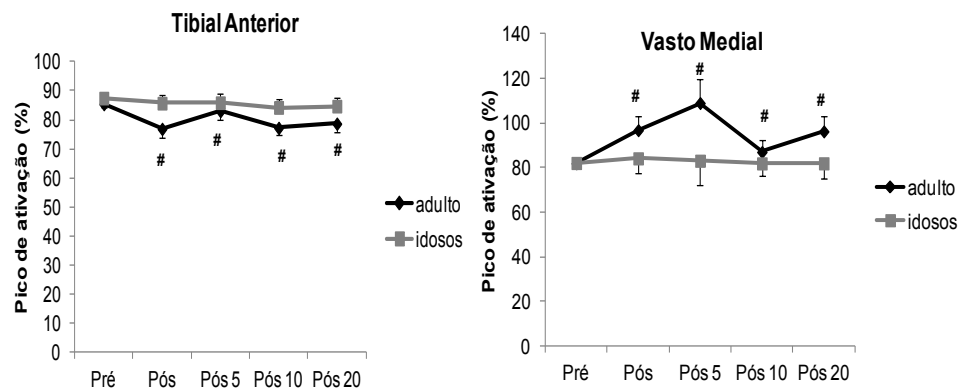
Para interação (Figura 5), o post hoc de Bonferroni indicou que, para o pico de atividade eletromiográfica, o grupo adulto diminuiu o pico do músculo tibial anterior e aumentou o pico de ativação do vasto medial imediatamente após à fadiga muscular ( $p<0,002$  e  $p<0,02$ , respectivamente), sendo que os parâmetros não foram recuperados após os períodos de 5 ( $p<0,05$  e  $p<0,01$ ), 10 ( $p<0,002$  e  $p<0,05$ ) e 20 ( $p<0,02$  e  $p<0,02$  respectivamente) minutos comparado com o momento anterior à fadiga muscular. Enquanto que para o grupo idoso não foi revelado efeito da fadiga e da recuperação em ambos os parâmetros.

|               | Vasto lateral (%) | Bíceps femoral (%) | Gastrocnêmio lateral (%) | Tibial anterior (%) | Gastrocnêmio medial (%) | Vasto medial (%) |
|---------------|-------------------|--------------------|--------------------------|---------------------|-------------------------|------------------|
| <b>Adulto</b> | 23,55±12,50       | 27,14±34,39*       | 22,8±6,51                | 19,74±6,48          | 22,27± 7,30             | 25,83±14,26      |
| <b>Idoso</b>  | 20,09±6,18        | 17,52±6,60*        | 20,2±7,58                | 19,83±5,91          | 21,41± 8,81             | 21,59±19,05      |

**Tabela 4.** Médias e desvios padrão do RMS dos músculos dos adultos jovens e idosos. VL=Vasto lateral; BF= Biceps femoral; GL= Gastrocnêmio lateral; TB= Tibial anterior; GM=Gastrocnêmio medial; VM= Vasto medial. \*indica diferença significativa entre os grupos.

| RMS       |             |             |               |               |               |             |             |             |             |             |
|-----------|-------------|-------------|---------------|---------------|---------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|           | Adulto      |             |               |               |               | Idoso       |             |             |             |             |
|           | Pré         | Pós         | Pós 5         | Pós 10        | Pós 20        | Pré         | Pós         | Pós 5       | Pós 10      | Pós 20      |
| <b>VL</b> | 23.06±5.09  | 24.89±13.18 | 24.61±14.01   | 23.38±15.55   | 21.80±9.89    | 20.64±6.50  | 20.01±5.52  | 19.91±5.78  | 19.40±6.56  | 20.49±5.47  |
| <b>BF</b> | 21.13±5.63  | 24.92±12.68 | 33.17±53.76   | 31.48±47.78   | 25.01±11.67   | 17.91±6.28  | 18.06±6.40  | 17.22±5.43  | 17.56±7,23  | 16.85±6.50  |
| <b>GL</b> | 23.20±4.24  | 22.16±6.75  | 23.82±8.32    | 22.57±6.78    | 22.22±5.18    | 20.25±5.96  | 20.82±8.08  | 20.08±8.33  | 19.42±7,00  | 20.42±7.15  |
| <b>TB</b> | 21.11±5.06  | 19.26±6.27  | 19.78±6.80    | 18.78±5.69    | 19.76±7.90    | 20.47±6.45  | 20.21±6.10  | 19.72±5.41  | 19.56±5,61  | 19.19±5.07  |
| <b>GM</b> | 22.34±4.72  | 22.03±6.18  | 22.49±8.44    | 22.11±8.49    | 22.40±7.27    | 22.29±8.06  | 21.14±8.88  | 20.86±8.44  | 22.10±9,20  | 20.68±8.04  |
| <b>VM</b> | 23.55±6.56  | 26.76±14.28 | 27.81±15.29   | 24.12±12.55   | 26.91±18.28   | 20.21±6.92  | 27.72±38.08 | 20.52±7.64  | 20.12±7.15  | 19.36±7.66  |
|           | PICO        |             |               |               |               |             |             |             |             |             |
|           | Pré         | Pós         | Pós 5         | Pós 10        | Pós 20        | Pré         | Pós         | Pós 5       | Pós 10      | Pós 20      |
| <b>VL</b> | 83.50±9.35  | 88.33±50.67 | 90.81±55.36   | 86.20±60.92   | 78.56±36.71   | 90.87±16.71 | 85.36±6.84  | 84.38±8.67  | 83.07±9.62  | 86.88±7.15  |
| <b>BF</b> | 81.62±10.34 | 92.41±54.65 | 117.76±169.54 | 141.59±245.38 | 115.96±150.42 | 84.16±8.60  | 83.90±947   | 82.28±10.61 | 81.85±12.30 | 81.89±11.68 |
| <b>GL</b> | 84.21±8.16  | 84.61±23.27 | 89.04±33.11   | 86.07±27.89   | 77.20±25.82   | 84.20±7.81  | 84.53±7.38  | 83.22±9.41  | 83.59±8.55  | 84.65±8.11  |
| <b>TB</b> | 85.64±8.29  | 77.46±23.58 | 83.24±25.99   | 77.35±2054*   | 81.10±27.97*  | 87.50±8.82  | 85.74±10.11 | 85.92±8.34  | 84.27±8.72* | 84.73±6.69  |
| <b>GM</b> | 86.86±8.32  | 78.96±38.14 | 89.32±29.7    | 85.75±26.95   | 86.36±24.91   | 86.88±9.79  | 82.10±10.36 | 81.57±13.50 | 86.37±10.63 | 83.61±12.48 |
| <b>VM</b> | 81.79±9.97  | 96.78±56.06 | 108.69±91.28  | 87.16±46.91   | 94.46±58.47   | 82.06±9.73  | 84.14±8.30  | 83.07±8.07  | 81.88±9.48  | 81.91±11.20 |

**Tabela 5.** Médias e desvios padrão do RMS e do pico da atividade eletromiográfica dos músculos dos adultos jovens e idosos. VL=Vasto lateral; BF= Bíceps femoral; GL= Gastrocnêmio lateral; TB= Tibial anterior; GM=Gastrocnêmio medial; VM= Vasto medial. \*indica diferença significativa entre os momentos relacionados à condição pré indução à fadiga.



**Figura 5.** Médias e desvios padrão do pico de ativação do tibial anterior e vasto medial nos momentos pré indução à fadiga, imediatamente após, após os períodos de recuperação de 5, 10 e 20 minutos. # indica diferença entre os momentos em relação ao momento pré indução à fadiga.

## 5 Discussão

O objetivo do estudo foi comparar o efeito de diferentes tempos de recuperação (5, 10 e 20 minutos) da fadiga muscular do quadríceps no andar entre adultos jovens e idosos. Em partes, as expectativas do estudo foram atendidas, onde foi observado que a fadiga muscular modula o andar de ambos os grupos, que necessitam aumentar a estabilidade após a fadiga (aumento da base de suporte). Idosos e adultos responderam diferente ao efeito da fadiga muscular; enquanto que adultos modularam os parâmetros musculares, idosos modularam os parâmetros cinéticos. Inesperadamente, o grupo adulto parece responder melhor a recuperação de 20 minutos, sendo alguns parâmetros reestabelecidos neste tempo. Mesmo este grupo ficando por mais tempo realizando a tarefa de indução à fadiga, a melhor condição muscular parece importante no reestabelecimento dos parâmetros locomotores, enquanto que para idosos, de maneira geral, 20 minutos não foram suficientes para recuperação. Entretanto, ambos os grupos apresentaram efeitos nos parâmetros cinéticos que parecem aumentar o risco de quedas. Neste sentido, os próximos parágrafos tiveram como foco explicar dois aspectos: i) a falta de recuperação dos efeitos da fadiga muscular nos parâmetros do andar após 20 minutos de descanso para ambos os grupos; ii) idosos e adultos jovens utilizaram diferentes estratégias locomotoras após fadiga muscular e, principalmente, durante o período de recuperação.

*Porque 20 minutos de descanso não são suficientes para recuperar os parâmetros do andar?*

Possivelmente, a não recuperação após 20 minutos de descanso está relacionada com os efeitos do nosso protocolo de fadiga. Em primeiro lugar, em geral a marcha parece ser muito resistente contra a fadiga, podendo ser explicada pelo fato de ser uma tarefa submáxima. Assim pode ser que alguns parâmetros do andar não sejam afetados pela fadiga muscular. Porém, as mudanças na atividade dos músculos quadríceps durante a marcha foram esperadas. Anteriormente, foi encontrada uma diminuição na atividade do quadríceps durante um passo da perna

ipsilateral com a fadiga muscular durante a aproximação para descida do degrau (BARBIERI et al., 2013b). Além disso, embora não necessariamente coincidente com a diminuição da atividade do quadríceps, uma diminuição nos momentos do joelho com fadiga foi encontrada durante a fase de apoio da perna de aterrissagem do primeiro degrau (BARBIERI et al., 2014b). Também na abordagem de um passo para baixo e em contraste com os resultados atuais, a atividade do bíceps femoral foi diminuída com a fadiga (BARBIERI et al., 2013b). Em suma, estes dados sugerem que os efeitos da fadiga muscular não podem ser generalizados em relação à diferentes condições da marcha. O aumento da atividade do bíceps femoral e a diminuição da capacidade de gerar força nos músculos do quadríceps, encontrados no presente estudo, podem afetar em particular a cinemática da fase de apoio do joelho, onde em um determinado momento é realizada a extensão do joelho para gerar suporte de peso corporal. No entanto, o aumento do momento do tornozelo e extensores do quadril podem eventualmente compensar o aumento da atividade do bíceps femoral (WINTER, 1984).

Em segundo lugar, os dados de CVM não mostraram nenhuma evidência de recuperação neuromuscular. A duração do protocolo de fadiga foi substancial (~ 13 minutos) e, conseqüentemente, a fadiga induzida pode ter solicitado maiores tempos de recuperação, do que outros protocolos realizados em alta intensidade (LATTIER et al., 2004). Indução à fadiga sob condições dinâmicas, como a tarefa de sentar e levantar, não envolve geração de força máxima durante a tarefa. Os tempos mais longos de recuperação após contrações de força são, aparentemente, devido a uma maior participação dos fatores periféricos do que na recuperação após contrações máximas, onde nesse caso é sugerido um componente mais central (LINNAMO et al., 1998).

Em terceiro lugar, o protocolo pode, provavelmente, ter afetado demais músculos que não apenas os do quadríceps. Nós fadigamos os participantes por uma tarefa repetitiva de sentar e levantar, que foi escolhida por sua validade ecológica e representatividade nas condições de vida diária (BARBIERI et al., 2013c). Este protocolo de fadiga exige alta atividade dos músculos do quadríceps, mas envolve uma atividade substancial e, possivelmente, haja também a fadiga dos músculos do tornozelo (BARBIERI et al., 2013b) e dos extensores do quadril. Além disso, o movimento para a fadiga muscular pode também conter componentes excêntricos, que podem levar a fracasso muscular e dor (PROSKE e MORGAN,

2001; MILLET e LEPERS, 2004) podendo estar relacionados com a falta de recuperação. Portanto, o protocolo de fadiga pode ter vários músculos afetados da perna e não apenas um grupo muscular isolado, sendo que nessas condições há a necessidade de mais tempo para a recuperação da fadiga (SWAEN et al., 2003; YAGGIE e MCGREGOR, 2002) . Além disso, o sistema neuromuscular parece ser capaz de compensar os déficits causados pela fadiga muscular de um único grupo muscular pela atividade dos músculos antagonistas e por adaptação dos sinergistas. Entretanto, esta condição pode não ser possível se estes grupos musculares, tais como encontramos em nosso estudo, são fatigados (BOYAS et al., 2011; DICKIN et al., 2008).

Quarta e última, tem sido sugerido que, com mais músculos cansados existem alterações na atividade supra-espinhal que regula a atividade de outros músculos e também dos fusos musculares (PEARSON e GORDON , 2000). Os efeitos das mudanças relacionados à fadiga na propriocepção (diminuição) podem ter contribuído para desestabilizar a marcha. Para nosso conhecimento, não há dados disponíveis sobre a recuperação da propriocepção após a fadiga.

*Os ajustes locomotores após fadiga muscular e a recuperação são diferentes entre idosos e adultos jovens*

A fadiga muscular compromete os parâmetros locomotores do andar de adultos jovens e idosos de maneira diferentes. Os comprometimentos decorrentes da senescência influenciam nos efeitos da fadiga muscular (BARBIERI et al., 2012). Algumas alterações, como aumento na largura do passo, diminuição da porcentagem de tempo em duplo suporte e duração da passada, aumento na velocidade da passada, diminuição do impulso vertical de propulsão e aumento no impulso anteroposterior de frenagem, ocorreram apenas para o grupo idoso após a fadiga muscular, indicando que esse grupo necessita de mais estabilidade do centro de massa no sentido anteroposterior, indicada pelo aumento no comprimento da passada (HOF et al., 2005). Essa necessidade por mais estabilidade pode estar relacionada aos declínios sensoriais e fisiológicos, que compromete o equilíbrio dinâmico, ligados aos processos de envelhecimento (HUNTER et al., 2004; LANZA et al., 2004). Com isso, ocorrem declínios nos componentes da capacidade funcional, como por exemplo, força e equilíbrio (BARBIERI et al., 2013a), que são

aspectos importantes durante o controle da locomoção. Como a fadiga muscular acomete a produção de força (BARBIERI et al., 2013a), e idosos tem menor capacidade de produzi-las, os efeitos da fadiga pode ser maior para essa população.

Vinte minutos de recuperação não são suficientes para retomar os parâmetros do andar em idosos. De maneira geral, indivíduos idosos não recuperaram os parâmetros cinemáticos do andar, indicando que os efeitos da fadiga muscular na estabilidade são ainda mais prejudiciais com o envelhecimento quando comparados com indivíduos adultos jovens. Após 20 minutos, os idosos não recuperaram os parâmetros de porcentagem de tempo em duplo suporte, duração da passada e velocidade após fadiga muscular, sendo que estes parâmetros quando aumentados colocam em risco a segurança do andar, uma vez que diminui o tempo para realização de ajustes (KANG et al., 2008). Indivíduos idosos tem menor capacidade de recuperação muscular após tarefa fatigante (HELBOSTAD et al., 2007) que é explicada pela alteração do gasto energético (HELBOSTAD et al., 2007; RIBEIRO et al., 2007) e pela diminuição da força muscular (HAHN et al., 2005).

Adultos jovens preferem alterar o comportamento muscular, ao invés de outros parâmetros, para lidar com a perturbação que a tarefa de exaustão acarreta no andar. Após tarefa fatigante, adultos jovens adotaram estratégias musculares, aumentando o pico de atividade do músculo vasto medial e diminuindo a do tibial anterior. Este aspecto pode ser explicado por dois fatores: i) adultos jovens, devido as melhores condições dos sistemas e dos processamentos, apresentam melhor sinergismo muscular (BARBIERI et al., 2013a) e com isso conseguem alterar o padrão de ativação muscular, além de recorrer as musculaturas não fatigadas para lidar com a condição de fadiga; ii) devido a maior capacidade muscular, adultos jovens aumentam o recrutamento muscular (uma vez que tem condições para isto) para lidar com a fadiga muscular, sendo que este fator ajuda a explicar as alterações na velocidade e no comprimento (BARBIERI et al., 2013a).

#### *Limitação do estudo*

Algumas limitações são evidentes neste estudo. O uso de uma cadeira padrão para que todos os participantes podem provocar fadiga precoce em indivíduos mais altos. E a limitação do tempo do teste de indução a fadiga para 30 minutos pode ter diminuído o efeito da fadiga nos indivíduos ativos, podendo ser um

fator influente para os resultados. Uma segunda limitação foi um desvio padrão muito alto do tempo de resistência no protocolo de fadiga. Embora os níveis de fadiga serem diferenciados entre os participantes, a força máxima foi diminuída após o protocolo de fadiga. Assim nós acreditamos que isso não afetou fortemente os nossos resultados, embora isso possa ter limitado o poder estatístico.

## **6 Conclusão**

A partir dos resultados pode-se concluir que o período de 20 minutos não é suficiente para recuperar os parâmetros do andar de adultos jovens e idosos. Ainda, a fadiga muscular parece ser mais prejudicial em idosos, sendo esse tempo insuficiente para a recuperação. No entanto, para adultos jovens alguns parâmetros podem ser recuperados nesse tempo. A não recuperação dos parâmetros podem gerar restrições durante a locomoção e nas realizações de atividades diárias, acarretando aumento nos riscos de quedas, principalmente em idosos, onde os prejuízos causados pela fadiga são ainda maiores. Além disso, idosos necessitam de maiores alterações nos parâmetros cinemáticos após fadiga para aumentar a estabilidade do andar, enquanto adultos jovens adotam estratégias musculares após tarefa fatigante. Com isso, os grupos têm comportamentos diferentes para manterem a estabilidade do andar.

## Referências

- ALLMAN, B.L.; RICE, C.L. Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors. **Muscle Nerve**, vol. 25, n.6, p.785-796, 2002.
- BARBIERI, F. A. **Impact of muscle fatigue on mechanics and motor control of walking**. Thesis in science of motor skills, Universidade Estadual Paulista – Campus Rio Claro, 2012.
- BARBIERI, F. A.; SANTOS, P. C. R.; VITÓRIO, R.; van DIEËN, J. H.; GOBBI, L. T. B. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. **Gait and Posture**. In press, 2013a.
- BARBIERI, F. A.; LEE, Y. J.; GOBBI, L. T. B.; PIJNAPPELS, M.; van DIEËN, J. H. The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. **Gait and Posture**. vol.37, n.4, p.542-546, 2013b.
- BARBIERI, F. A.; SANTOS, P. C.; LIRANI-SILVA, E.; VITÓRIO, R.; GOBBI, L. T. B.; van DIEËN, J. H. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. **Journal of Back Musculoskeletal and Rehabilitation**. vol.26, n.2, p.125-131, 2013c.
- BARBIERI, F. A.; SANTOS, P. C. R.; SIMIELI, L.; ORCIOLI-SILVA, D.; van DIEËN, J. H.; GOBBI, L. T. B. Interactions of age and leg muscle fatigue on unobstructed walking and obstacle crossing. **Gait & Posture**. vol.39, p.985-990, 2014a.
- BARBIERI, F. A.; GOBBI, L. T.; LEE, Y. J.; PIJNAPPELS, M.; van DIEËN, J. H. Effect of triceps surae and quadriceps muscle fatigue on the mechanics of landing in stepping down in ongoing gait. **Ergonomics**. vol.57, p. 934-942, 2014b
- BARBIERI, F. A.; BERETTA, S. S.; PEREIRA, V. A.; SIMIELI, L.; ORCIOLI-SILVA, D.; SANTOS, P. C. R.; GOBBI, L. T. B. Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. **Gait & posture**. 2015.
- BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. **J Electromyogr Kinesiol**, vol.18, p.446-454, 2008.
- BAUDRY, S.; KLASS, M.; PASQUET, B.; DUCHATEAU, J. Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. **European journal of applied physiology**. vol.100, n.5, p.515-525, 2007.
- BELLEW, J. W.; FENTER, P. C. Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women. **Arch Phys Med Rehabil**, vol.87, p.1486-9, 2006.
- BENTLEY, T. A.; HASLAM, R. A. Slip, trip and fall accidents occurring during the delivery of mail. **Ergonomics**. vol.41, p.1859-1872, 1998. BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Med Sci Sports Exerc**. vol.14, p.377-81, 1982.

BERETTA, S. S.; BARBIERI, F. A.; SANTOS, P. C. R.; GOBBI, L. T. B. Comparação do efeito do período de recuperação da fadiga muscular no andar entre adultos jovens e idosos. **Relatório de Iniciação Científica FAPESP**, processo nº2013/12774-0, 2014.

BIGLAND-RITCHIE, B.; RICE, C. L.; GARLAND, S. J.; WALSH, M. L. Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. **Adv Exp Med Biol.** vol.384, p.361–380, 1995.

BOYAS, S.; REMAUD, A.; BISSON, E. J.; CADIEUX, S.; MOREL, B.; BILODEAU, M. Impairment in postural control is greater when ankle plantar flexors and dorsiflexors are fatigued simultaneously than when fatigued separately. **Gait Posture.** vol. 34, p. 254-259, 2011.

DAVIDSON, B. S.; MADIGAN, M. L.; NUSSBAUM, M. A. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. **Eur J Appl Physiol**, vol.93, n.1–2, p.183–189, 2004.

DAWSON, D.; MCCULLOCH, K. Managing fatigue: it's about sleep. **Sleep Medicine Reviews.** vol.9, n.5, p.365-380, 2005.

DEDERING, A. BRITT, E.; GUNNAR, N. EMG recovery and ratings after back extensor fatigue in patients with lumbar disc herniation and healthy subjects. **Eur J Appl Physiol**, vol.92, n.1-2, p.150-9, 2004.

DICKIN, D. C.; DOAN, J. B. Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. **J Med Sci Sports** vol.18, p.765–772, 2008.

DIEËN, J. H. V.; KINGMA, I.; VAN DER BUG, J. C. E. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. **Journal of Biomechanics.** vol.36, p.1829-1836, 2003.

EDWARDS, R. H. T. Human muscle function and fatigue, Human muscle fatigue: physiological mechanisms. **London: Pitman Medical.** vol.82, p.1-18, 1981.

ETNYRE, B.; THOMAS, D. Q. Event standardization of sit-to-stand movements. **Physical therapy.** vol.87, n.12, p.1651-66, 2007.

FRANKLIN, D. W. LIAW, G.; MILNER, T. E.; OSU, R.; BURDET, E.; KAWATO, M. Endpoint stiffness of the arm is directionally tuned to instability in the environment. **Journal Neurosciences.** vol.27, n.29, p.7705-7716, 2007.

GOTSHALK, L. A. et al. Creatine supplementation improves muscular performance in older women. **Eur J Appl Physiol**, vol.102, p. 223–231, 2008.

GRANACHER, U.; Wolf, I.; Wehrle, A.; Bridenbaugh, S.; Kressig, R. W. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.** vol.7, p.56, 2010.

HAHN M. E., LEE H., CHOU L. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. **Gait Post.** vol.22, n.4, p.356-361, 2005.

HELBOSTAD, J. L.; LEIRFALL, S.; MOE-NILSSEN, R.; SLETVOLD, O. Physical fatigue affects gait characteristics in the older persons. **Journal of Gerontology A: Biological Sciences.** vol.62, p.1010-1015, 2007.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** vol.10, p.361-374, 2000.

HOF, A.L.; GAZENDAM, M.G.; SINKE, W.E. The condition for dynamic stability. **Journal of Biomechanics.** vol. 38, p. 1-8, 2005.

HUNTER, S. K., CRITCHLOW, A., ENOKA, R. M. Influence of aging on sex differences in muscle fatigability. **Journal of Applied Physiology.** vol.97, n.5, p.1723-1732, 2004.

IZAWA, J.; RANE, T.; DONCHIN, O.; SHADMEHR, R. Motor adaptation as a process of reoptimization. **Journal of Neurosciences.** vol.28, n.11, p.2883-2891, 2008.

JAMES, C.; SACCO, P.; JONES, D. A. Loss of power during fatigue of human leg muscles. **J Physiol.** vol.484, p.237-246, 1995.

KANG, H. G.; DINGWELL, J. B. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. **Gait Post,** vol. 27, p. 572-7, 2008

KAVANAGH, J. J.; MORRISON, S.; BARRETT, R.S. Lumbar and cervical erector spinae fatigue elicit compensatory postural responses to assist in maintaining head stability during walking. **Journal of Applied Physiology.** vol.101, n.4, p.1118-26, 2006.

KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. **Journal of Eletromyography and Kinesiology.** vol.19, p.55-64, 2009.

KENT-BRAUN, J. A. Skeletal muscle fatigue in old age: whose advantage? **Exercise and Sport Sciences Reviews.** vol.37, n.1, p.3-9, 2009.

LANZA, I. R.; RUSS, D. W.; KENT-BRAUN, J. A. Age-related enhancement of fatigue resistance is evident in men during both isometric and dynamic tasks. **J Appl Physiol.** vol.97, p.967-975, 2004.

LATTANZIO, P. J.; PETRELLA, R. J.; SPROULE, J. R.; FOWLER, P. J. Effects of fatigue on knee proprioception. **Clinical Journal of Sport Medicine.** vol.7, p.22-27, 1997.

LATTIER, G.; MILLET, G. Y.; MARTIN, A.; MARTIN, V. Fatigue and recovery after high-intensity exercise part I: neuromuscular fatigue. **Int J Sports Med.** vol.25, p.450-456, 2004.

LAWRIE, S. M.; Manders, D. N.; Geddes, J. R.; Pelosi, A. J. A population-based incidence study of chronic fatigue. **Psychological medicine.** vol.27, n.2, p.343-353, 1997.

LIN, D.; NUSSBAUM, M. A.; SEOL, H.; SINGH N. B.; MADIGAN, M. L.; WOJCIK, L. A. Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. **European Journal of Applied Physiology.** vol.106, p.425-434, 2009.

LINNAMO, V.; HÄKKINEN, K.; KOMI, P. V. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol.** vol. 77, p. 176-181, 1998.

LORD, S. R.; WARD, J. A.; WILLIAMS, P.; ANSTEY, K. J. An epidemiological study of falls in older community-dwelling women:the Randwick falls and fractures study. **Australian Journal of Public Health.** vol.17, n.3, p.240-245, 1993.

LU, T.; CHEN, H.; CHEN, S. Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights. **Gait Post.** vol.23. p.471-479, 2006.

McNEIL, C. J.; RICE, C. L. Fatigability is increased with age during velocity-dependent contractions of the dorsiflexors. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences.** vol.62, n.6, p.624-629, 2007.

MENS-VERHULST, J. V.; BENSING, J. M. Sex differences in persistent fatigue. **Women & health.** vol.26, n.3, p.51-70, 1998.

MILLET, G. Y.; LEPERS, R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. **Sports Med.** vol. 34, p. 105-116, 2004.

MORAES, R., ALLARD, F., PATLA, A. E. Validating determinants for an alternate foot placement selection algorithm during human locomotion in cluttered terrain. **Journal of Neurophysiology.** vol.98, n.4, p.928-1940, 2007.

MURDOCK, G. H.; HUBLEY-KOZEY, C. L. Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. **European Journal of Applied Physiology.** vol.112, p.439-449, 2012.

OKSA, J.; RINTAMÄKI, H.; TAKATALO, K.; MÄKINEN, T.; LUSA, S.; LINDHOLM, H.; RISSANEN, S. Firefighters muscular recovery after a heavy work bout in the heat. **Applied Physiology, Nutrition and Metabolism.** vol.38, n.3, p.292-299, 2013.

OLSON, M. W. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** vol.20, p.17-24, 2010.

- PADUA, D. A.; ARNOLD, B. L.; PERRIN, D. H.; GANSNEDER, B. M.; GARCIA, C. R.; GRANATA, K. P. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. **Journal of Athletic Trainin**. vol.41, p.294-304, 2006.
- PAILLARD, T.; CHAUBET, V.; MAITRE, J.; DUMITRESCU, M.; BOREL, L. Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. **Neuroscience Research**. vol.68, p.301-306, 2010.
- PARIJAT, P.; LOCKHART, T. E. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. **Gait Post**. vol.28. p.568-73, 2008a.
- PARIJAT, P.; LOCKHART, T. E. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. **Ergonomics**. vol.51. p.1873-84, 2008b.
- PEARSON, K. G.; GORDON, J. E. **SPINAL REFLEXES**. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, editors. Principles of Neural Science. New York: McGraw Hill; p. 713-736, 2000.
- PROSKE, U.; MORGAN, D. L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. **J Physiol**. vol. 537, n. 2, p. 333-345, 2001.
- RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscle. **Journal of Neuroscience Methods**. vol.15, p.37-43, 2004.
- RIBEIRO, F.; MOTA, J.; OLIVEIRA, J. Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee in the elderly. **European Journal Applied Physiology**. vol.99, p.379-85, 2007.
- SBRICCOLI, P.; YOUSUF, K.; KUPERSHTEIN, I.; SOLOMONOW, M.; ZHOU, B. H.; ZHU, M. P. et al. Static load repetition is a risk factor in the development of lumbar cumulative musculoskeletal disorder. **Spine**. Vol.29, n.23, p.2643-53, 2004
- SWAEN, G. M.; Van Amelsvoort, L. G.; Bultmann, U.; Kant I. J. Fatigue as a risk factor for being injured in an occupational accident: results from the Maastricht Cohort Study. **Occupational & Environmental Medicine**. vol.60, n.1, p.88-92, 2003.
- TRALONGO, P.; RESPINI, D.; FERRAU, F. Fatigue and aging. **Crit Rev Oncol Hematol**. vol.15, p57-64, 2003.
- VILA-CHÃ, C.; RIIS, S.; LUND, D.; MOLLER, A.; FARINA, D.; FALLA, D. Effect of unaccustomed eccentric exercise on proprioception of the knee in weight and non-weight bearing tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. vol.21, p.141-147, 2011.
- WATT, T.; GROENVOLD, M.; BJORNER, J. B.; NOERHOLM, V.; RAMUSSEN, N. A.; BECH, P. Fatigue in the Danish general population. Influence of

sociodemographic factors and disease. **Journal of epidemiology and community health**. vol.54, n.11, p.827-833, 2000.

WINTER, D. A.; Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Hum Mov Sci**. vol.3, p. 51-76, 1984.

YAGGIE, J. A.; MCGREGOR, S. J. Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. **Arch Phys Med Rehabil**. vol. 83, p. 224-228, 2002.

YOSHINO, K.; MOTOSHIGE, T.; MATSUOKA, K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. **Journal of Biomechanics**. vol.37, p.1271-1280, 2004.

**APÊNDICE A.** Características antropométricas dos participantes adultos jovens.

| Características dos participantes |                 |              |                  | Características dos participantes |                 |              |                  |
|-----------------------------------|-----------------|--------------|------------------|-----------------------------------|-----------------|--------------|------------------|
| Participantes                     | Idade<br>(anos) | Peso<br>(kg) | Estatura<br>(cm) | Participantes                     | Idade<br>(anos) | Peso<br>(kg) | Estatura<br>(cm) |
| 1                                 | 24              | 62,10        | 179,20           | 21                                | 40              | 84,90        | 170,40           |
| 2                                 | 27              | 65,10        | 170,50           | 22                                | 33              | 73,30        | 175,20           |
| 3                                 | 24              | 89,40        | 177,50           | 23                                | 37              | 99,40        | 186,50           |
| 4                                 | 23              | 75,10        | 184,00           | 24                                | 33              | 56,30        | 170,20           |
| 5                                 | 27              | 77,90        | 181,70           | 25                                | 32              | 78,70        | 175,50           |
| 6                                 | 21              | 70,50        | 173,50           | 26                                | 32              | 84,00        | 183,00           |
| 7                                 | 23              | 68,70        | 181,20           | 27                                | 34              | 63,20        | 167,80           |
| 8                                 | 29              | 75,00        | 177,10           | 28                                | 31              | 79,50        | 183,00           |
| 9                                 | 29              | 88,30        | 184,40           | 29                                | 31              | 68,50        | 166,50           |
| 10                                | 21              | 60,00        | 178,30           | 30                                | 34              | 85,40        | 166,00           |
| 11                                | 24              | 87,90        | 176,20           | 31                                | 33              | 103,90       | 180,00           |
| 12                                | 30              | 74,40        | 176,50           | 32                                | 37              | 77,60        | 169,80           |
| 13                                | 22              | 94,20        | 189,00           | 33                                | 31              | 53,00        | 176,80           |
| 14                                | 28              | 125,30       | 182,10           | 34                                | 38              | 77,20        | 169,50           |
| 15                                | 26              | 75,50        | 177,40           | 35                                | 31              | 83,60        | 179,60           |
| 16                                | 23              | 69,70        | 181,60           | 36                                | 31              | 71,10        | 170,10           |
| 17                                | 28              | 88,00        | 175,40           | 37                                | 31              | 83,50        | 171,00           |
| 18                                | 23              | 69,50        | 168,20           | 38                                | 30              | 65,30        | 168,40           |
| 19                                | 23              | 66,90        | 183,00           | 39                                | 30              | 92,20        | 177,00           |
| 20                                | 21              | 75,70        | 179,00           | 40                                | 31              | 104,60       | 179,50           |

**APÊNDICE B.** Características antropométricas dos participantes idosos.

| Características dos participantes |              |           |               | Características dos participantes |              |           |               |
|-----------------------------------|--------------|-----------|---------------|-----------------------------------|--------------|-----------|---------------|
| Participante                      | Idade (anos) | Peso (kg) | Estatura (cm) | Participante                      | Idade (anos) | Peso (kg) | Estatura (cm) |
| 1                                 | 60           | 83,00     | 174,00        | 21                                | 79           | 62,90     | 159,50        |
| 2                                 | 60           | 68,80     | 173,00        | 22                                | 79           | 59,10     | 160,10        |
| 3                                 | 65           | 94,80     | 179,80        | 23                                | 76           | 61,60     | 162,40        |
| 4                                 | 64           | 92,10     | 173,10        | 24                                | 76           | 61,10     | 165,50        |
| 5                                 | 68           | 74,30     | 165,00        | 25                                | 71           | 79,00     | 166,30        |
| 6                                 | 61           | 67,80     | 161,10        | 26                                | 73           | 51,40     | 147,90        |
| 7                                 | 61           | 55,00     | 165,80        | 27                                | 78           | 76,90     | 167,50        |
| 8                                 | 65           | 64,5      | 167,8         | 28                                | 81           | 78,00     | 160,30        |
| 9                                 | 62           | 74,20     | 169,20        | 29                                | 70           | 63,30     | 167,00        |
| 10                                | 66           | 75,70     | 166,60        | 30                                | 73           | 85,40     | 166,00        |
| 11                                | 66           | 103,90    | 180,80        | 31                                | 71           | 82,30     | 175,40        |
| 12                                | 67           | 81,00     | 178,50        | 32                                | 81           | 100,90    | 180,00        |
| 13                                | 62           | 85,70     | 169,10        | 33                                | 70           | 65,40     | 168,30        |
| 14                                | 69           | 84,10     | 165,60        | 34                                | 83           | 71,50     | 162,30        |
| 15                                | 66           | 79,80     | 177,10        | 35                                | 70           | 72,00     | 172,20        |
| 16                                | 66           | 55,40     | 166,50        | 36                                | 72           | 80,80     | 163,50        |
| 17                                | 64           | 87,90     | 177,80        | 37                                | 70           | 75,70     | 167,70        |
| 18                                | 63           | 66,80     | 172,50        | 38                                | 71           | 83,30     | 170,00        |
| 19                                | 61           | 78,80     | 177,40        | 39                                | 72           | 88,80     | 164,50        |
| 20                                | 63           | 86,20     | 163,00        | 40                                | 78           | 79,7      | 169,50        |

---

Stephannie Spiandor Beretta  
(Aluno)

---

Profª Dra. Lilian Teresa Bucken Gobbi  
(orientadora)

---

Profº Dr. Fabio Augusto Barbieri  
(Co-orientador)