



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ  
CAMPUS MINISTRO REIS VELLOSO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS BIOMÉDICAS**

**RAYNARA VERAS FARIAS**

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO APÓS A INDUÇÃO DE FADIGA  
MUSCULAR EM MEMBROS INFERIORES**

**PARNAÍBA – PI  
MARÇO – 2017**

RAYNARA VERAS FARIAS

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO APÓS A INDUÇÃO DE FADIGA  
MUSCULAR EM MEMBROS INFERIORES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biomédicas da Universidade Federal do Piauí, *Campus* Ministro Reis Velloso, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências Biomédicas.

Área de concentração: Medicina investigativa e marcadores epidemiológicos

Orientador: Prof. Dr. Baldomero Antonio Kato da Silva.

Coorientador: Prof. Dr. Vinícius Saura Cardoso.

PARNAÍBA – PI  
MARÇO – 2017

FICHA CATALOGRÁFICA  
Universidade Federal do Piauí  
Biblioteca Setorial Prof. Cândido Athayde – Campus Parnaíba  
Serviço de Processamento Técnico

F225a Farias, Raynara Veras.  
Avaliação do equilíbrio estático após indução de fadiga muscular em membros inferiores [manuscrito] / Raynara Veras Farias. – 2017.  
66 f.

Impresso por computador (printout).  
Dissertação (Mestrado em Ciências Biomédicas) – Universidade Federal do Piauí, 2017.  
Orientação: Prof. Dr. Baldomero Antonio Kato da Silva.

1. Controle Postural. 2. Fadiga Muscular. 3. Equilíbrio Postural. I.  
Titulo.

CDD: 612.74

RAYNARA VERAS FARIAS

**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO APÓS A INDUÇÃO DE FADIGA  
MUSCULAR EM MEMBROS INFERIORES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biomédicas da Universidade Federal do Piauí, *Campus* Ministro Reis Velloso, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciências Biomédicas.

APROVADA EM \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

BANCA EXAMINADORA:

---

Prof. Dr. Baldomero Antonio Kato da Silva – Universidade Federal do Piauí  
(Orientador)

---

Prof. Dr. Vinícius Saura Cardoso – Universidade Federal do Piauí  
(Co-orientador)

---

Prof. Dr. Fuad Ahmad Hazime – Universidade Federal do Piauí  
(Membro externo ao PPG-CBM)

PARNAÍBA – PI  
MARÇO – 2017

*“Não fui eu que lhe ordenei?  
Seja forte e corajoso!  
Não se apavore, nem desanime, pois o Senhor,  
o seu Deus, estará com você por onde você andar.”*  
**Josué 1:9**

## SUMÁRIO

RESUMO .....	i
ABSTRACT .....	i
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	iii
LISTA DE TABELAS .....	iv
LISTA DE FIGURAS .....	v
INTRODUÇÃO.....	1
REFERENCIAL TEÓRICO.....	4
Controle Postural.....	4
Avaliação do controle postural. ....	7
Variáveis de análise .....	8
Fadiga Musculoesquelética .....	9
OBJETIVOS .....	14
Objetivo geral .....	14
Objetivo Específico .....	14
METODOLOGIA.....	15
Local .....	15
Materiais.....	15
Amostra.....	15
Desenho do estudo.....	16
Procedimentos.....	16
Medidas para proteção ou minimização de quaisquer riscos.....	20
Variáveis analisadas .....	21
Análise estatística dos dados .....	23
RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	24
Análise temporal .....	25
Análise espectral .....	30
Análise não linear .....	36

CONCLUSÃO.....	42
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	43
APÊNDICES .....	50
ANEXOS .....	58

## RESUMO

**Introdução:** A fadiga musculoesquelética pode ser definida como a incapacidade na geração e manutenção do nível de força, interferindo na capacidade do sistema nervoso central de integrar as vias aferentes e eferentes, prejudicando o controle postural. Tradicionalmente, a avaliação deste impacto é realizada através de variáveis que mensuram a magnitude do deslocamento do corpo, entretanto, torna-se relevante o estudo de mais características deste deslocamento, e assim são propostas análises que observam também a estrutura do deslocamento do corpo, por meio de análise não-linear, como as entropias. **Objetivo:** Analisar os efeitos da fadiga muscular induzida em membros inferiores sobre o equilíbrio estático de jovens saudáveis em termos de magnitude e estrutura de deslocamento do centro de pressão do corpo. **Metodologia:** A amostra foi composta por 39 voluntários de 18 a 25 anos do sexo masculino, sedentários e saudáveis. O equilíbrio estático foi avaliado nos momentos: pré-fadiga, pós-fadiga e aos 10 e 20 minutos após a interrupção do protocolo de indução à fadiga musculoesquelética em membros inferiores. O protocolo consistiu em exercício no cicloergômetro, em uma velocidade de 60 rpm com 8 níveis de resistência. **Resultados:** Os resultados deste estudo apontam que a fadiga musculoesquelética foi capaz de alterar parâmetros estabilométricos em variáveis lineares e não-lineares, observados por meio de maior oscilação do COP e conseqüentemente resultando em menor eficácia de ajustes posturais. Além disso, resultados inconclusivos nos períodos pós-fadiga apontaram que o tempo de recuperação utilizado no estudo não foi suficiente para retorno das variáveis aos valores basais. **Conclusão:** Após submissão ao protocolo de indução à fadiga musculoesquelética, os indivíduos apresentaram alterações no controle postural durante ensaios estabilométricos estáticos, tanto em sentido AP quanto ML e em condições com os olhos abertos e fechados, fornecendo evidências de que a entropia é uma variável que pode complementar as variáveis posturográficas tradicionais.

**Palavras-Chave:** Controle Postural, Equilíbrio Postural, Fadiga Muscular.

## ABSTRACT

**Introduction:** Musculoskeletal fatigue can be defined as the inability to generate and maintain strength levels, interfering with the central nervous system's ability to integrate the afferent and efferent pathways, impairing postural control. Traditionally, the evaluation of this impact is carried out through variables that measure the magnitude of the displacement of the body, however, it is relevant to study the characteristics of this displacement, and thus are proposed analyzes that also observe the structure of the body displacement, for Means of nonlinear analysis, such as entropies. **Objective:** To analyze the effects of muscle fatigue induced on lower limbs on the static balance of healthy youngsters in terms of magnitude and displacement structure of the body pressure center. **Methodology:** The sample consisted of 39 volunteers from 18 to 25 years of age, male, healthy and behaving. The static balance was evaluated at the moments: pre-fatigue, post-fatigue and at 10 and 20 minutes after the interruption of the induction protocol to musculoskeletal fatigue in the lower limbs. The protocol consisted of exercise on the cycle ergometer at a speed of 60 rpm with 8 levels of resistance. **Results:** The results of this study indicate that the musculoskeletal fatigue was able to change stabilometric parameters in linear and non-linear variables, observed through a greater oscillation of the COP and consequently resulting in a lower efficacy of postural adjustments. In addition, inconclusive results in post-fatigue periods indicated that the recovery time used in the study was not sufficient to return variables to baseline values. **Conclusion:** After submission to the protocol for induction of musculoskeletal fatigue, subjects presented alterations in postural control during static stabilometric assays, both AP and ML, and in conditions with open and closed eyes, providing evidence that entropy is a variable that may complement the traditional posturographic variables.

**Keywords:** Postural Control, Postural Balance, Muscular Fatigue

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FME	Fadiga musculoesquelética
COP	<i>Center of pressure</i>
MMII	Membros inferiores
SNC	Sistema Nervoso Central
AM	Amplitude de Movimento
CG	Centro de Gravidade
AP	Sentido ântero-posterior
ML	Sentido médio-lateral
h	Altura
ATP	Adenosina Trifosfato
ROS	<i>Reactive Oxygen Species</i>
BioSignal	Laboratório de Estudos de Sinais Biológicos
UFPI	Universidade Federal do Piauí
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
ParQ	<i>Physical Activity Readiness Questionnaire</i>
IPAQ	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
BEO	<i>Bipodal with eyes open</i>
BEC	<i>Bipodal with eyes closed</i>
UEO	<i>Unipodal with eyes open</i>
UEC	<i>Unipodal with eyes closed</i>
RPM	Rotações por minuto
W	<i>Watts</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
MPF	<i>Mean Power Frequency</i>
Fpeak	<i>Spectral Power Peak Frequency</i>
F50	<i>Frequency with 50% of spectral power</i>
F80	<i>Frequency with 80% of spectral power</i>
ApEn	<i>Approximate entropy</i>
CrossEn	<i>Cross - Approximate entropy</i>

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 01:</b> Configuração dos <i>steps</i> aplicados no protocolo de indução à fadiga subjetiva, com valores referentes a RPM e Watts. ....	21
<b>Tabela 2:</b> Médias ( $\pm$ desvio padrão) dos dados antropométricos da amostra.....	25
<b>Tabela 3:</b> Valores em média e desvio padrão das variáveis analisadas em postura bipodal com olhos abertos e fechados. ....	61
<b>Tabela 4:</b> Valores em média e desvio padrão das variáveis analisadas em postura unipodal com olhos abertos e fechados. ....	62

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise temporal das variáveis área e amplitude nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral).....	27
<b>FIGURA 2:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise temporal da variável velocidade nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral) .....	29
<b>FIGURA 3:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise temporal da variável RMS nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral) .....	30
<b>FIGURA 4:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise espectral da variável MPF nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral) .....	33
<b>FIGURA 5:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise espectral da variável F50 nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral). .....	34
<b>FIGURA 6:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise espectral da variável F80 nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral). .....	37
<b>FIGURA 7:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise não-linear da variável ApEn nos sentidos AP(anteroposterior) e ML (médio-lateral).....	39
<b>FIGURA 8:</b> Resultados em barras e T (Média e DP) da análise não-linear da variável CrossEn .....	40

## 1. INTRODUÇÃO

O equilíbrio, ou a estabilidade postural, é o resultado das forças que atuam no centro de massa do corpo no interior da base de suporte e pode ser definida ainda como a capacidade do indivíduo para manter uma orientação vertical, apresentando-se como um componente fundamental para concluir com sucesso atividades da vida diária e participar de eventos físicos e esportivos (Reimer e Wikstrom, 2010). A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal em humanos é garantida pelo adequado funcionamento do sistema de controle postural, sendo mediada pela integração de informações dos sistemas sensoriais e motores, como a utilização de múltiplas entradas sensoriais, tais como sistemas visual, vestibular e proprioceptivo e numerosas correções da musculatura e posicionamento articular dos membros inferiores (MMII) e tronco (Duarte e Freitas, 2010).

Além disso, o controle postural é uma medida quantificável da rápida reação do controle neuromuscular frente a perturbações que produzem forças desestabilizadoras, as quais têm seus efeitos minimizados por meio de ajustes posturais (Thiele et al. 2014). A reduzida capacidade do sistema musculoesquelético de responder prontamente às forças que atuam sobre o corpo e perturbam o equilíbrio pode alterar os mecanismos perceptivos e efetores e modificar as respostas do sistema neuromuscular de forma a interferir na estabilidade corporal, desempenhando um papel importante na estabilidade da articulação dinâmica e proteção do corpo contra lesões (Reimer e Wikstrom, 2010). O comprometimento dos sistemas musculoesquelético e sensorial envolvidos no controle postural é de importância clínica ao caracterizar os resultados e precauções para a prevenção de lesões traumáticas e quedas (McGregor et al. 2011; Bruniera et al. 2013; Thiele et al. 2014). Uma das formas fisiológica e clinicamente relevante que o controle postural pode ser prejudicado é através do exercício fatigante. (Reimer e Wikstrom, 2010; Zech et al, 2012; Corbeil et al, 2013; Paillard, 2012).

A fadiga musculoesquelética (FME) é uma queixa preocupante comum entre as pessoas que realizam atividades físicas com ênfase em treinamento ou reabilitação (Abd-Elfattah et al. 2015), embora também seja comum em atividades de vida diária (Reis et al, 2014). Entretanto, os mecanismos de ação, o desenvolvimento e a prevenção da FME não são completamente compreendidos, uma vez que apresenta causa complexa e parece ser decorrente de mecanismos centrais e periféricos (Leal Júnior et al. 2009; Danna-dos-Santos et

al. 2010). Esses mecanismos têm dado origem a inúmeras definições de FME, havendo duas comumente usadas. Em primeiro lugar, a FME pode ser definida como um declínio progressivo na força ou na capacidade de geração de força de trabalho do músculo esquelético associado com um aumento de dificuldade real/percebido de uma tarefa ou exercício. Em segundo lugar, a FME pode ser descrita como a insuficiência do músculo para manter o nível necessário de força durante os exercícios (Danna-dos-Santos et al. 2010; Shei e Mickleborough, 2013; Abd-elfattah, 2015). É evidente a partir de ambas as definições que a FME pode ser considerada como uma progressiva perda na geração de força muscular e controle motor (Reis et al. 2014).

É consenso na literatura que a FME altera o desempenho motor, devido às modificações dos mecanismos neurológicos, bioquímicos, biomecânicos e psicológicos (Bigland-Ritchie; Woods, 1984; Enoka; Stuart, 1992; Gandevia, 1998). Assim, déficits nas capacidades de produzir movimentos de compensação podem surgir em função de FME decorrente de intensa atividade muscular, o que pode resultar em deficiências no controle postural, aumentando assim predisposições a aumentos no risco de lesões dos tecidos musculares e conjuntivos. Esse prejuízo pode ser transitório, durando minutos ou horas após o exercício, ou ter duração de longos períodos, como vários dias. Os prejuízos de curta duração resultam de distúrbios metabólicos ocorridos após o exercício de alta intensidade. Já os prejuízos de longa duração podem estar relacionados à lesão tecidual causada pelo exercício e ao fenômeno conhecido como dor muscular tardia (Baroni et al. 2010; Bison et al. 2011; McGregor et al. 2011; Bellew e Fenter, 2012; Thiele et al. 2014).

O efeito da FME sobre o controle postural tem sido vastamente abordado na literatura especializada, com abordagens pontuais, como quando há indução de FME em músculos específicos (Baroni et al. 2010; Bisson et al. 2011; Barbieri et al. 2013; Boyas et al. 2013), ou de fadiga global (Degache et al. 2014) em posturas bipodais e unipodais (Corbeil et al. 2003; Bizid et al, 2009; Bisson et al. 2011; McGregor et al. 2011; Bruniera et al. 2013; Paillard et al. 2013), em condições estática e dinâmicas (Barela e Duarte, 2013; Cortes et al, 2014), por meio de diversos protocolos de indução à FME (Fox et al. 2008; Baghbaninaghadehi et al. 2013). Estes estudos, entretanto, convergem em aspectos comuns que é o estudo das variáveis que mensuram o controle postural, de modo que forneçam dados clinicamente relevantes acerca de sua influência sobre o equilíbrio.

Ainda é importante frisar que apesar de vários estudos, tem-se questionado se as medidas tradicionais de oscilação postural são sensíveis e adequadas para descrever a evolução da dinâmica temporal do controle postural. As análises lineares geralmente quantificam a oscilação postural utilizando medidas espaciais relacionadas ao comprimento da trajetória do centro de pressão do corpo (COP), ou seja, descrevem quanto movimento há no balanço postural, levando-se em consideração a magnitude de sua variabilidade. Contudo, poucos estudos têm buscado características complementares a estas medidas, como os métodos baseados em dinâmica não-linear, como a análise das entropias, que tem permitido a quantificação da estrutura temporal das trajetórias do COP, visando avaliar, mais enfaticamente, a complexidade da série temporal (Deffeyes et al, 2009). Estas análises levam em consideração a natureza não estacionária e irregular das flutuações do COP, assim, e têm trazido novos conhecimentos a respeito da estrutura da variabilidade das oscilações posturais, principalmente sobre a natureza desta e assim dos mecanismos subjacentes ao controle postural.

Além disso, deve-se considerar que o estudo do controle postural é importante não só para se conhecer como esse se desenvolve e é controlado, mas também para encontrar soluções e estratégias para a prevenção de quedas e outras enfermidades e para a melhora no desempenho físico (Teixeira, 2010). Deste modo, estudos que auxiliem na compreensão das adaptações musculoesqueléticas executadas pelo corpo almejando manter o equilíbrio estático frente a situações adversas, aqui representados pela FME, devem ser realizados.

Os resultados obtidos nesta investigação poderão, deste modo, fornecer novos dados que propiciem avanços na área clínicas e desportiva, uma vez que o controle postural é um elemento crucial na formação de atletas e no desenvolvimento de movimentos técnicos e, também, devido a FME ser um fenômeno rotineiro em atletas, prejudicando seu desempenho e deixando-os ainda mais susceptíveis a lesões. Estas implicações de risco de lesão são importantes para praticantes de atividade física, treinadores, fisioterapeutas e médicos que trabalham em colaboração com indivíduos ativos fisicamente e atletas que podem estar em uma maior predisposição à FME durante a competição e treinamento orientando-os quanto ao planejamento de exercícios específicos, melhorar o controle proprioceptivo e a busca para evitar falhas, lesões e até mesmo quedas.

## 2. REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1. Controle Postural

Durante a vida, a capacidade de controlar o corpo para executar uma grande diversidade de tarefas motoras torna-se habitual. Estas tarefas rotineiras são executadas de forma suave e não exigem grande intervenção cognitiva, visto que é realizado de modo usual durante o dia-a-dia de pessoas saudáveis. A percepção da complexidade de controle da postural surge em situações de déficits sensório-motores, como em casos de doenças neurológicas, comprometimento do sistema de aferências e eferências, traumas e envelhecimento (Degani, 2016).

O controle postural é um dos componentes do comportamento motor humano que são mais estudados, e possui dois componentes comportamentais; a orientação e o equilíbrio postural. A orientação postural é o posicionamento relativo do corpo aos demais segmentos e o meio ambiente. Para os humanos, durante a manutenção da postura ereta, isso significa: orientar o corpo para a manutenção vertical (perpendicular a terra) e alinhar os segmentos em relação aos demais segmentos para manutenção da posição ereta. Já o equilíbrio postural é referente à habilidade de manter a posição do corpo (do centro de massa) dentro dos limites de estabilidade através da inter-relação das várias forças que atuam sobre o corpo, incluindo a força da gravidade, dos músculos e inércia (Teixeira, 2010).

Portanto, o controle postural é um aspecto básico para compreender a capacidade que o ser humano tem para exercer suas atividades e manter o corpo em equilíbrio em situações de repouso e movimento, quando submetido a diversos estímulos. A postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, isto é, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo. Dessa forma, uma infinidade de posturas pode ser adotada pelo ser humano durante atividades da vida diária, como andar, alcançar um objeto com as mãos, ou mesmo quando se decide ficar parado em pé. (Duarte e Freitas, 2010; Teixeira et al, 2010).

Geralmente, a ideia de equilíbrio está associada ao conceito do corpo em postura estática. Duarte (2010) elucida que, mecanicamente, o corpo está em equilíbrio estático quando diversas forças e momentos que agem sobre ele estão em sentidos opostos e se anulam (Duarte, 2010). Entretanto, biologicamente, mesmo quando um indivíduo decide ficar parado, na postura em pé, ocorrem oscilações (Duarte e Freitas, 2010). Essas oscilações devem-se

principalmente forças externas como a força gravitacional e força de reação ao solo e forças internas como as perturbações fisiológicas (batimento cardíaco e respiração) que aceleram continuamente o corpo em torno de seu centro de massa (Duarte e Freitas, 2010).

Para que a orientação postural ocorra, o controle da posição e a velocidade do tronco no espaço são de fundamental importância e pode ser considerado como o principal objetivo do controle postural, visto que a maior parte da massa do corpo encontra-se no tronco (Horak e Macpherson, 1996). O controle postural é alcançado quando a projeção do centro de massa se encontra nos limites da base de apoio (Mochizuki e Amádio, 2003), que corresponde à área de contato entre os segmentos corporais e a superfície de suporte (Horak e Macpherson, 1996).

Deste modo, para inter-relação espacial do organismo com o meio ambiente, o equilíbrio postural é de fundamental importância, e os sistemas sensorial, motor e nervoso são os responsáveis por desempenhar este papel (Duarte e Freitas, 2010). O sistema sensorial fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada de músculos para realização dos movimentos. O sistema nervoso central integra informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos. Este sistema é de fundamental importância pois dependerá da capacidade do SNC em selecionar, suprir e combinar os estímulos de três sistemas perceptivos (Cruz et al. 2010; Duarte e Freitas, 2010; Camargo e Fregonesi, 2011) e juntamente com memórias e experiências prévias proporcionar o equilíbrio postural. Resumidamente, pode-se dizer que o controle postural depende das informações sensoriais disponíveis para que ações motoras sejam executadas.

A manutenção do controle postural exige um complexo sistema sensório motor, que atua através de um conjunto de informações provenientes das aferências sensoriais, produzindo respostas manifestadas pela atividade muscular para corrigir os desvios do Centro de Gravidade (CG) do corpo (Lin e Woollacott, 2005). É, portanto, exigida uma complexa integração entre sistema musculoesquelético, como a amplitude de movimento (AM) das articulações; flexibilidade da coluna; propriedades musculares; relações biomecânicas entre os segmentos corpóreos; e propriedades neurais, como os processos sensoriais, motores e de integração (Camargo e Fregonesi, 2011).

Cada um dos três sistemas envolvidos no controle postural possui vários caminhos distintos e são formados anatômica e funcionalmente por subsistemas diferentes que realizam tarefas especializadas (Wieczorek, 2003).

O sistema vestibular é sensível às acelerações lineares e angulares, sendo considerado um dos mais importantes para a manutenção da postura ereta (Cruz et al. 2010). Este sistema fornece informações sobre a posição e o movimento da cabeça em relação à força da gravidade e forças inerciais (Duarte, 2000). O sistema vestibular possui dois tipos de receptores que sentem diferentes aspectos da orientação e movimento da cabeça. Os receptores que detectam acelerações angulares são os canais semicirculares preenchidos com fluido. Certas regiões destes canais têm células sensoriais ciliares. Quando a cabeça roda, a inércia do fluido move estas células ciliares e causa a liberação de um neurotransmissor. Os canais semicirculares são particularmente efetivos na detecção de rápidas acelerações. Os receptores que detectam estas acelerações lineares são o urtículo e a sácula. Na parede interna destas estruturas há uma região chamada mácula com células ciliares. Estas células projetam-se em uma membrana gelatinosa, o otólito. O movimento linear desta membrana gelatinosa provoca uma inclinação das células ciliares causando a liberação do neurotransmissor (Duarte, 2000). É importante destacar ainda que devido à capacidade dos olhos poderem se mexer enquanto a cabeça está estacionária e a cabeça pode se mexer enquanto os olhos permanecem fixos em um alvo, o papel do sistema vestibular é crucial, pois fornece informações que são independentes das informações visuais (Spidurso, 2005).

O sistema somatossensorial fornece informações sobre a posição do corpo no espaço relativo à superfície de suporte, informações de posição e velocidade relativa entre os segmentos do corpo e informações sobre as pressões agindo na interface segmento/base de suporte. O sistema de feedback somatossensorial é mais efetivo para perturbações rápidas. Os sensores deste sistema compreendem proprioceptores musculares (órgão tendinoso de golgi e fusos musculares) e articulares e mecanoreceptores cutâneos (Duarte, 2000).

O sistema visual oferece referências para a verticalidade, por possuir duas fontes complementares de informação: a visão, que situa o indivíduo no seu ambiente através de coordenadas retineanas, e a motricidade ocular, que situa o olho na órbita através de coordenação cefálica (Cruz et al, 2010).

## **2.2. Avaliação do controle postural.**

O controle postural vem sendo estudado por anos por meio de diversas abordagens, buscando-se investigar a complexidade biomecânica do corpo humano.

A investigação de como o equilíbrio e a orientação corporal são controlados tem despertado interesse de profissionais de diversas áreas e estudos atuais têm aplicado diferentes técnicas quantitativas para medir o equilíbrio, como a análise do centro de pressão e centro de gravidade, a posição relativa entre os segmentos corporais, a posição dos segmentos da cabeça e do corpo no espaço e os padrões (magnitude e sequenciação) do músculo (Duarte e Freitas, 2010). Estas análises têm ofertado uma ampla gama de informações implícitas ao controle postural do que uma simples análise visual clínica da postura ereta, por meios qualitativos, como quantitativa, através de instrumentos de medição (Duarte e Freitas, 2010). Apesar das vantagens de se utilizar técnicas laboratoriais para avaliar o equilíbrio, é importante identificar as medidas que devem ser consideradas e como traduzir resultados biomecânicos em informações clinicamente relevantes (Degani, 2016).

Embora a avaliação do equilíbrio seja complexa, uma das técnicas de pesquisa mais utilizadas para a medida da estabilidade postural de um indivíduo é a avaliação estabilométrica, que consiste na utilização de uma plataforma de força acoplada ao solo, a qual identifica diferentes sentidos e intensidades na aplicação de forças sobre o solo capaz de identificar as estratégias neuromusculares e biomecânicas em diferentes direções do movimento para manutenção do equilíbrio. Esse é um método objetivo e quantitativo de análise da capacidade de manutenção da estabilidade postural por meio da quantificação das oscilações do corpo (Baroni et al. 2011; Shigaki et al. 2013). A estabilometria é frequentemente dividida em análise do equilíbrio estático e dinâmico. Na posturografia estática, pede-se que o indivíduo fique tão quieto quanto possível (postura não perturbada). Na posturografia dinâmica, pede-se que o indivíduo fique parado enquanto se aplica uma perturbação (perturbação automática ou perturbação desencadeada externamente) ou uma segunda tarefa (como uma tarefa cognitiva ou um movimento voluntário) (Degani, 2016).

A estabilometria utiliza uma plataforma de força registra as coordenadas do centro de pressão, comumente encontrado na literatura pela abreviação COP, no tempo. O COP corresponde ao ponto onde está localizado o vetor resultante da força vertical de reação do

solo e está relacionado aos deslocamentos sofridos pelo centro de gravidade do avaliado no tempo (Baroni et al. 2011; Shigaki et al. 2013).

Em geral, a plataforma de força consiste em uma placa sob a qual alguns (tipicamente quatro) sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico estão arrançados. Esse sistema utiliza transdutores do tipo *strain gauge* para medir os três componentes da força,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  ( $x$ ,  $y$  e  $z$  são as direções anteroposterior, médio-lateral e vertical, respectivamente), e os três componentes do momento de força (ou torque),  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ , agindo sobre a plataforma. Por medir seis grandezas físicas, essas plataformas são geralmente referidas como plataformas de seis componentes. O dado do COP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado. A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do COP nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML) é calculado como:

$$COP_{ap} = (-h * F_x - M_y) / F_z$$

$$COP_{ml} = (-h * F_y + M_x) / F_z,$$

onde  $h$  = a altura da base de suporte acima da placa de força;  $F_x$  = componente ântero-posterior horizontal da força resultante aplicada à placa de força;  $F_y$  = componente médio-lateral horizontal da força resultante aplicada à placa de força;  $F_z$  = componente vertical da força resultante aplicada à placa de força;  $M_x$  = momento de força em torno do eixo sagital;  $M_y$  = momento de força em torno do eixo frontal (Duarte e Freitas, 2010). A grandeza física força captada é transformada em sinais elétricos pela plataforma de força, que por sua vez serão transformados, através de amplificadores e filtros em sinais digitais para que os dados possam ser armazenados e analisados posteriormente em sistemas de computadores (Duarte e Freitas, 2010; Teixeira, 2010; Shigaki et al. 2013).

### 2.3. Variáveis de análise

Diferentes aspectos do balanço corporal podem ser analisados através de diversas variáveis que são extraídos dos sinais do COP. Estas variáveis são agrupadas em diferentes domínios, como: domínio espaço-temporal, espectral e estrutural, já que cada variável analisa um aspecto das características do balanço do corpo. De modo geral, as variáveis do domínio do tempo comumente utilizadas são: área de deslocamento do COP, amplitude de deslocamento do COP e velocidade média de deslocamento do COP (Degani, 2016; Duarte e

Freitas, 2010). No domínio espectral são avaliadas as frequências, que definem características importantes do sinal, uma vez que a complexidade (ou a falta de complexidade) de um sinal não só tem sido comumente ligada aos princípios de controle da postura, mas também fornece o reconhecimento de padrões de sinais associados a estados patológicos específicos (Duarte e Freitas, 2010). Neste domínio são estudadas as variáveis: frequência de potência média, frequência de pico, e frequência com 50% ou 80% de potência espectral.

No que se refere a análise estrutural, a dinâmica do balanço postural humano é investigado através da entropia do sinal do COP. O uso das entropias para estudo dos sinais biológicos foi introduzido por Pincus (1991) em experimentos com variáveis cardíacas, e posteriormente por Richman e Moorman (2000) da flutuação do COP no tempo. As entropias podem ser classificadas, de modo geral, em dois tipos: entropias de estado e de sequência. As primeiras quantificam a informação contida no sinal do COP, medindo a probabilidade de o sinal ocupar estados discretos examinando a frequência em que uma posição do COP é visitada ao longo do sinal em considerar o caminho, como exemplos dessas entropias podemos citar as entropias de Shannon e a de Rényi (Degani, 2016). Já as entropias de sequência examinam a repetição de padrões dentro do sinal, estas entropias são representadas pela entropia aproximada e suas derivadas – entropia multiescalar e multiescalar composta (Degani, 2016).

Borg et al. (2010) elucidam que é possível perceber duas linhas gerais de interpretação fisiológica para as medidas de entropia. Pode-se interpretar a irregularidade e a entropia alta como sinais de um sistema vigilante saudável, pois explora o espaço e está preparado para o inesperado, em contraste, um sistema prejudicado pode tornar-se rígido e preso em repetir padrões incapazes de lidar com novos desafios. Por outro lado, esses dados podem ser interpretados como sinais de que o sistema está perdendo sua estrutura e se tornando menos insustentável e aproximando-se, desta forma, da interpretação tradicional da entropia como medida de desordem e ruído (Borg et al, 2010).

#### **2.4. Fadiga Musculoesquelética**

FME é um termo usado para descrever uma diminuição no desempenho físico associada a um aumento da dificuldade real / percebida de uma tarefa ou exercício. De outro aspecto, a FME é definida como a incapacidade dos músculos para manter o nível necessário

de força durante os exercícios. Alternativamente, pode ser definido como um exercício induzido redução na capacidade do músculo para gerar força. O termo FME é usado para denotar uma diminuição transitória na capacidade muscular para realizar atividade física. A realização de uma tarefa motora por longos períodos induz a FME, que é geralmente aceita como um declínio na capacidade de uma pessoa exercer força (Abd-Elfattah, 2015).

A FME tem-se revelado como um dos tópicos centrais na investigação em fisiologia do exercício. Efetivamente, o volume de trabalhos publicados em torno desta temática parece conferir-lhe o status de uma das áreas mais estudadas na fisiologia do exercício. O entendimento das causas da FME constitui uma área temática que, apesar de ser bastante estudada, ainda apresenta algumas controvérsias que ensejam por determinação. Por ser considerado um conceito multidimensional que abrange aspectos fisiológicos e psicológicos, isolar e quantificar os sintomas que precedem a perda na capacidade do músculo em sustentar um nível de força, comprometimento do controle motor e a dor muscular subsequente caracterizam um problema de elevada complexidade no meio clínico e esportivo (Leal Júnior et al. 2010; Silva et al. 2011; Rezende, 2011).

A fadiga envolve processos fisiológicos que ocorrem em estruturas, a partir do córtex motor para proteínas contráteis do músculo. Sua instalação pode estar relacionada a fatores neurológicos, metabólicos, eletrofisiológicos, mecânicos, subjetivos entre outros, os quais interferem no funcionamento sincronizado entre o SNC e as vias periféricas. A unidade motora denota o elemento funcional de base do sistema nervoso central e os músculos que produzem movimento que é compreendido por um neurónio motor no corno ventral da medula espinal, seu axónio, e as fibras musculares inervadas por este axónio. O SNC controla a força muscular, modificando a atividade de unidades motoras no músculo (Rezende, 2011; Silva et al. 2011; Abd-Elfattah et al. 2015).

Esse fenômeno biológico complexo e multifacetado encontra-se, normalmente, associado à incapacidade em manter um nível requerido ou esperado de força, ou ainda, a impossibilidade de continuar se exercitando em uma determinada intensidade de trabalho, afetando ainda diversos outros fatores relacionados ao desempenho humano: coordenação do movimento, precisão, tempo de reação e capacidades proprioceptivas. Estes conceitos, entretanto, não devem transmitir a ideia equivocada da existência de um ponto exato durante o exercício em que acontece a FME, uma vez que ocorre o declínio gradual da capacidade de

produção de força máxima de um músculo até a incapacidade de realização da tarefa motora em questão, ponto comumente denominado de “exaustão”. Além da redução da eficiência do sistema musculoesquelético, proveniente de fatores em nível de sistema nervoso central e fatores intrínsecos da musculatura, a FME também prejudica o funcionamento do sistema sensorial proprioceptivo e exteroceptivo, afetando negativamente o controle postural. A literatura tem mostrado o efeito da FME sobre os padrões de atividade muscular e relata mudanças na amplitude de geração de forças; potencial da unidade motora; ou a descarga sináptica e saída neuronal motora (Baroni et al. 2011; Marchetti e Uchida, 2011; Abd-Elfattah et al. 2015).

A mudança na capacidade do músculo produzir força é, deste modo, resultado de uma alteração no processo excitação contração-relaxamento, de acordo com esta relação a fadiga é dividida em central e periférica. A fadiga central é provavelmente a que apresenta mais controvérsia entre os estudiosos. O mecanismo de fadiga central relaciona-se aos processos de formulação de padrões motores, transmitindo estes ao longo do córtex cerebral, cerebelo e junções sinápticas a específicos nervos eferentes dentro da corda espinhal. Esta fadiga pode provir de uma ou mais estruturas nervosas envolvidas na produção ou manutenção do controle da contração muscular. A fadiga central é aquela que ocorre em um ou em vários níveis das estruturas nervosas que intervêm na atividade física, na qual pode provocar uma alteração na transmissão desde o sistema nervoso central ou do recrutamento de axônios motores. Normalmente está associada a esforços prolongados de baixa intensidade, assim como a esforços de alta intensidade. A fadiga central pode ocorrer em nível supraespinhal por meio da inibição aferente desde os fusos neuromusculares, nas terminações nervosas, depressão da excitabilidade do motoneurônio e falhas na sinapse (Rezende, 2011).

Já a fadiga periférica deve-se a uma falha ou limitação de um ou mais processos na unidade motora, isto é, nos neurônios motores, nervos periféricos, nas ligações neuromusculares ou fibras musculares. A especificidade das fibras musculares recrutadas durante uma determinada performance física pode representar uma importante relação com a origem da fadiga, além da intensidade e da duração da atividade. Um dos tipos de fadiga periférica é causado pelo acúmulo de potássio no sistema tubular transversal das fibras musculares. Outro é a fadiga metabólica, devida a efeitos diretos ou indiretos do acúmulo de metabólitos como fosfato inorgânico e íons hidrogênio, redução das taxas de ressíntese

adenosina trifosfato (ATP), espécies reativas de oxigênio (ROS) e depleção dos substratos energéticos (creatino-fosfato e glicogênio). A diminuição na geração de força em condições anaeróbias, como exercícios extenuantes, inevitavelmente gera espécies reativas de oxigênio e piora a função mitocondrial que, por sua vez, causa despolarização das células musculares, responsável pela diminuição na capacidade de gerar força (Leal Júnior et al. 2010; Pupo et al. 2010; Rezende, 2011; Pinto et al. 2014).

Durante exercícios de intensidade moderada, o glicogênio muscular é uma das principais fontes de substrato para a ressíntese de ATP via metabolismo oxidativo. À medida que a duração do exercício se prolonga, os estoques intramusculares de glicogênio diminuem e, quando depletados, o indivíduo torna-se incapaz de manter a intensidade do exercício. Em exercícios prolongados, observa-se também um aumento na taxa de captação de glicose sanguínea pela célula muscular, local onde é oxidada, resultando em uma diminuição da glicemia. A degradação do glicogênio hepático é capaz de manter a glicemia dentro de valores fisiológicos, mas somente enquanto houver disponibilidade de glicogênio. Quando o exercício se prolonga, observa-se, portanto, uma depleção dos estoques hepáticos e musculares de glicogênio, bem como uma redução da glicemia. Esses fatores têm sido classicamente associados à FME em exercícios de intensidade moderada e constituem a premissa que justifica a suplementação de glicose e outros substratos energéticos como agentes poupadores de glicogênio e, portanto, capazes de retardar a FME (Pinto et al. 2014).

Diante do exposto, a deficiência na estabilidade postural como resultado da FME induzida pelo exercício de resistência pode afetar adversamente performances subsequentes em configurações com base esportivas, recreativas ou profissionais. Estas alterações decorrentes podem modificar o controle neuromuscular e aumentar a incidência de lesões. Alterações do sistema perceptivo podem aumentar o risco de lesão muscular e ligamentar, especialmente ao redor das articulações do joelho e tornozelo, visto o relevante papel dessas articulações no controle postural e na manutenção do equilíbrio. O conhecimento destas potenciais deficiências pode ser benéfico para treinadores, profissionais e indivíduos durante a tentativa de fornecer tempo de recuperação adequado na sequência de alta intensidade exercícios de resistência inferior do corpo, a fim de ajudar a prevenir os potenciais efeitos adversos da FME sobre habilidades de desempenho relacionados com o equilíbrio. Compreender como a execução de uma tarefa motora é alterada sob a influência da FME é

importante se as tentativas devem ser feitas para limitar a papel prejudicial da FME pode ter durante o desempenho de habilidades motoras (Dickin e Doan, 2008; Mcgregor et al. 2011; Bruniera et al. 2013; Thiele et al. 2014).

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1. Objetivo geral**

O objetivo geral deste estudo é analisar os efeitos da fadiga muscular induzida em membros inferiores sobre o equilíbrio estático de indivíduos saudáveis em termos de magnitude e estrutura de deslocamento do centro de pressão do corpo - COP.

#### **3.2. Objetivo Específico**

Avaliar a influência da fadiga muscular induzida em membros inferiores sobre o equilíbrio estático em apoio unipodal e bipodal.

Avaliar os efeitos combinados de fadiga muscular induzida em membros inferiores e em condições de presença e ausência de estímulo visual sobre o equilíbrio estático.

Analisar o equilíbrio estático em diferentes posturas em 10 e 20 minutos após indução de fadiga muscular em membros inferiores.

## **4. METODOLOGIA**

### **4.1. Local**

A seleção dos indivíduos e demais fases de coletas de dados foram desenvolvidas no Laboratório de Estudos de Sinais Biológicos (BioSignal) da Universidade Federal do Piauí - UFPI, *Campus* Ministro Reis Velloso, Parnaíba – PI.

### **4.2. Materiais**

Os materiais utilizados foram:

- a) Uma plataforma de força (EMG System do Brasil®), para registro dos momentos de força em torno dos eixos frontal e sagital (My e Mx, respectivamente), o componente vertical da força de reação (Fz) e também a trajetória do COP;
- b) Computador HP Inc.® do tipo desktop para coleta, armazenamento e análise dos dados;
- c) Balança antropométrica Welmy® digital com medidor de altura;
- d) Régua para mensuração do comprimento dos pés;
- e) Cicloergômetro RT 220, *Movement*, SP-Brasil.
- f) Questionários

### **4.3. Amostra**

#### **4.3.1. Critérios de inclusão**

Foram incluídos 47 jovens na faixa etária de 18 a 25 anos e saudáveis para minimizar a influência da idade e patologias e que fossem sedentários e do gênero masculino, visando eximir diferenças na capacidade de atingir e suportar a FME entre gêneros.

#### **4.3.2. Critérios de exclusão**

Foram excluídos sujeitos com qualquer diagnóstico de afecção musculoesquelética, como fraturas, luxações, distensões ou qualquer outra em MMII e esqueleto axial, histórico de cirurgias de grande porte (prótese de joelho ou quadril), que apresentassem alguma alteração cognitiva que impedisse a compreensão dos procedimentos, comorbidades importantes (como distúrbios somatossensitivos: diabetes), distúrbios neurológicos (como acidente vascular encefálico, Parkinson e esclerose múltipla), oftalmológicas (como catarata e glaucoma),

cardíacos, vestibulares (como labirintite), que fossem usuários de fármacos que interferissem na capacidade de vigília e equilíbrio que pudessem interferir na realização dos testes e aqueles que por algum motivo estivessem incapacitados para realizar o protocolo proposto no cicloergômetro de MMII. Tais critérios de exclusão foram aplicados em entrevista e não excluem a possibilidade do desconhecimento pelos participantes.

#### **4.4. Desenho do estudo**

Este trabalho, que se trata de um estudo observacional transversal sem intervenção terapêutica, propôs-se a realizar a análise dos efeitos da FME induzida em MMII e seu tempo de recuperação sobre o equilíbrio estático de indivíduos saudáveis e sua relação com a presença e/ou ausência de estímulo visual durante a adoção de diferentes posturas (apoio bipodal e unipodal). Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFPI em 22/05/2015, número 1.035.379.

#### **4.5. Procedimentos**

##### **4.5.1. Avaliação inicial**

Os indivíduos elegíveis para pesquisa, que foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, foram convidados a participar do estudo. As informações sobre a pesquisa (objetivos, riscos, benefícios e procedimentos aos quais seriam submetidos) foram fornecidas e quando demonstrado interesse em participar, o voluntário era convidado a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE (APENDICE I) em duas vias. Em seguida, foi aplicado o Questionário de Prontidão para a Atividade Física – ParQ (*Physical Activity Readiness Questionnaire*) (Luz et al. 2007) (ANEXO I) que tem como objetivo avaliar a prontidão para atividade física. Dentre as sete questões do ParQ, se apenas uma resposta for positiva o sujeito necessitaria de avaliação clínica e liberação médica para participar do estudo, se por algum motivo o sujeito não conseguir essa liberação o mesmo seria excluído do estudo a fim de se precaver de quaisquer riscos.

Foi aplicado ainda o Formulário Experimental de Controle (APENDICE II) para a obtenção de informações gerais do participante (nome, idade, gênero e membro superior dominante), medidas antropométricas (altura, peso e comprimento dos pés) e uma breve

anamnese, onde foram investigadas a presença de lesões traumáticas encefálicas e musculoesqueléticas em MMII e condições de saúde em geral. Uma vez que a amostra deste estudo deveria ser composta por indivíduos sedentários, foi utilizado o Questionário Internacional de Atividades Físicas – IPAQ (International Physical Activity Questionnaire) (Hallal et al. 2010; Lee et al, 2011; Matsudo et al. 2011) (ANEXO II) para a classificação deste como sedentário ou não.

Os participantes receberam informações prévias sobre o teste e foram orientados a evitar prática de atividades físicas moderadas ou vigorosas 24 horas antes da coleta dos dados, a ingestão de bebidas alcoólicas ou remédios que pudessem influenciar no equilíbrio como aqueles com ação em sistema nervoso central e/ou vestibular periférico previsto em bula e a trajarem roupas adequadas para a prática de atividade física. Os testes foram realizados no mesmo turno do dia (entre 08:00 e 11:00 horas) e o laboratório foi mantido em temperatura ambiente.

#### **4.5.2. Avaliação do equilíbrio estático**

Para a avaliação estabilométrica, os voluntários foram instruídos a posicionar-se sobre a plataforma de força com os pés descalços e em paralelo com 10 cm de distância (McIlroy e Maki, 1997), membros superiores cruzados sobre o peito, cabeça direcionada à frente e visão centrada em um ponto físico estático (diâmetro de 2,5 cm) colocado ao nível dos olhos e a uma distância de um metro e permanecer o mais imóvel possível. A posição dos pés foi demarcada na superfície da plataforma e reproduzida em todos os ensaios, para assegurar a mesma base em todos os testes. Além disso, os indivíduos fizeram uso de lentes corretivas caso as utilizassem habitualmente.

Foram analisadas quatro diferentes condições de equilíbrio, sendo: postura BEO (*bipodal eyes open*): apoio bipodal e olhos abertos com duração de 125 segundos; postura BEC (*bipodal eyes close*): apoio bipodal e olhos fechados com duração de 125 segundos; nas posturas unipodais, o voluntário deveria posicionar-se em seu membro dominante auto referido, de modo que suas coxas fiquem em paralelo e o joelho contralateral flexionado em aproximadamente 60° com os olhos abertos durante 25 segundos, em UEO (*unipodal eyes open*) apoio unipodal era associado à abertura ocular e postura UEC (*unipodal eyes close*): apoio unipodal era associado a privação do estímulo visual através do fechamento dos olhos.

Uma vez que os participantes adotassem a postura requerida e estabilizassem seu balanço postural, a amostragem era iniciada. Após cada tentativa, os dados eram salvos e a plataforma novamente zerada para a nova tentativa. A tentativa foi considerada inválida se o voluntário apoiou o pé no solo ou plataforma ou apresentou um desequilíbrio importante de tronco, sendo essa tentativa realizada novamente. Finalizada a coleta dos dados basais (coleta inicial utilizada como sessão de controle – pré-FME), foi aplicado o protocolo de indução à FME induzida em MMII.

As coletas estabilométricas foram realizadas também imediatamente após a aplicação do protocolo de indução à FME em MMII, os indivíduos foram novamente posicionados sobre a plataforma de força para a coleta de dados referentes ao equilíbrio estático (Tempo Pós-Fadiga), seguindo os procedimentos já descritos. Após o intervalo de tempo 10 minutos da finalização da aplicação do protocolo de FME induzida, os dados foram novamente coletados (Tempo 10 minutos) e do mesmo modo ocorrerá após 20 minutos da finalização do protocolo (Tempo 20 minutos), seguindo intervalos de tempo anteriormente propostos por Nardone et al. (1998) e Fox et al. (2008). Para assegurar que a medição do equilíbrio foi obtida em um estado real de FME, o protocolo de FME foi executado ao lado da plataforma de força, de modo que houve um intervalo de tempo muito curto entre a atividade fatigante induzida pelo exercício e a estabilometria, além disso, o controle postural foi medido em condições de curta duração (125s e 25s).

A comparação destes 4 tempos de coletas em 4 condições diferentes forneceu informações acerca do efeito da FME e da presença/ausência de insumos visuais sobre o equilíbrio estático e a adaptação postural ao longo do tempo de recuperação da função fisiológica.

#### **4.5.3. Protocolo de indução à FME**

Após a chegada ao laboratório e realização dos procedimentos de avaliação já descritos, os voluntários permaneceram em repouso por um período mínimo de 10 minutos e foram submetidos a uma sessão padronizada de preparação para o exercício. Em seguida, os voluntários foram encaminhados para o cicloergômetro (RT 220, *Movement*, SP-Brasil), no qual realizaram um procedimento de aquecimento muscular, durante cinco minutos, de exercício sem carga e em uma velocidade de aproximadamente 40 RPM (Rotações por

Minuto). Com o voluntário já posicionado no cicloergômetro, com o selim previamente ajustado de modo que o participante referisse maior conforto para pedalar, foi iniciado o protocolo de indução à FME em MMII.

A escolha deste protocolo foi baseada no estudo realizado por Azevedo (2010) que preconiza que os estágios que compõem o teste incremental devem ser suficientemente longos para que ocorra estabilização das concentrações de lactato sanguíneo após cada novo incremento de carga, ou seja, o equilíbrio dinâmico entre o lactato sanguíneo e muscular. Tem sido sugerido que cada estágio tenha duração entre 3 e 10 minutos. Os autores indicam as seguintes cargas e tempos de incremento: 10 Watts (W) e duração de 2 minutos cada estágio; 20 W a cada 3 minutos; 30 W a cada 4 minutos; 40 W a cada 4 minutos e 45 segundos; 50 W a cada 5 minutos.

Baseado nisto, os voluntários foram estimulados a realizar um protocolo incremental cujo esforço foi verificado no módulo eletrônico do cicloergômetro de MMII. O programa P1 foi selecionado para a aplicação do protocolo, pois permite a configuração manual de 8 níveis de resistência imposta ao exercício. O voluntário foi orientado a manter a velocidade do exercício em 60 RPM e o aumento da resistência era ajustado por meio do incremento manual do nível de resistência ao exercício. Inicialmente, no nível 01 de resistência, o voluntário foi orientado a manter a velocidade do exercício em 60 RPM, o que equivale de 30 a 40W de esforço durante 4 minutos. Após este período de tempo, o nível de resistência foi modificado – nível 02 – e o voluntário era orientado a manter a mesma velocidade (60 RPM) durante 4 minutos, sendo equivalente a 60-70W e assim sucessivamente.

A tabela 1 apresenta os valores de RPM e watts referentes ao nível de resistência ao exercício e sua relação com rotações por minuto e watts.

Levando-se em consideração que o protocolo proposto foi realizado até o nível máximo de FME subjetiva, para a classificação da percepção subjetiva do esforço, 30 segundos antes do incremento na carga do cicloergômetro de MMII, o indivíduo deveria classificar seu esforço utilizando a Escala de Borg, variando de 0 a 10, quantificando assim o nível de FME relatado (ANEXO III). Era considerado FME quando o indivíduo mensurasse seu esforço como 10 na Escala de Borg (Borg, 1982; Cavasini e Matsudo; 1983), sendo definida como a incapacidade de manter o esforço proposto pela atividade. Os procedimentos para tal avaliação foram padronizados e aplicados por um único avaliador treinado. Os

indivíduos receberam estímulos verbais dos pesquisadores durante a realização do protocolo (Graham et al. 2016). Para garantir a integridade dos participantes foram adotados os seguintes sintomas para a interrupção do protocolo e exclusão da participação do voluntário no estudo: início de sintomas anginosos; sinais de má perfusão: tontura, confusão, ataxia, palidez, cianose, náuseas ou pele fria e úmida; solicitação da interrupção do teste pelo indivíduo; manifestações físicas ou verbais de fadiga severa, falha no equipamento ou quando o voluntário atingia a frequência cardíaca máxima prevista para a idade, utilizando a fórmula de Karvonen  $(220 - \text{idade})$  (Marins, 1998).

**Tabela 01:** Configuração dos *steps* aplicados no protocolo de indução à fadiga subjetiva, com valores referentes a RPM e Watts.

**PROGRAMA P1 – MANUAL**

<b>NÍVEL DE RESISTÊNCIA (<i>Step</i>)</b>	<b>ROTAÇÕES POR MINUTO (RPM)</b>	<b>WATTS</b>
<b>01</b>	60	30 - 40
<b>02</b>	60	60 - 70
<b>03</b>	60	90 - 100
<b>04</b>	60	120 - 130
<b>05</b>	60	150 - 160
<b>06</b>	60	180 - 190
<b>07</b>	60	210 - 220
<b>08</b>	60	240 - 250

#### **4.6. Medidas para proteção ou minimização de quaisquer riscos**

As perguntas do questionário e formulário foram apresentadas de forma clara e objetiva, com linguagem simples, evitando constrangimentos para o voluntário e foram tomadas às medidas necessárias para minimizar quaisquer riscos, em observância da Resolução nº 466, de 12 de dezembro de 2012. Bem como, era assegurado aos voluntários que receberiam adequadas e acuradas descrições e informações dos riscos, desconfortos, e ou

benefícios que pudessem ser antecipados. A confidencialidade dos sujeitos da pesquisa foi mantida, não existindo a possibilidade de divulgação pública dos resultados que permitam identificar os dados do sujeito da pesquisa. Apenas os pesquisadores tiveram acesso aos dados dos sujeitos.

## **4.7. Variáveis analisadas**

### **4.5.4. Oscilações Posturais**

Avaliações de oscilação postural, utilizando a estabilometria, foram realizadas por meio do estudo do deslocamento do COP de todos os indivíduos. As variáveis foram agrupadas de acordo com a análise a ser realizada em: análise temporal, espectral e não-linear. Na análise temporal foram avaliadas: Área ( $\text{cm}^2$ ) que é representada por uma elipse que contém 95% dos dados do COP, que corresponde à magnitude de variabilidade do COP (Hong et al, 2007); Amplitude (cm); Velocidade Média de oscilação (cm/s) e Raiz Quadrada da Média (RMS) e na análise espectral: Frequência Média de Potência Espectral (MPF) (Hz) que é uma medida estatística da magnitude de uma variável; Frequência de Pico de Potência Espectral (Hz); Frequência com 50% da Potência Espectral (F50) (Hz) e Frequência com 80% da Potência Espectral (F80) (Hz). Já na análise não-linear, que corresponde à estrutura da variabilidade do COP (Hong et al, 2007), foram investigadas utilizando os métodos de entropias aproximada (ApEn) e cruzada (CrossEn), apresentados respectivamente em Pincus, 1991 e Pincus e Singer, 1996.

A ApEn corresponde a uma medida de quão desordenada é uma série temporal, quantificando a regularidade ou previsibilidade de uma série temporal (Georgoulis et al, 2006). A estratégia geral no cálculo da entropia aproximada é examinar todos os pontos no conjunto de dados para repetições de padrões curtos (Deffeys et al, 2009). Especificamente, ApEn mede a probabilidade logarítmica de que uma série de pontos de dados a uma certa distância de distância exibirá características relativas semelhantes na próxima comparação incremental dentro do espaço de estado. As séries temporais com maior probabilidade de permanecerem à mesma distância na comparação resultarão em valores de ApEn mais baixos, enquanto os pontos de dados que exibem grandes diferenças nas distâncias entre pontos de dados resultarão em valores mais altos (Georgoulis et al, 2006). ApEn gera um número real

sem unidade de 0 a 2. Valores de ApEn menores indicam uma maior probabilidade de repetição regular de sequências de  $m$  observações. Um valor de ApEn de zero, por exemplo, corresponde a uma série de tempo que é perfeitamente repetível (isto é, onda senoidal). Um valor ApEn de 2 é produzido por séries temporais aleatórias, para as quais quaisquer sequências repetidas de pontos ocorrem por acaso sozinho (isto é, ruído gaussiano) (Cavanaugh et al, 2007).

O uso de ApEn faz todo o sentido se considerarmos que avalia toda a sequência de dados gerada. Em outras palavras, cada ponto de dados na série de tempo é examinado. Tal avaliação é impossível com ferramentas lineares comuns como o desvio padrão. Ferramentas lineares fornecem apenas uma medida da quantidade de variabilidade e podem mascarar a verdadeira estrutura da variabilidade motora (Cavanaugh et al, 2007).

A CrossEn é calculada através de um algoritmo semelhante à ApEn (Pincus e Singer, 1996), com a exceção de que vetores sucessivos de dois pontos de um sinal são comparados com vetores de dois pontos atuais e anteriores de outro sinal (Hong et al, 2007), pois objetiva obter contagens de recorrência através de séries temporais AP e ML do COP, fornecendo uma medida de sincronia entre as duas series temporais (Hatzitaki et al, 2015). Ou seja, CrossEn quantifica a regularidade de padrões em um par de séries de tempo relacionadas (Pincus e Singer, 1996) e é indicativo da dimensionalidade de controle dos dois sinais (Hong et al, 2007) e tem a vantagem de ser independente da variância dos sinais em comparação. Valores de CrossEn maiores indicam assincronia de sinal, enquanto valores de CrossEn inferiores indicam maior sincronia de sinal (Hatzitaki et al, 2015).

Estas variáveis comportamentais serão calculadas utilizando sinais de saída da plataforma de força, transmitindo informações sobre os momentos de força nos eixos frontal e sagital ( $M_y$  e  $M_x$ , respectivamente) e a componente vertical da força de reação do solo ( $F_z$ ), exercidas pelos sujeitos. Para aquisição destas informações foi utilizado o software Biomec400 (EMG System do Brasil®), calibrado para uma frequência de aquisição dos sinais de 100Hz e ganho de amplificador de 600 vezes. A partir destes dados, foram realizadas as análises do deslocamento do COP utilizando o software BalanceLab 10, programa executado no ambiente de programação MATLAB (MathWorks®) (Cavalheiro, 2010; Duarte e Freitas, 2010).

#### **4.8. Análise estatística dos dados**

Para análise dos dados foi utilizada a estatística descritiva por meio da média e do desvio padrão. Os resultados foram tabulados de maneira a se observar a disposição dos valores quantificados das variáveis analisadas entre as posturas estudadas (BEO, BEC, UEO e UEC), realizando deste modo a análise intragrupo para identificar a influência das alterações sensoriais no grupo nos diferentes tempos. A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste Shapiro-Wilk. Para as distribuições normais, foi utilizado o teste ANOVA One-Way com *post hoc test* de Bonferroni e para aqueles cujas distribuições são não-normais foi utilizada o teste de Fridman com o *post hoc test* de Dunn. O nível de significância utilizado para todos os testes foi de 5% ( $p \leq 0,05$ ). Para os cálculos estatísticos de todas as análises foi utilizado os softwares BioEstat 5.0 e GraphPad Prisma®5.0.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A presente investigação procurou examinar os efeitos da FME induzida em membros inferiores sobre o equilíbrio estático de indivíduos saudáveis em termos de magnitude e estrutura de deslocamento do COP, além de sua relação com o estímulo visual e do tempo de recuperação pós-FME. A amostra inicial deste estudo foi composta por 47 participantes, entretanto, 8 foram excluídos: 4 por não se enquadrarem nos critérios de inclusão estabelecidos, 2 por apresentarem sintomatologia adversa após a execução do protocolo de indução à FM ou durante a avaliação estabilométrica e 2 por relatarem incapacidade de realizar o protocolo até atingirem a FME por motivos diversos. Portanto, participaram deste estudo 39 indivíduos do sexo masculino, saudáveis e sedentários. A tabela 2 apresenta as características antropométricas da amostra estudada em relação à idade, estatura e massa corporal.

**Tabela 2:** Médias ( $\pm$  desvio padrão) dos dados antropométricos da amostra:

Dados antropométricos	Média ( $\pm$ DP)
Idade (anos)	21,95 anos ( $\pm$ 1,5)
Altura (m)	1,73 m ( $\pm$ 0,08)
Peso (kg)	74,60 kg ( $\pm$ 14,62)

O estudo do controle postural aqui realizado possibilitou a análise da grandeza biomecânica COP (Barela e Duarte, 2012). E, uma vez que, estratégias de equilíbrio mais eficazes estão associadas a uma menor oscilação do COP e que alterações musculoesqueléticas associadas ao controle postural ocasionarão alterações em sua oscilação (Horak *et al.* 1997), os resultados obtidos neste estudo apontam a presença de modificações dos parâmetros estabilométricos após a indução da FME, e conseqüentemente, que as estratégias de controle postural foram alteradas por este evento.

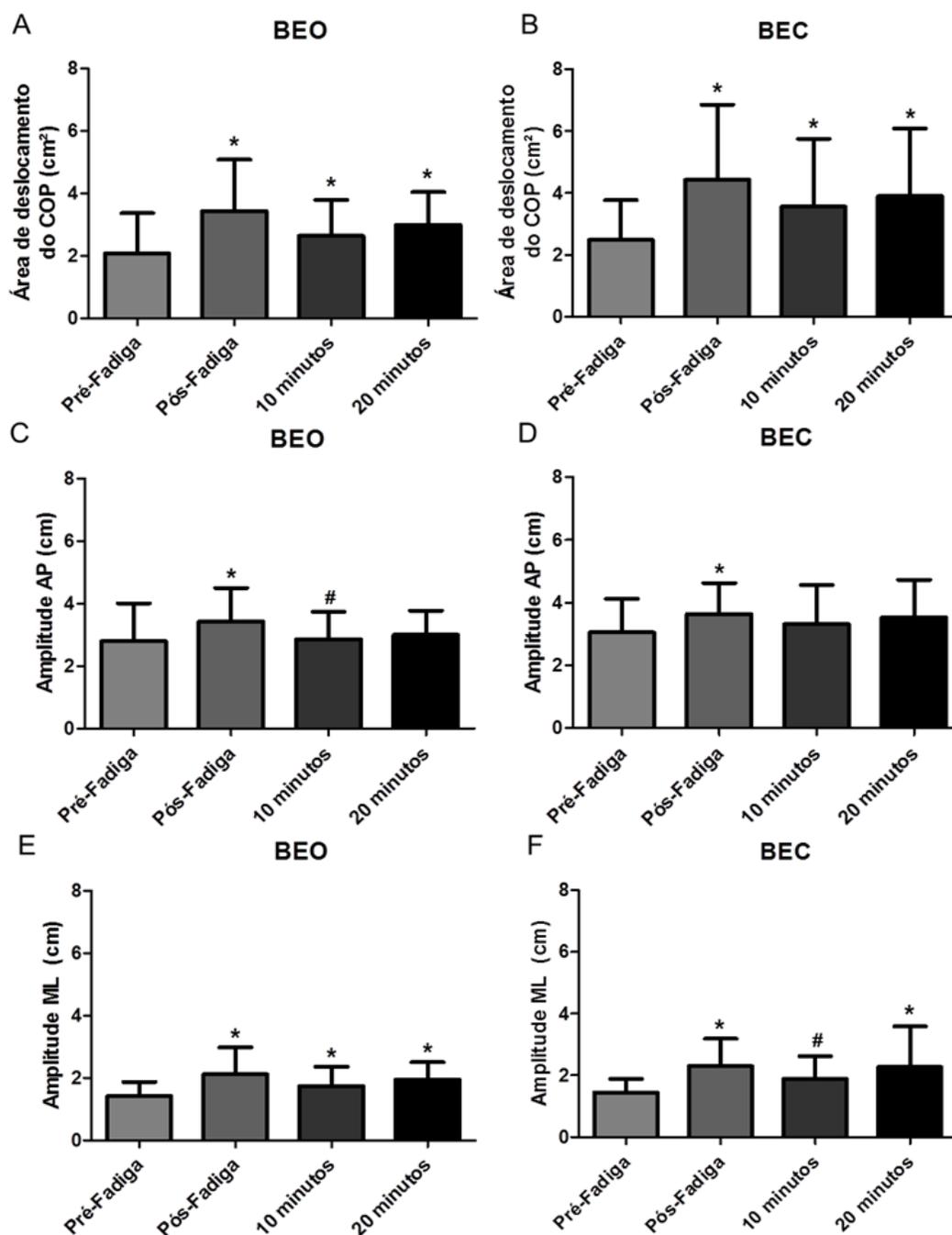
Neste estudo, foram utilizados métodos lineares e não-lineares para avaliar o sistema de controle postural e, deste modo, buscou-se compreender de forma ampla as características da oscilação postural antes, durante e após o evento FME. As medidas lineares de avaliação de uma série temporal forneceram informações sobre a quantidade ou magnitude da variabilidade

do sinal por meio de procedimentos de média, indicando que as variações entre as repetições de uma tarefa são independentes de repetições futuras ou passadas (Carmelo et al, 2016). Diferentemente, medidas não-lineares, como a complexidade avaliada por entropia, refletem informações temporais da organização, sequenciamento e regularidade das oscilações do COP (Carmelo et al, 2016), ou seja, indicam um padrão de oscilação do referentes à divergência e portanto à repetitividade e previsibilidade (Piirtola e Era, 2006). Os valores em média e desvio-padrão das variáveis analisadas são apresentadas em apoio biopodal (Anexo III) e unipodal (Anexo IV).

### **5.5. Análise temporal**

A variável área de deslocamento do COP apresentou diferenças ( $p < 0,05$ ) entre a coleta pré-FME e os períodos de pós-FME e recuperação de 10 e 20 minutos apenas nas posturas BEO e BEC (Figura 1A e 1B), ou seja, essa variável mostrou que a FME em ambas as situações (ausência ou presença de estímulos visuais) cobriam uma área maior do posturograma. Já a variável amplitude no sentido AP apresentou diferença ( $p < 0,05$ ) no ensaio BEO, apresentando aumento entre o período pré e pós-FME e redução entre o período pós-FME e após o período de recuperação de 10 minutos (Figura 1C). Em BEC houve aumento entre os períodos pré e pós-FME ( $p < 0,05$ ) (Figura 1D). No sentido ML foi observada diferença no ensaio BEO ( $p < 0,05$ ), com aumento entre o período pré-FME e os períodos de pós-FME e recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 1E). No ensaio BEC ( $p < 0,05$ ), foi observado aumento entre o período pré-FME e os períodos pós-FME e 20 minutos de recuperação. Além disso, foi observada diminuição entre o período pós-FME e após 10 minutos de recuperação (Figura 1F). Nos ensaios unipodais, estas variáveis não apresentaram alterações estatisticamente significativas.

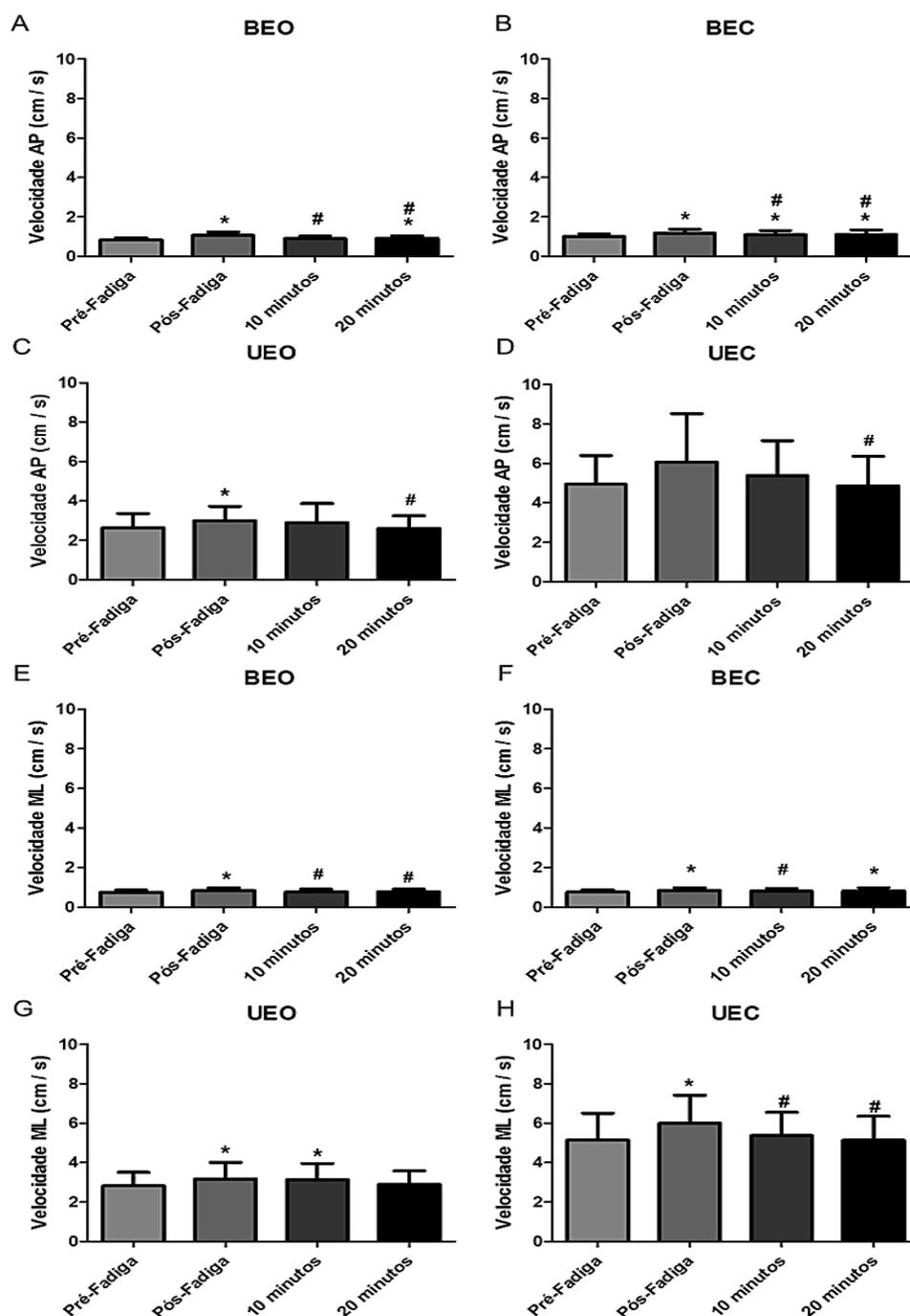
Deste modo pode-se inferir que a FME foi capaz de aumentar significativamente a amplitude de oscilação do COP nas posturas bipodais, tanto em sentido AP quanto em sentido ML. Ainda é importante frisar que em sentido ML esse aumento se manteve aos 20 minutos de recuperação independente de estímulo visual.



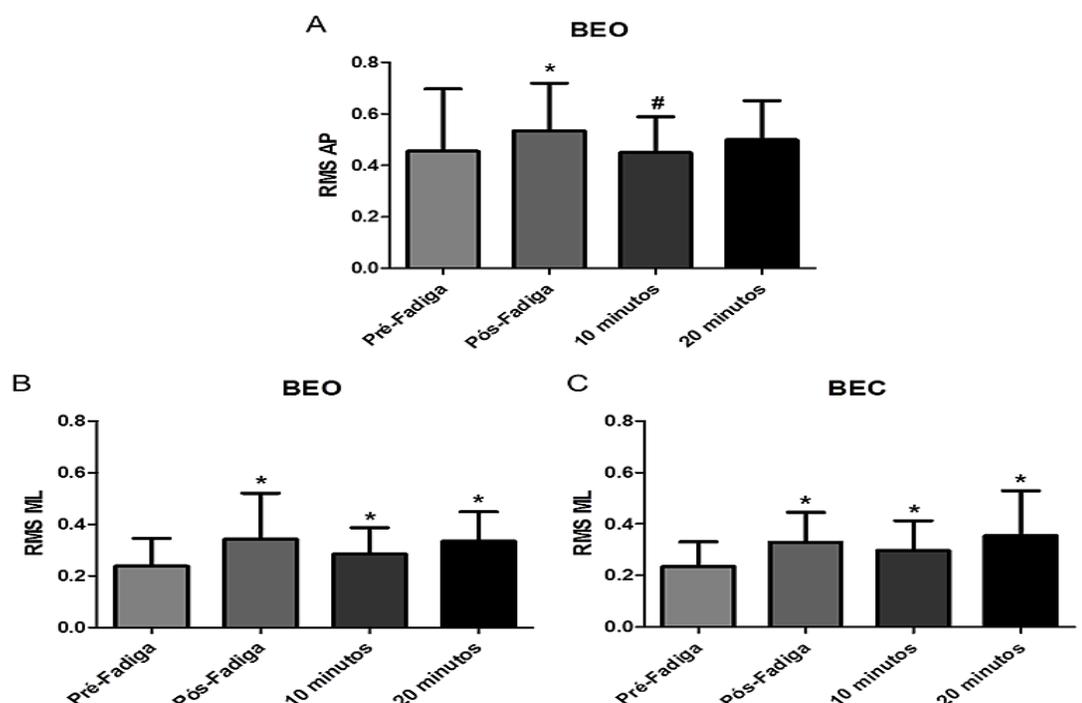
**FIGURA 2: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise temporal das variáveis área e amplitude nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral).** **1A.** Área de deslocamento do centro de pressão no ensaio BEO – bipodal com os olhos abertos; **1B.** Área de deslocamento do centro de pressão no ensaio BEC – bipodal com olhos fechados; **1C.** Amplitude de deslocamento do centro de pressão em ensaio BEO, no sentido anteroposterior; **1D.** Amplitude de deslocamento do centro de pressão em ensaio BEC – bipodal com olhos fechados, no sentido anteroposterior; **1E.** Amplitude de deslocamento do centro de pressão em ensaio BEO – bipodal com olhos abertos, no sentido médio-lateral; **1F.** Amplitude de deslocamento do centro de pressão em ensaio BEC – bipodal com olhos fechados, no sentido ML. \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga.

A variável velocidade no sentido AP apresentou diferença nos ensaios BEO ( $p<0,05$ ) com aumento entre o período pré-FME e os períodos pós-FME e após 20 minutos de recuperação e redução entre os períodos pós-FME e os de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 2A). No ensaio BEC ( $p<0,05$ ) houve aumento comparando o período pré-FME e os períodos pós-FME e nos períodos de recuperação após 10 e 20 minutos e diminuição entre período pós-FME e nos períodos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 2B). No ensaio com o apoio unipodal com os olhos abertos (UEO) foi observado aumento ( $p<0,05$ ) entre os períodos pré e pós-FME e redução entre pós-FME e 20 minutos de recuperação (Figura 2 C), enquanto isso, o ensaio unipodal com os olhos fechados (UEC) somente apresentou diminuição ( $p<0,05$ ) entre o período pós-FME e 20 minutos de recuperação (Figura 2D). Em sentido ML nos ensaios BEO as alterações ( $p<0,05$ ) foram observadas como elevação da média entre os períodos pré e pós-FME e redução entre o período pós-FME e os períodos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 2E). Na postura BEC ( $p<0,05$ ) houve aumento entre o período pré-FME comparado ao pós-FME e 20 minutos de recuperação e redução entre o período pós-FME e 10 minutos de recuperação (Figura 2F). Em UEO a diferença ( $p<0,05$ ) foi observada como aumento entre o período pré-FME e os períodos pós-FME e 10 minutos de recuperação (Figura 2G). Já em UEC houve aumento entre pré e pós-FME e redução entre os períodos pós-FME e recuperação de 10 e 20 minutos ( $p<0,05$ ) (Figura 2H).

Enquanto, no estudo da variável RMS, ou raiz quadrada média, ao se avaliar seu comportamento em sentido AP, observou-se a presença de diferença somente no ensaio bipodal com os olhos abertos (BEO) ( $p<0,05$ ) (Figura 3A), demonstrando aumento entre os tempos pré e pós-FME e redução no período pós-FME e aos 10 minutos de recuperação. Em sentido ML foi observada diferença nas posturas bipodal com os olhos abertos (BEO) e também com os olhos fechados (BEC) ( $p<0,05$ ) apresentando comportamento semelhante, ou seja, aumento entre o período pré-FME e os períodos pós-FME e nos períodos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 3B e C).



**FIGURA 2: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise temporal da variável velocidade nos sentidos AP e ML. A.** Velocidade no sentido AP no ensaio BEO – bipodal com olhos abertos; **B.** Velocidade no sentido AP no ensaio BEC – bipodal com olhos fechados; **C.** Velocidade no sentido AP no ensaio UEO – unipodal com olhos abertos; **D.** Velocidade no sentido AP no ensaio UEC – unipodal com olhos fechados; **E.** Velocidade no sentido ML no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **F.** Velocidade no sentido ML no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; **G.** Velocidade no sentido ML no ensaio UEO – unipodal com olhos abertos; **H.** Velocidade no sentido ML no ensaio UEC – unipodal com olhos fechados. \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga.



**FIGURA 3: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise temporal da variável RMS nos sentidos AP e ML. A.** RMS no sentido AP no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **B.** RMS no sentido ML no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **C.** RMS no sentido ML no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga.

Os achados deste estudo apoiam-se no conceito que variáveis como área, velocidade média e a amplitude de deslocamento do COP e RMS são indicadores confiáveis da estabilidade postural do indivíduo, tendo sido relacionada quantitativamente com atividade regulatória associada à eficácia ou estabilidade alcançada pelo sistema de controle postural. (Baroni et al. 2011; Cavalheiro, 2010). Desta forma, os resultados obtidos demonstram que a FME reduz a capacidade dos sujeitos manterem o equilíbrio estático, na presença ou ausência de estímulo visual tanto em sentido AP como ML. Estes resultados assemelham-se aos obtidos por Vieira et al. (2015) que avaliou o efeito de caminhada de 4 dias sobre o controle postural, apresentando aumento nestas variáveis estabilométrica citadas, associando-os aos efeitos da fadiga geral e local, dor, adaptações neuromusculares e déficits somatossensoriais ocasionados pelo percurso de caminhada (Vieira et al. 2015). Ainda em concordância com nosso estudo, Paillard (2012) apresentou resultados mostrando que a FME aumento a amplitude e velocidade de deslocamento do COP após a indução de FME (Paillard, 2012).

É importante frisar que nas variáveis área de deslocamento do COP e amplitude nos sentidos AP e ML não apresentaram diferença significativamente estatística nas posições unipodais. Esses resultados sugestionam que podem ter ocorrido mudanças na cocontração muscular. Gattes e Dingwel (2011) apontam que essas respostas podem ocorrer como modo de compensar a diminuição do feedback e a lentidão nas respostas devido a FME, assim o sistema motor poderia aumentar a cocontração para aumentar a rigidez da articulação (Gattes; Dingwel, 2011). Estes mecanismo de cocontração parecem estar envolvidos na manutenção da precisão do movimento (Missernar et al. 2008).

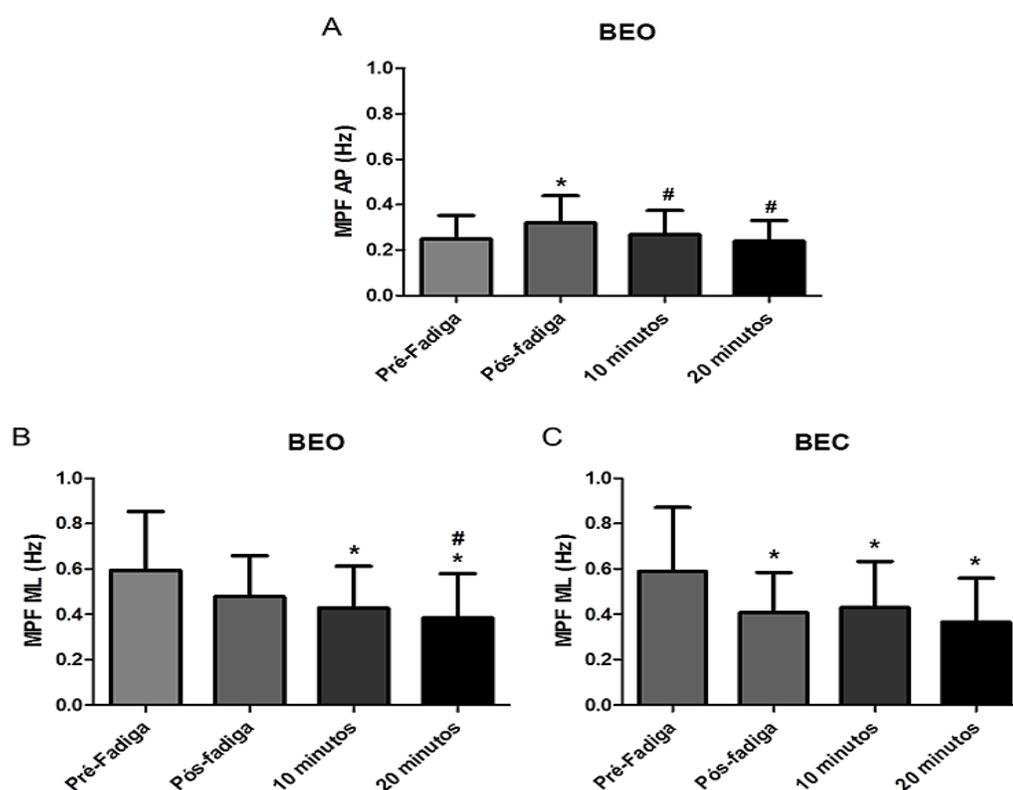
### 5.6. Análise espectral

A variável MPF em sentido AP apresentou aumento somente entre o período pré e pós-FME e redução entre pós-FME e os períodos de recuperação de 10 e 20 minutos ( $p < 0,05$ ) (Figura 4A). Em sentido ML na postura BEO esta variável apresentou diferença ( $p < 0,05$ ) com redução entre o tempo pré-FME e os períodos de recuperação de 10 e 20 minutos e entre o período pós-FME e 20 minutos de recuperação (Figura 4B). Na postura BEC também houve redução entre o tempo pré-FME e os tempos pós-FME e de recuperação de 10 e 20 minutos ( $p < 0,05$ ) (Figura 4C). A variável *Peak* não apresentou alterações estatisticamente significativas.

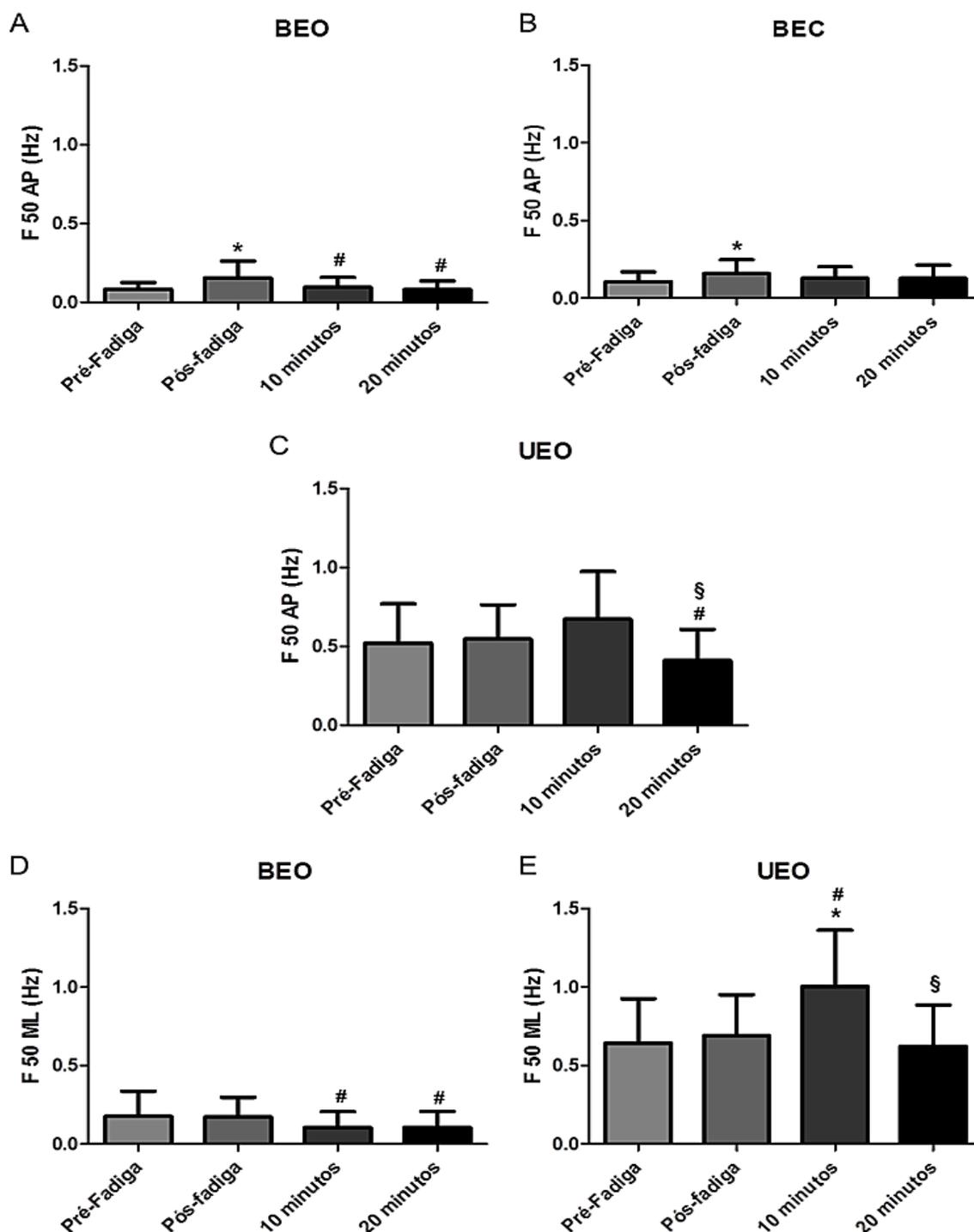
Estes resultados podem ser justificados pelo estudo de Shigaki et al (2013) que demonstra que o parâmetro da frequência média representa uma grandeza física ondulatória indicando o número de oscilações posturais em um determinado intervalo de tempo. Quanto maior o valor em frequência, maiores serão as oscilações posturais, como apresentado na Figura 4A. Entretanto, sabe-se que, na presença de grandes perturbações ou desequilíbrios por déficits neuromusculares, grandes grupos musculares como adutores e abdutores do quadril devem agir, principalmente na direção ML do movimento, para conter as perdas de equilíbrio e manter as posturas funcionais adequadas sem risco de cair, o que pode justificar o que se observa nas figuras 4B e 4C, já que nos apresenta uma redução dos valores da MPF em sentido ML (Shigaki et al, 2013).

Já a variável F50 em sentido AP no ensaio BEO apresentou diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre o tempo pré e pós-FME e redução entre o tempo pós-FME e os tempos de

recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 5A). No ensaio BEC o aumento ( $p<0,05$ ) entre os períodos pré e pós-FME (Figura 5B). No ensaio unipodal, a diferença foi observada somente quando associada à abertura dos olhos ( $p<0,05$ ), com redução entre os tempos pós-FME e recuperação de 20 minutos e entre os períodos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 5C). No sentido ML foram observadas diferenças nas posturas bipodal ( $p<0,05$ ) e unipodal ( $p<0,05$ ) com os olhos abertos. Em BEO houve redução entre o período pós-FME e os períodos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura D), já em UEO foi observado um aumento entre os períodos pré-FME e aos 10 minutos de recuperação, redução foi observada entre os períodos de recuperação de 10 e 20 minutos ( $p<0,05$ ) (Figura 5E).



**FIGURA 4: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise espectral da variável MPF nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral). A.** MPF no sentido AP no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **B.** MPF no sentido ML no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **C.** MPF no sentido ML no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; \*  $p<0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p<0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga.

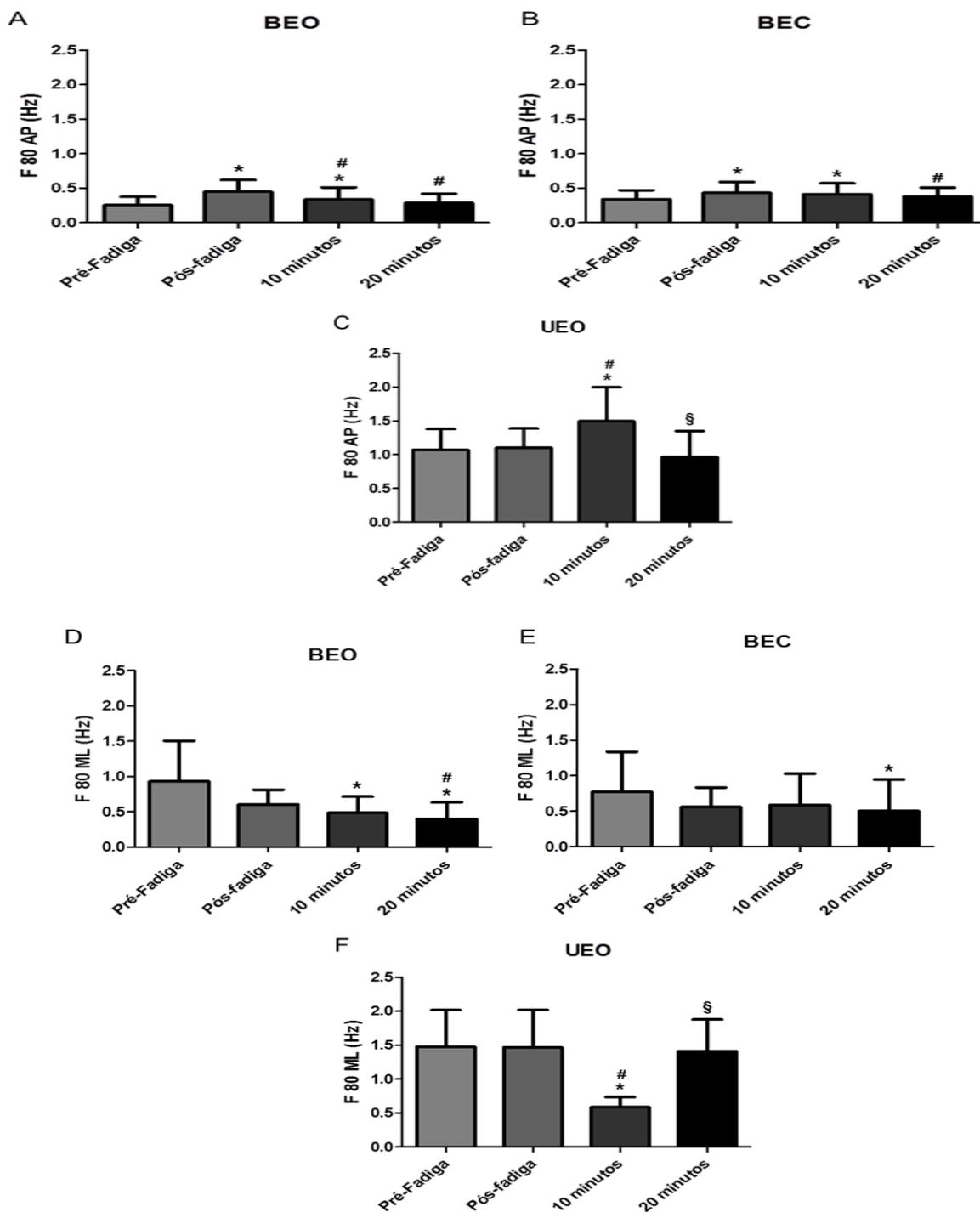


**FIGURA 5: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise espectral da variável F50 nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral). A.** F50 no sentido AP no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **B.** F50 no sentido AP no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; **C.** F50 no sentido AP no ensaio UEC – unipodal com olhos fechados; **D.** F50 no sentido ML no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **E.** F50 no sentido ML no ensaio UEO – unipodal com olhos abertos; \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga; §  $p < 0,05$ . Comparado ao período de recuperação de 10 minutos.

F80 em sentido AP no ensaio BEO apresentou um aumento entre os tempos pré-FME e os períodos pós-FME e aos 10 minutos de recuperação e redução entre os tempos pós-FME e os tempos de recuperação de 10 e 20 minutos ( $p < 0,05$ ) (Figura 6A). No ensaio BEC houve um aumento ( $p < 0,05$ ) entre o tempo pré-FME e os tempos pós-FME e aos 10 minutos de recuperação e redução entre pós-FME e após 20 minutos de recuperação (Figura 6B). Em apoio unipodal com os olhos abertos ( $p < 0,05$ ) houve aumento nos tempos pré e pós-FME quando comparados com os 10 minutos iniciais de recuperação e redução entre os tempos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 6C). Já em sentido ML foi observada redução ( $p < 0,05$ ) entre os tempos pré-FME e os tempos de recuperação de 10 e 20 minutos e entre o período pós-FME e após 20 minutos de recuperação na postura BEO (Figura 6D). Em BEC foi observado somente redução ( $p < 0,05$ ) entre o período pré-FME em comparação com o tempo 20 minutos de recuperação (Figura 6E). Em UEO esta variável se comportou de maneira contrária ao observado em F50: redução ( $p < 0,05$ ) entre tempo pré e pós-FME ao serem comparado com 10 minutos iniciais de recuperação e aumento entre os tempos de recuperação de 10 e 20 minutos (Figura 6F).

Na análise espectral, são observadas as variáveis no domínio da frequência que também fornecem importantes características na análise do controle postural. Estas variáveis representam grandezas físicas ondulatórias indicando o número de oscilações posturais em um determinado intervalo de tempo. Quanto maior o valor em frequência, maior são as oscilações posturais (Shigaki, et al, 2013). A frequência de pico, que apresenta maior amplitude dentre as frequências que compõem o espectro, não apresentou alterações significativas, em conformidade com o estudo de Cavalheiro, 2010. No entanto, as frequências quando avaliadas com 50% e 80% da potência espectral apresentaram comportamento similar: elevação quando comparados os períodos pré e pós-FME em postura bipodal, independe do estímulo visual e em sentido AP. Uma vez que quanto maior a frequência de oscilação do COP menor é a capacidade do sistema de manter o controle postural, nossos resultados nesta análise indicam que a FME foi capaz de causar alterações no controle postural. No que se refere a oscilação do COP em sentido ML, não foram observadas alterações significativas ao se comparar o período pré e pós-FME e os dados nos períodos de recuperação aos 10 e 20 minutos apresentam-se inconsistentes. Esses resultados podem ser explicados pelo estudo de Shigaki et al (2013) que aponta que na presença de grandes perturbações ou desequilíbrios por déficits

neuromusculares, grandes grupos musculares como os adutores e abdutores do quadril devem agir, principalmente na direção ML do movimento, para conter as perdas de equilíbrio e manter as posturas funcionais adequadas sem risco de cair. Ainda é importante destacar que, segundo a literatura, F80 é uma das melhores variáveis para caracterizar alterações do sistema de controle postural, conferindo maior sensibilidade aos resultados obtidos (Duarte e Freitas, 2010; Cavalheiro, 2010).

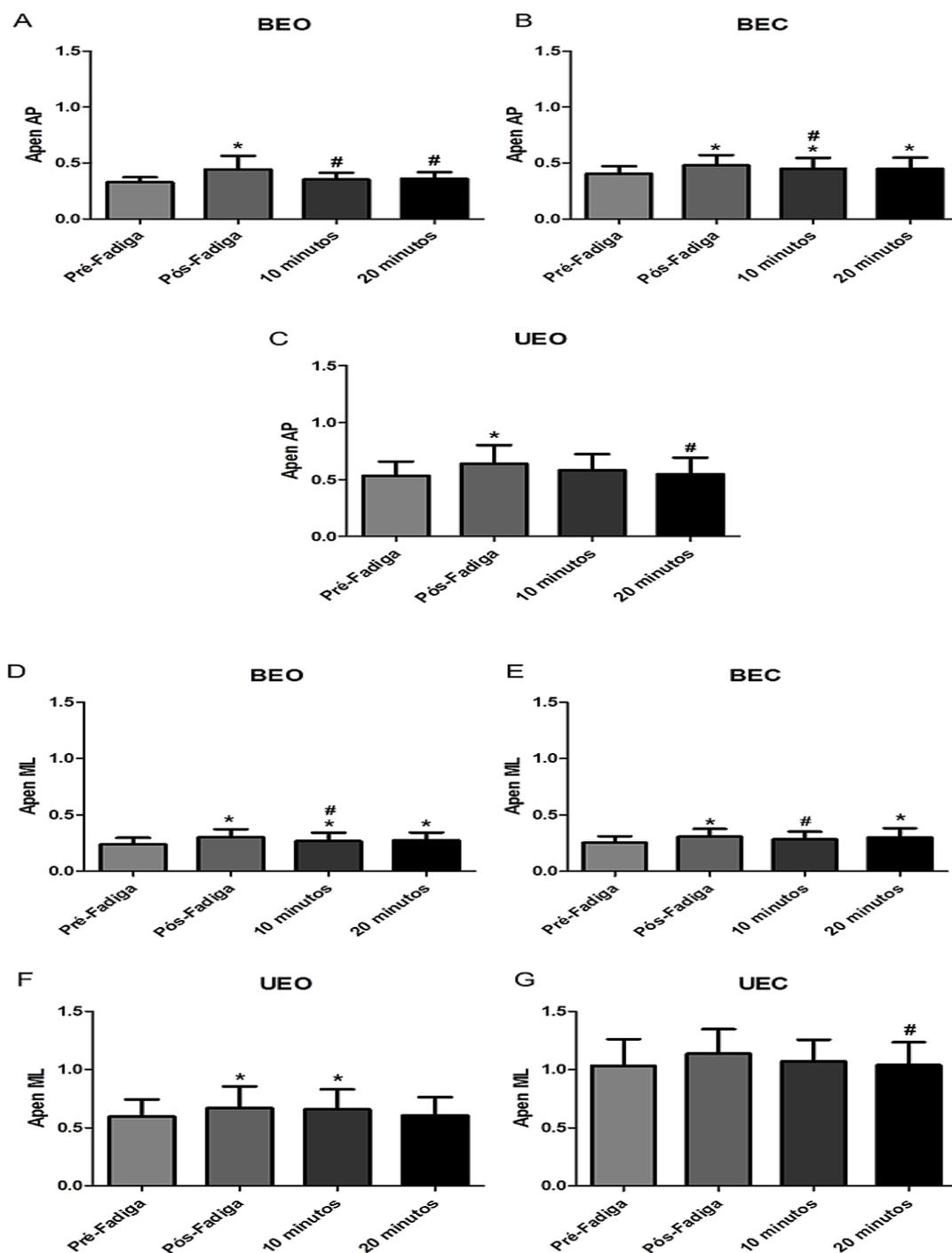


**FIGURA 6: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise espectral da variável F80 nos sentidos AP (anteroposterior) e ML (médio-lateral). A. F80 em sentido AP no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; B. F80 em sentido AP no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; C. F80 no sentido AP no ensaio UEO – Unipodal com olhos abertos; D. F80 no sentido ML no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; E. F80 no sentido ML no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; F. F80 no sentido ML no ensaio UEO – unipodal com olhos abertos; \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga; §  $p < 0,05$ . Comparado ao período de recuperação de 10 minutos.**

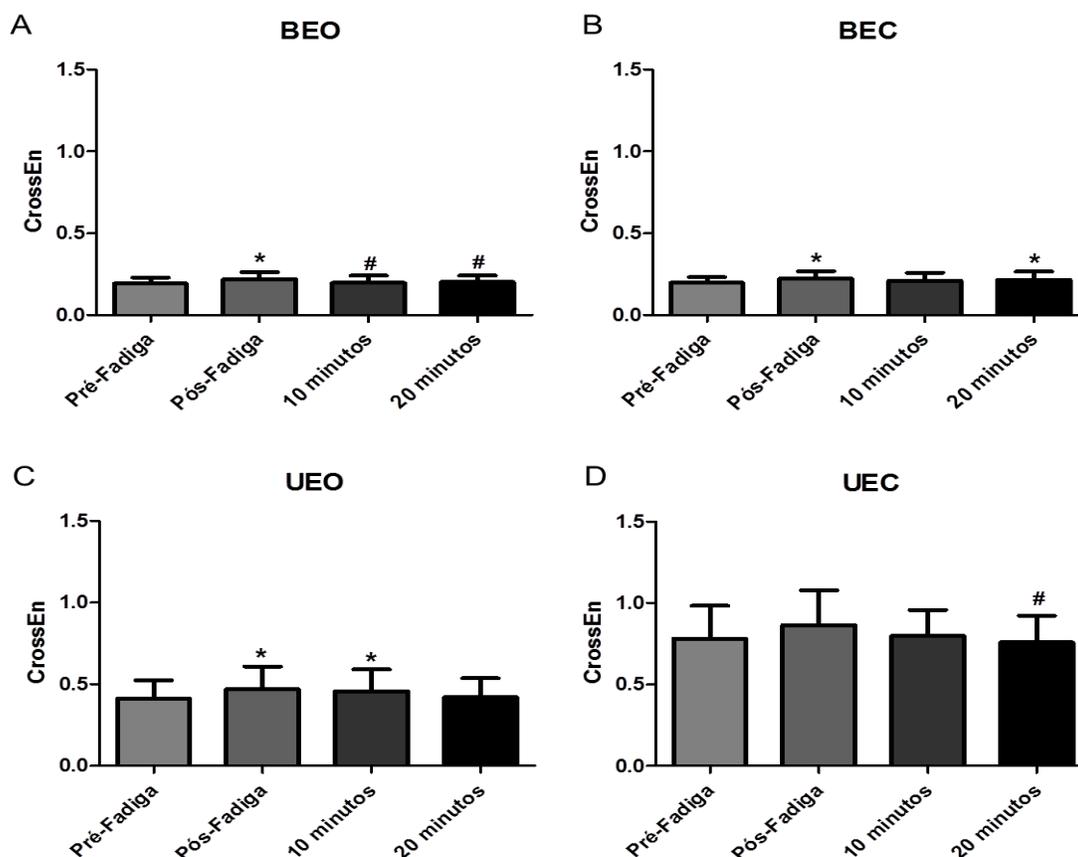
### 5.7. Análise não linear

Por fim, observou-se ainda o comportamento das variáveis não lineares, representadas pelas entropias aproximada e cruzada. ApEn em sentido AP e na postura BEO apresentou aumento entre o tempo pré e pós-FME e redução entre o tempo pós-FME e aos 10 e 20 minutos de recuperação ( $p < 0,05$ ) (Figura 7A). Já em BEC foi observado aumento entre o período pré-fadiga e os tempos: pós-FME, 10 e 20 minutos de recuperação e também uma redução entre o tempo pós-FME e o período de recuperação de 10 minutos ( $p < 0,05$ ) (Figura 7B). Na postura UEO houve um aumento entre coleta pré e pós-FME e redução entre pós-FME e aos 20 minutos de recuperação ( $p < 0,05$ ) (Figura 7C). Em sentido ML, na postura BEO, houve aumento entre o tempo pré e os tempos pós-FME e recuperação de 10 e 20 minutos e redução entre pós-FME e recuperação nos 10 minutos iniciais ( $p < 0,05$ ) (Figura 7D). Em BEC observou-se um aumento entre o tempo pré e os tempos pós-FME e 20 minutos de recuperação e redução entre o período pós-FME e nos 10 minutos iniciais de recuperação ( $p < 0,05$ ) (Figura 7E). Nas posturas unipodais houve aumento entre o tempo pré-fadiga e os tempos pós-FME e 10 minutos de recuperação, quando com os olhos abertos ( $p < 0,05$ ) (Figura 7F) e redução entre pós-FME e aos 20 minutos de recuperação quando com olhos fechados ( $p < 0,05$ ) (Figura 7G).

No que se refere ao CrossEn em apoio bipodal com os olhos abertos (BEO) houve aumento entre o tempo pré e pós-FME e redução entre o período pós-FME e nos tempos de recuperação de 10 e 20 minutos ( $p < 0,05$ ) (Figura 8A). Em BEC houve aumento entre o tempo pré-FME e os tempos pós-FME e recuperação de 20 minutos ( $p < 0,05$ ) (figura 8B). Em apoio unipodal houve aumento entre o tempo pré-fadiga e os tempos pós-FME e aos 10 minutos de recuperação, quando com os olhos abertos ( $p < 0,05$ ) (Figura 8C) e redução entre o tempo pós-FME e aos 20 minutos de recuperação ( $p < 0,05$ ) quando com os olhos fechados (Figura 8D).



**FIGURA 7: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise não-linear da variável ApEn nos sentidos AP(anteroposterior) e ML(médio-lateral). A.** ApEn em sentido AP no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **B.** ApEn em sentido AP no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; **C.** ApEn no sentido AP no ensaio UEO Unipodal com olhos abertos; **D.** ApEn no sentido ML no ensaio BEO – Bipodal com olhos abertos; **E.** ApEn no sentido ML no ensaio BEC – Bipodal com olhos fechados; **F.** ApEn no sentido ML no ensaio UEO – unipodal com olhos abertos; **G.** ApEn no sentido ML no ensaio UEC; \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga.



**FIGURA 8: Resultados em barras e T (Média e DP) da análise não-linear da variável CrossEn. A.** CrossEn no ensaio BEO; **B.** CrossEn no ensaio BEC; **C.** CrossEn no ensaio UEO; **D.** CrossEn no ensaio UEC. \*  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pré-fadiga; #  $p < 0,05$ . Comparado à avaliação pós-fadiga.

A característica mais expressiva foi que a entropia aproximada (ApEn) apresentou aumento no período pós-FME quando comparado ao período pré-FME em todos os ensaios, exceto nos ensaios unipodais com os olhos fechados, tanto em sentido AP como ML. O mesmo comportamento também foi observado ao analisar-se a entropia cruzada (CrossEn). Uma vez que a entropia pode ser caracterizada como a irregularidade ou aleatoriedade do sinal em uma série de tempo; quanto maior a irregularidade do sinal, maior a entropia, visto que as entropias quantificam a regularidade deste sinal, retornando valores entre 0 e 2, onde 0 representa um sinal determinístico e 2 um sinal mais aleatório (Cavanaugh et al. 2006; Mochizuki e Amádio, 2006; Cavanaugh et al. 2007; Cavalheiro, 2010; Souza, 2015). Estes fatores justificam os resultados observados neste estudo, pois apontam que a FME induzida em MMII foi capaz de causar uma desorganização nos sistemas biológicos de manutenção do controle postural dos voluntários, refletindo em maior irregularidade do sinal, pois se tornou

mais imprevisível, com maior grau de aleatoriedade. Os ensaios unipodais com os olhos fechados, entretanto, não apresentaram esta característica principal, apesar de estarem expostos a menos feedback sensorial estava disponível para o sujeito. Este aspecto pode ser explicado com o estudo de Hong et al, 2007 que aponta que o efeito da retirada da informação visual sobre a estrutura da variabilidade do COP dependem das demandas da tarefa, ou seja, a retirada da informação visual não conduz necessariamente a uma dinâmica mais previsível com maior sincronia, e que as mudanças no balanço postural em diferentes condições sensoriais dependem da tarefa (Hong et al. 2007).

Ainda é importante frisar a análise dos resultados das coletas realizadas aos 10 e 20 minutos após o protocolo de indução à FME em MMII observados nas variáveis em estudo. Os dados apresentados sugestionam que este tempo de recuperação não foi suficiente para a reorganização dos sistemas corpóreos após a finalização do protocolo, uma vez que não apresentaram resultados consistentes referentes ao retorno aos valores obtidos na coleta pré-fadiga. A execução do protocolo de FME exigiu substancial esforço dos voluntários, conforme quantificação obtida pela escala de Borg e, devido a esta característica, mostrou-se a necessidade de um tempo de recuperação mais longo. Esses dados são semelhantes aos encontrados nos estudos de Vieira et al (2016) que utilizou um protocolo de indução à FME em esteira rolante e ao de Barbieri et al. (2016) após a indução de FME no musculo quadríceps. Bisson et al. (2011) ainda relata que o retorno aos valores pré-FME foram perceptíveis aos 30 minutos de recuperação, corroborando um estudo prévio realizado por Harkins et al. (2005). Contudo, os estudos aqui elucidados utilizaram diferentes métodos, protocolos de FME e musculatura alvo e estes aspectos devem ser levados em consideração ao se estudar o processo de recuperação após a FME.

Uma vez que o controle postural é mantido através de aferências provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, nossos resultados indicam que a indução à FME foi capaz de desencadear alterações que podem ser atribuídas principalmente ao sistema somatossensorial, como mencionado no estudo de Bruniera *et al*, 2013 (Bruniera et al, 2013). Esta hipótese é possível uma vez que os demais sistemas que respondem pelo controle motor não foram diretamente manipulados e permaneceram inalterados, a exemplo do sistema vestibular, uma vez que a coleta estabilométrica realizou-se de forma estática; ou não apresentaram resultados correspondentes em condições com a ausência ou presença de

estímulo visual, referente, portanto ao sistema visual já que os resultados obtidos nos ensaios com os olhos abertos e fechados apresentaram respostas semelhantes na maioria das variáveis estudadas. Este fato pode ser parcialmente justificado pelos resultados de Palm, et al. (2009) que aponta que déficit no abastecimento das informações visual ao sistema nervoso central por disfunções visuais podem ser compensados por uma melhoria no processamento somatossensorial e vestibular periférico (Palm et al. 2009).

Outros estudos também tem apontado um balanço postural mais regular em equilíbrio estático com os olhos fechados, uma vez que na condição de presença de estímulo visual, o controle postural encontra-se mais automatizado, diminuindo dessa forma a demanda de atenção, propondo deste modo, uma relação direta entre a regularidade da COP e a quantidade de atenção investida na postura. Redução progressiva da quantidade de atenção investida na postura (ou inversamente, aumento do nível de automatismo do controle postural) (Stins *et al*, 2009; Donker *et al*, 2007; Kiefer *et al*, 2007). Outro fator que pode explicar esta característica é que o grau de atenção ou envolvimento cognitivo, necessário para o controle da postura aumenta com a dificuldade da tarefa (Donker *et al*, 2007). A dependência da postura sobre a atenção é ainda mais proeminente na presença de patologia ou envelhecimento, quando ocorrem alterações periféricas e centrais que diminuem a capacidade (física) necessária para manter o equilíbrio durante o repouso ou a caminhada. Assim, a quantidade de atenção necessária para manter e controlar a postura ereta é indicativa do grau de "automatismo" do controle postural e, por essa razão, tem sido defendida e usada como um instrumento importante nos estudos clinicamente orientados (Donker *et al*, 2007).

Além disso, a literatura demonstra que a informação somatossensitiva é, com frequência, a mais utilizada pelo SNC, pois é informado continuamente sobre o COP, através de receptores especializados, organizados em sistemas sensoriais específicos ao realizar ajustes posturais, por atuarem informando a relação entre os diferentes segmentos do corpo. Essas informações são provenientes de proprioceptores (fusos musculares, órgãos neurotendíneos e receptores articulares e através de mecanorreceptores cutâneos como os corpúsculos de Paccini e discos de Merckel. Entretanto, a FME altera a sensibilidade destes proprioceptores, como também de proprioceptores articulares e a capacidade contrátil da musculatura, afetando *feedback* sensorial e os possíveis ajustes corporais reflexos e voluntários dos quais o corpo poderia se utilizar para a manutenção do equilíbrio estático e

também dinâmico, resultando em um controle neuromuscular deficitário e, conseqüentemente, decréscimo do controle postural, indicando assim que as respostas observadas no estudo eram esperadas. (Silva et al. 2006; Brech et al. 2016; Baroni et al. 2011; Bizid et al. 2009; Camargo e Fregonesi, 2011).

Ao optar-se no presente estudo pela aplicação de um protocolo que utiliza um cicloergômetro de MMII, e sabendo-se que a sobrecarga distribuir-se-ia de forma distinta entre a musculatura proximal e distal destes membros, um maior nível de FME é esperado nos músculos proximais do tronco e quadril em relação aos músculos da perna. Bisson et al. (2011) realizaram um estudo e apontou que a FME induzida na musculatura antagonista e antagonista do tornozelo e quadril ocasionou o aumento da variabilidade de oscilação e a velocidade de oscilação em postura unipodal no plano AP. É importante destacar que a velocidade de oscilação no sentido ML aumentou somente após a indução da FME no grupos musculares do quadril, sugerindo um maior declínio no controle postural com a FME para este grupo muscular. Estes resultados aproximam-se dos nossos, uma vez que o protocolo escolhido ocasiona maior FME na musculatura do tronco e de quadril, explicando deste modo a similaridade dos resultados nos sentidos AP e ML. Demonstrando assim que a FME da musculatura proximal tem um efeito maior sobre o controle postural (Bisson et al. 2011). Bizid et al. (2009) mensurou a velocidade de deslocamento do COP através da indução de FME em dois diferentes grupos musculares: quadríceps e tríceps sural e também observou que a FME em quadríceps ocasionou uma velocidade maior de deslocamento em sentido ML (Baroni et al. 2011; Cavalheiro, 2010; Bisson et al. 2011 e Bizid et al. 2009).

A indução à FME em MMII foi obtida através de um protocolo incremental, e o voluntário foi instruído e motivado a realizar o esforço até a exaustão. A duração média do protocolo foi de 32 minutos e 59 segundos, o que comprova a condição de FME de acordo com a duração do protocolo de Gomes et al, 2013. É importante destacar ainda que o efeito da FME no equilíbrio estático em posturas unipodais, uma vez que se assemelha às situações em que ocorre a maioria das lesões em MMII, principalmente em indivíduos que praticam atividades atléticas. O equilíbrio bipodal é mais estável que o equilíbrio unipodal, pois nas posturas unipodais há maior dificuldade de manter o equilíbrio, por existir uma diminuição da área de suporte, portanto o corpo está mais exposto a desequilíbrios pela redução da base de sustentação.

## 6. CONCLUSÃO

Observou-se neste estudo que indivíduos saudáveis e sedentários, após submissão a protocolo de indução à FME, apresentaram alterações no controle postural durante ensaios estabilométricos estáticos, observado pelo aumento na oscilação do COP o qual pode ser interpretado como uma resposta neuromuscular aumentada para tentar superar a instabilidade gerada pela FME. Os prejuízos foram observados tanto em sentido AP quanto ML e em condições com os olhos abertos e fechados. Além disso, os dados aqui apresentados fornecem evidências adicionais de que a entropia é uma variável que pode complementar as variáveis posturográficas tradicionais.

Os achados desse estudo sublinham a importância da avaliação da estabilidade postural estática em condições que os indivíduos são expostos à FME seja em atividades de vida diária, atividades recreativas e até mesmo em atividades atléticas visando principalmente a manutenção da performance e a redução do risco de lesões e quedas em situações em que a informação proprioceptiva encontra-se reduzida e/ou alterada.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABD-ELFATTAH, H. M.; ABDELAZEIM, F. H.; ELSHENNAWY, S. Physical and cognitive consequences of fatigue: a review. **Journal of Advanced Research**, v. 6; p. 351-358, 2015.

AZEVEDO, P. H. S. Proposta de teste específico para determinação do limiar anaeróbico, limiar de compensação respiratória e máxima fase estável do lactato sanguíneo em judocas. 2010. 88p. Tese (Programa de pós-graduação em Ciência Fisiológica) – Universidade de São Carlos – São Carlos.

BAGHBANINAGHADEHI, F.; RAMEZANI, A. L.; HATAMI, F. The effect of functional fatigue on static and dynamic balance in female athletes. **International SportMed Journal**, v. 14, p. 77-85, 2013.

BARBIERI, F. A.; BERRETA, S. S.; PEREIRA, V. A. I.; SIMIELI, L.; ORCIOLI-SILVA, D.; SANTOS, P. C. R. dos; VAN DIEEN, J. H.; GOBBI, L. T. B. Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. **Gait & Posture**, v. 43, 270-74, 2016.

BARONI, B. M.; LEAL JÚNIOR, E. C. P.; GEREMIA, J. M.; DIEFENTHAELER, F.; VAZ, M. A. Effect of light-emitting diodes therapy (LEDT) on knee extensor muscle fatigue. **Photomedicine and Laser Surgery**, v. 5, p. 653-58, 2010.

BARONI, B. M.; WIEST, M. J.; GENEROSI, R. A., VAZ, M. A.; LEAL JUNIOR, E. C. P. Efeito da fadiga muscular sobre o controle postural durante o movimento do passe em atletas de futebol. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.13, p. 348-353, 2011.

BELLEW, J. W.; FENTER, P. C. Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. 1486-1489, 2006.

BIGLAND-RITCHIE, B. R.; WOODS, J. J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle & Nerve**, v. 7, p. 691– 699, 1984.

BISSON, E. J.; MCEWEN, D.; LAJOIE, Y.; BILODEAU, M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. **Gait & Posture**, v. 33; p. 83-87, 2011.

BIZID, R.; MARGNES, E.; FRANÇOIS, Y.; JULLY, J. L.; GONZALES, G.; DUPUI, P.; PAILLARD, T. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 3; p. 375-80, 2009.

BORG, G. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 14, p. 377-81, 1982.

BORG, F. G.; LAXÅBACK, G. Entropy of balance – some recent results. **Journal of Neuroengineering and rehabilitation**, v. 7, p. 1-12, 2010.

BRECH, G. C.; LUNA, N. M. S. L.; ALONSO, A. C.; GREVE, J. M. D. Positive correlations of postural balance evaluation by two different devices in community dwelling women. **Medical Express**, v. 3, 2016.

BRUNIERA, C. A. V.; ROGÉRIO, F. R. P. G.; RODACKI, A. L. F. Stabilometric response during single-leg stance after lower limb muscle fatigue. **Brasilian Journal of Physical Therapy**, v. 17, p. 464- 469, 2013.

CAMARGO, M. R. de; FREGONESI, C. E. T. P. A importância das informações aferentes podais para o controle postural. **Revista Neurociências**, v.19, p. 165-170, 2011.

CARMELO, V.V.B. Síndrome da fragilidade e complexidade do controle postural baseado na análise da entropia. 2015. 58f. Dissertação de mestrado (Programa de Pós –graduação em Fisioterapia). Universidade de São Carlos – São Carlos.

CAVALHEIRO, G. L. Análise da postura ereta quieta em diferentes faixas etárias utilizando o discriminante linear. 2010. 98f. Tese de doutorado (Programa de Pós-graduação em engenharia elétrica). Universidade Federal de Uberlândia – Uberlândia.

CAVANAUGH, J. Y.; GUSKIEWICZ, K. M.; GUILIANI, C.; MARSHALL, S.; MERCER, V. S. Recovery of postural control after cerebral concussion: news insight using approximate entropy. **Journal of Athletic Training**, v. 3, p. 305-13, 2006.

CAVANAUGH, J. T.; MERCER, V.; STERGIOU, N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 4, 2007.

CAVASINI, S. M.; MATSUDO, V. K. R. Desenvolvimento de uma escala brasileira de percepção subjetiva de esforço. **Anais do 3º Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte**, p. 23, 1983.

CORBEIL, P.; BLOUIN, J. S.; BEGIN, F.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait and Posture**, v. 18, p. 92-100, 2003.

CRUZ, A; OLIVEIRA, E. M. de; MELO, S. I. L. Análise Biomecânica do equilíbrio do idoso. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 18, p. 96-99, 2010.

DANNA-DOS-SANTOS, A.; POSTON, B.; JESUNATHADAS, M.; BOBICH, L.R.; HAMM, T.M.; SANTELLO, M. Influence of fatigue on hand muscle coordination and EMG-EMG coherence during three-digit grasping. **Journal of Neurophysiology**, v.104, p. 3576-3587, 2010.

DEFNEYES, J. E.; HARBOUNE, R. T.; DEJONG, S. L.; KYVELIDOU, A.; STUBERG, W. A.; STERGIOU, N. Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. **Journal of Neuro engineering and rehabilitation**, v. 6, 2009.

DEGACHE, F.; ZAEN, J. V.; OEHEN, L.; GUEX, K.; TRABUCHI, P.; MILLET, G. Alterations in postural control during the world's most challenging mountain ultra-marathon. **Plos One**, v. 9, 2014.

DEGANI, A. M. The effects of aging on multiple postural muscle control and postural sway behavior. (Dissertação de Mestrado). 218f. University of Montana. Montana. 2016.

DICKIN, D. C.; DOAN, J.B. Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 18, p. 765-772, 2008.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para a avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, p. 183-192, 2010.

DONKER, S. F.; ROERDINK, M.; GREVEN, A. J.; BEEK, P. J. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. **Experimental Brain Research**, v. 181, p. 1-11, 2007.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, n. 5, p. 1631-1648, 1992

FOX, Z. G.; MIHALIK, J. P.; BLACKBURN, J. T.; BATTAGLINI, C. L.; GUSKIEWICZ, K. M. Return of postural control to baseline after anaerobic exercise protocols. **Journal of athletic training**, v. 43, p. 456-63, 2008.

GANDEVIA, S. C. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motoneurons and motor cortical drive. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 162, p. 275-283, 1998.

GATES, D. H.; DINGWELL, J. B. The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability. **Experimental Brain Research**, v. 209, p. 525-36, 2011.

GEORGOULIS, A. D.; MORAITI, C.; RISTANIS, S.; STERGIOU, N. A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: the use of the approximate entropy in orthopedics. **Journal of clinical monitoring and computing**, v. 20, p. 11-18, 2006.

GRAHAM, M. T.; RICE, C. L.; DALTON, B. H. Motor unit firing rates of gastrocnemii during maximal brief steady-state communication in humans. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 26, p. 82-87, 2016.

GOMES, W. B. M.; BATHORLOMEU NETO, J.; ASSUMPCÃO, C. O.; FRAGA, C. H. W.; BIANCO, R.; TONELLO, L.; SALES, M. M.; ASANO, R. Y. Influência da fadiga no equilíbrio do pé de apoio de jogadores de futebol. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 27, p. 75-81, 2013.

HALLAL, P. C.; SIMOES, E.; REICHERT, F. F.; AZEVEDO, M. R.; RAMOS, L. R.; PRATT, M.; BROWNSON, R. C. Validity and Reliability of the telephone –administred international physical activity questionnaire in Brazil. **Journal of Physical Activity and Healthy**, v. 7, p. 402-409, 2010.

HARKINS, K. M.; MATTACOLA, C. G.; UHL, T. L.; MALONE, T. R.; MCCRORY, J. L. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. **Journal of Athletic Training**, v. 40, p. 191-4, 2005.

KIEFER, A. W.; CUMMINS-SEBREE, S.; RILEY, M. A.; HASS, J. G. Postural control in professional ballet dancers. **Journal of Sport & Exercise Psychology**, v. 29, p. 34-35, 2007.

HATZITAKI, V.; STERGIOU, N.; SOFIANIDIS, N.; KYVELIDOU, A. Postural sway and gaze can track the complex motion of a visual target. **Plos One**, 2015.

HONG, S. L.; MANOR, B. ; LI, L. Stance and sensory feedback influence on postural dynamics. **Neuroscience Letters**, v. 423, p. 104-108, 2007.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural equilibrium and orientation. Published for the American Physiology Society by Oxford University Press, p. 255-292, 1996.

LEAL JÚNIOR, E. C. P.; LOPES-MARTINS, R. A. B.; VANIN, A. A.; BARONI, B. M.; GROSSELLI, D.; MARCHI, T. de; IVERSEN, V. V.; BJORDAL, J. M. Effect of 830 nm low-level laser therapy in exercise-induced skeletal muscle fatigue in humans. **Lasers Medical Science**, v. 24, p. 425-431, 2009.

LEE, P. H.; MACFARLANE, D. J.; LAM, T. H.; STEWART, S. M. Validity and reliability of the telephone-administered International Physical Activity Questionnaire Short Form (IPAQ-SF): a review. **International Journal of Behavioral Nutrition Physical Activity**, v. 8; p.115, 2011.

LIN, S. I.; WOOLLACOTT, M. Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age Ageing**, v. 34, 358-363, 2005.

LUZ, L. G. O.; MARANHÃO NETO, G. A. de; FARINATTI, P. T. V. Validade do questionário de prontidão para a atividade física (PAR-Q) em idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 9; p. 366-371, 2007.

MATSUDO S.; ARAUJO T.; MATSUDO V.; ANDRADE D.; ANDRADE E.; OLIVEIRA, L. C.; BRAGGION, G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de

validade e reprodutibilidade no Brasil. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v. 6, p. 5-18, 2011.

MARCHETTI, P. H.; UCHIDA, M. C. Influência da Fadiga Unilateral de Membro Inferior sobre o Salto Vertical Bilateral. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, p. 405-408, 2011.

MARINS, J. C. **Avaliação e prescrição da atividade física: guia prático**. 2ª edição, Rio de Janeiro, Shape, 1998, 290 p.

MCGREGOR, S. J.; ARMSTRONG, W. J.; YAGGIE, J. A.; BOLLT, E. M.; PARSHAD, R.; BAILEY, J. J.; JOHNSON, S. M.; GOIN, A. M.; KELLY, S. R. Lower extremity fatigue increases complexity of postural control during a single-legged stance. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.8, p.43, 2011.

MCLLROY, W. E.; MAKI, B. E. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. **Clinical Biomechanics**, v. 12, 66-70, 1997.

MISSENERD, O.; MOTTET, D.; PERREY, S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. **Experimental Brain Research**, v. 185, p. 151-56, 2008.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em movimento**, v. 19; p. 11-18, 2006.

NARDONE, A.; TARANTOLA, J.; GALANTE, M.; SCHIEPPATI, M. Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. **Archives of Physical Medicinal and Rehabilitation**, v. 79, p. 920-24, 1998.

PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. **Neuroscience and Biobehavioral Review**, v. 36, p. 162-176, 2012.

PALM, H. G.; STROBEL, J.; ACHATZ, G.; LUEBKEN, F. V.; FRIEMERT, B. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. **Gait & Posture**, v. 30, p. 328-333, 2009.

PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force platform measurements as predictor of falls among older people – a review.

PINCUS, S. Approximate entropy as a measure of system complexity. **Proceeding of the national academy of science of the United States of America**, v. 88, p. 2297-2301, 1991.

PINCUS, S.; SINGER, B. H. Randomness and degrees of irregularity. **Proceeding of the national academy of science of the United States of America**, v. 93, p. 2083-88, 1996.

PINTO, C L; PAINELLI, V de S; LANCHA JUNIOR, A H; ARTIOLI, G G. Lactato: de causa da fadiga a suplemento ergogênico? **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 22, p. 173-181, 2014.

PUPO, J. D.; ALMEIDA, C. M. P.; DETANICO, D.; SILVA, J. F.; GUGLIELMO, L. G. A.; SANTOS, S. G. dos. Potência muscular e capacidade de sprints repetidos em jogadores de futebol. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, p. 255-261, 2010.

REIMER III, R. C.; WIKSTROM, E. A. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, p. 161-166, 2010.

REIS, F. A. dos; SILVA, B. A. K. da; LARAIA, E. M. S.; MELO, R. M. de; SILVA, P. H.; LEAL-JUNIOR, E. C. P.; CARVALHO, P. de T. C de. Effects of pre- or post-exercise low-level laser therapy (830 nm) on skeletal muscle fatigue and biochemical markers of recovery in humans: double-blind placebo-controlled trial. **Photomedicine and Laser Surgery**, v.32, p.106-112, 2014.

REZENDE, R. A. **Avaliação da fadiga muscular em pacientes com doença renal crônica em tratamento hemodialítico por meio da curva força-tempo**. 2011. 77f. Dissertação (Mestrado em Aspectos Biodinâmicos do Movimento Humano) – Universidade Federal do Juiz de Fora – Juiz de Fora.

RICHMAN, J.; MOORMAN, R. Physiological times-series analyses using approximate entropy and sample entropy. **American Journal Heart and Circulatory physiology**, v. 278, p. 2039-49.

SILVA, B. A. R. S.; MARTINEZ, F. G.; PACHECO, A. M.; PACHECO, I. Efeitos da fadiga muscular induzida por exercícios no tempo de reação muscular dos fibulares em indivíduos saudáveis. **Revista Brasileira Medicina do Esporte**, v. 12; 85-89, 2006.

SILVA, C. R. da; GERES, B. S.; KURIKI, H. U.; NEGRÃO FILHO, R. de F.; ALVES, N.; AZEVEDO, F. M. de. Análise da reprodutibilidade de parâmetros no domínio da frequência do sinal EMG utilizados na caracterização da fadiga muscular localizada. **Motriz**, v. 18, p. 456-464, 2012.

SHEY, R. J.; MICKEBOROUGH. Relative Contributions of Central and Peripheral Factors in Human Muscle Fatigue during Exercise: A Brief Review. **Journal of Exercise Physiology**, v. 16, p. 1-17, 2013.

SHIGAKI, L.; RABELLO, L. M.; CAMARGO, M. Z.; Análise comparativa do equilíbrio unipodal de atletas de ginástica rítmica. **Revista Brasileira Medicina do Esporte**, v. 2, p. 104-7, 2013.

SOUZA, A. L. T. **Influência do toque terapêutico na pessoa com risco para integridade tissular: um ensaio clínico randomizado**. 2015. 103f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Enfermagem) – Universidade Federal de Alfenas – Minas Gerais.

SPIRDUSO, W. W. Physical dimensions of aging. **Champaign: Human Kinetics**, 1995. 432p.

STINS, J. F.; MICHELSEN, M. E.; ROERDINK, M.; BEEK, P. J. Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. **Gait & Posture**, v. 30, p. 106-109, 2009.

TEIXEIRA, C. L. Equilíbrio e controle postural. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 11, p. 30-40, 2010.

TEIXEIRA, C. S.; LEMOS, L. F. C.; LOPES, L. F. D.; MOTA, C. B. A influência dos sistemas sensoriais na plataforma de força: estudo do equilíbrio corporal em idosos com e sem queixa de tontura. **Revista CEFAC**, v. 6, p 1025-32, 2010.

THIELE, R. M.; CONCHOLA, E. C.; PALMER, T. B.; DEFREITAS, J. M.; THOMPSON, B. J. The effects of a high-intensity free-weight back-squat exercise protocol on postural stability in resistance-trained males. **Journal of Sports Sciences**, p. 37-41, 2014.

VIEIRA, M. F.; AVELAR, I. S.; SILVA, M. S.; SOARES, V.; COSTA, P. H. L. Effects of four days hiking on postural control. **Plos One**, v. 10, p.1-19, 2015.

VIEIRA, M. F.; SOUZA, G. S. de S; LEHNEN, G. C.; RODRIGUES, F. B.; ANDRADE, A. O. Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on gait stability and variability of healthy young subjects. **Journal of electromyography and Kinesiology**, v. 30; p. 161-67, 2016.

WIECZOREK, S. A. Equilíbrio em adultos e idosos: relação entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura em pé. (Dissertação de mestrado). 97f. Universidade de São Paulo – São Paulo, 2003.

ZECH, A.; SIMON, S.; CHRISTIAN, H.; HOLGER, E.; PFEIFER, K. Effect of localized and general fatigue on static and dynamic control in male team handball athletes. **Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, p. 1162-68, 2012.

## 8. APÊNDICES

### APÊNDICE I - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ – UFPI**  
**CURSO DE FISIOTERAPIA – CAMPUS MINISTRO REIS VELOSO**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

#### **INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:**

**Título do projeto:** Avaliação do equilíbrio estático após a indução de fadiga muscular em membros inferiores.

**Pesquisador Responsável:** Prof. Dr. Baldomero Antonio Kato da Silva.

**Instituição / Departamento:** Universidade Federal do Piauí (UFPI) - Campus de Parnaíba/ Fisioterapia.

**Telefone para contato (inclusive a cobrar):** (86) 3321-1044.

**Local de coleta de dados:** Laboratório de Estudos de Sinais Biológicos – BioSignal, na Universidade Federal do Piauí - Campus Ministro Reis Veloso.

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Leia cuidadosamente o que se segue e pergunte ao responsável pelo estudo qualquer dúvida que você tiver. Após ser esclarecido (a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa você não será penalizado (a) de forma alguma.

Esta pesquisa se propõe a investigar os efeitos da fadiga muscular induzida em membros inferiores e seu tempo de recuperação sobre equilíbrio estático de indivíduos em postura bipodal e unipodal e em privados de estímulos visuais.

**1. Procedimentos:** Com um horário marcado, cada participante será avaliado pelos pesquisadores de forma individual para garantir a sua privacidade e fidelidade dos dados. A coleta de dados consta dos seguintes procedimentos:

- a) Verificar de altura, peso e comprimento dos pés;
- b) Permanecer sobre uma plataforma de força com os pés paralelos e por 125 segundos com os olhos abertos e o mais estático possível. A seguir, 125 segundos com os pés paralelos com os olhos fechados o mais estático possível. A seguir, 25 segundos com apoio de um pé e olhando para o ponto fixo. E, por fim, 25 segundos com apoio de um pé com os olhos fechados;
- c) O voluntário será submetido ao protocolo de indução à fadiga: Teste de Wingate. O protocolo consistirá em 30 segundos de exercício supra-máximo em cicloergômetro, com uma carga correspondente a 7,5% da massa corporal do indivíduo. Este procedimento será repetido 3 vezes com intervalos de 2 minutos entre as sessões.

d) A seguir, repetirá o experimento B por três vezes: 1- assim que terminar o protocolo de indução à fadiga, 2- após 10 minutos e 3- após 20 minutos.

2. **Riscos:** Os principais riscos relacionam-se a componentes físicos dos participantes, pela possibilidade de quadros álgicos após a aplicação do protocolo proposto. Na ocorrência deste inconveniente, o participante será orientado quanto às medidas necessárias para minimização, controle e tratamento da dor. Persistindo-se o quadro álgico, o participante será encaminhado para tratamento fisioterapêutico imediatamente, sem ônus para o mesmo. Ainda que haja risco mínimo, a ocorrência de lesões durante o protocolo poderá ser observada e, nestas situações, os participantes receberão suporte terapêutico adequado pelos responsáveis pelo projeto. Havendo impedimentos apresentados a qualquer tempo pelos participantes, a pesquisa será encerrada ou suspensa, preservando-se os voluntários quanto a ocorrência de inconvenientes físicos e/ou psicológicos decorrentes da participação no projeto. Os participantes estarão devida e previamente orientados quanto à possibilidade de desistência em participação na pesquisa a qualquer momento e pelos motivos que lhe forem convenientes, sem sofrerem qualquer dano ou prejuízo por isso.

3. **Benefícios:** Os participantes não terão benefícios diretos com sua participação, mas auxiliarão entendimento sobre as possíveis alterações do equilíbrio estático ocasionadas pela fadiga em membros inferiores. Os resultados obtidos nesta investigação poderão propiciar dados que facilitem também avanços na área clínicas e desportiva, uma vez que a fadiga muscular esquelética é um fenômeno rotineiro em atletas, prejudicando seu desempenho e o deixando-o mais susceptível a lesões. O entendimento das repercussões da fadiga muscular no controle postural constitui uma área temática que, apesar de ser bastante estudada, ainda apresenta controvérsia.

4. **Garantia de acesso:** Em qualquer etapa do estudo, você poderá ter acesso aos pesquisadores responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas.

5. **Confidencialidade:** Todas as informações desta pesquisa serão confidenciais e seu nome e identidade serão mantidos em absoluto sigilo. Nenhum dado será utilizado sem a autorização expressa do participante e os resultados do projeto de pesquisa serão utilizados exclusivamente para trabalhos científicos.

6. **Direito de recusa ou desistência:** Em qualquer momento desta pesquisa, mesmo depois de autorizada, você tem o direito de interromper qualquer procedimento e abandonar este trabalho sem nenhum tipo de prejuízo ou retaliação pela sua decisão.

7. **Consentimento da participação da pessoa como sujeito:**

Eu, \_\_\_\_\_,  
portador do RG/CPF \_\_\_\_\_, concordo em participar deste estudo como sujeito. Fui suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo intitulado “**AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO APÓS A INDUÇÃO DE FADIGA MUSCULAR EM MEMBROS INFERIORES**”. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou

prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu acompanhamento/assistência neste Serviço.

Local e data: \_\_\_\_\_

Nome e Assinatura do sujeito ou responsável: \_\_\_\_\_

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste sujeito de pesquisa ou representante legal para a participação neste estudo.

Parnaíba (PI), \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2015.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do pesquisador responsável

**Presenciamos a solicitação de consentimento, esclarecimentos sobre a pesquisa e aceite do sujeito em participar:**

Testemunhas (não ligadas à equipe de pesquisadores):

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

RG: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

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

RG: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

**Contatos para informações e esclarecimentos acerca do projeto:**

Baldomero Antônio Kato da Silva ([baldomero@ufpi.edu.br](mailto:baldomero@ufpi.edu.br))

Telefone:(86) 99503-8693

**Observações complementares:**

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato:

Comitê de Ética em Pesquisa – UFPI - Campus Universitário Ministro Petrônio Portella - Bairro Ininga CEP: 64.049-550 - Teresina - PI

Tel.: (86)3237-2332 - Email: [cep.ufpi@ufpi.edu.br](mailto:cep.ufpi@ufpi.edu.br) web: [www.ufpi.br/cep](http://www.ufpi.br/cep)

## APÊNDICE II: Formulário Experimental de Controle – BIOSIGNAL

### 1. Informações Gerais:

Nome completo: \_\_\_\_\_

Data da entrevista: \_\_/\_\_/\_\_ ID do sujeito (para fim deste estudo apenas): \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Gênero: M F Altura: \_\_\_\_\_ cm Peso: \_\_\_\_\_ kg

Mão usada para escrever e comer: DIREITA ESQUERDA

Comprimento dos pés: DIREITO: \_\_\_\_\_ cm ESQUERDO: \_\_\_\_\_ cm

Qual o apoio unipodal: DIREITO ESQUERDO

### 2. Breve Histórico Médico:

2.1. Histórico de Lesões Cerebrais Traumáticas: SIM NÃO

Lesão Simples: SIM NÃO Data da lesão: \_\_\_\_\_

Causa da lesão: \_\_\_\_\_

Foi necessária assistência médica/hospitalar devido esta lesão? SIM NÃO

Logo após a lesão, você sofreu de: OBSERVAÇÕES

Confusão ou desorientação? SIM NÃO \_\_\_\_\_

Perda da consciência (por 30 minutos ou menos)?  
SIM NÃO \_\_\_\_\_

Amnésia por menos de 24 horas? SIM NÃO \_\_\_\_\_

Escala de Glasgow após 30 minutos da lesão ou mediante cuidados de saúde?  
SIM NÃO \_\_\_\_\_

2.2. Ao longo de toda sua vida você já sofreu de:

OBSERVAÇÕES

Importantes lesões faciais SIM NÃO \_\_\_\_\_

Convulsões SIM NÃO \_\_\_\_\_

Ataques de pânico SIM NÃO \_\_\_\_\_

Pesadelos frequentes SIM NÃO \_\_\_\_\_

Insônia SIM NÃO \_\_\_\_\_

Enxaqueca Recorrente SIM NÃO \_\_\_\_\_

Tonturas SIM NÃO \_\_\_\_\_

Ansiedade SIM NÃO \_\_\_\_\_

Depressão	SIM	NÃO	_____
Dificuldade de concentração	SIM	NÃO	_____
Dificuldade de memorização	SIM	NÃO	_____
Dificuldade de leitura, escrita, cálculo	SIM	NÃO	_____
Dificuldade para resolver problemas	SIM	NÃO	_____
Dificuldade para executar seu trabalho/estudos	SIM	NÃO	_____
Dificuldade de julgamento (Ser demitido de empregos, detenções, brigas)			
	SIM	NÃO	_____
Fadiga inexplicável	SIM	NÃO	_____
Dor inexplicável	SIM	NÃO	_____
Abuso de álcool	SIM	NÃO	_____
Abuso de drogas	SIM	NÃO	_____

### 2.3. Você já foi anteriormente diagnosticado com:

Diabetes

Esclerose Múltipla

Parkinson

Alzheimer

Déficits de atenção

Dislexia

Paralisia cerebral

Déficit de equilíbrio

Depressão

Tumor cerebral

Labirintite

Meningite

AVE

IAM



**Tabela 3:** Valores em média e desvio padrão das variáveis analisadas em postura bipodal com olhos abertos e fechados.

Área	BEO				BEC			
	Pré-FME	Pós-FME	10 minutos	20 minutos	Pré-FME	Pós-FME	10 minutos	20 minutos
	4,48±2,24	5,30±2,21	6,33±7,95	4,71±1,78	20,57±20,79	26,11±33,79	16,23±10,69	14,89±13,95
<b>Amplitude AP</b>	2,2491±0,97	2,2195±0,96	7,9507±2,40	1,7818±0,88	6,33±3,05	7,25±5,15	6,08±3,80	5,34±3,24
<b>Amplitude ML</b>	3,3649±0,48	3,5764±0,57	3,8372±0,98	3,4451±0,53	5,12±4,68	5,21±5,49	4,07±2,58	3,74±2,31
<b>Velocidade AP</b>	2,66±0,71	3,01±0,72*	2,92±0,95*	2,63±0,63 <sup>#</sup>	4,67±2,25	5,12±3,32	4,60±2,52	4,01±2,30 <sup>#</sup>
<b>Velocidade ML</b>	2,84±0,68	3,19±0,84*	3,15±0,83*	2,89±0,69	4,84±2,20	4,93±2,65	4,59±2,25	4,21±2,27 <sup>#</sup>
<b>RMS AP</b>	0,66±0,20	0,68±0,19	0,70±0,29	0,70±0,28	1,12±0,52	1,17±0,73	1,03±0,55	0,98±0,61
<b>RMS ML</b>	0,47±0,09	0,51±0,12	0,52±0,17	0,47±0,10	1,21±1,38	1,18±1,43	0,90±0,62	0,82±0,54
<b>MPF AP</b>	0,74±0,21	0,76±0,19	0,72±0,24	0,65±0,23	0,62±0,31	0,61±0,35	0,59±0,31	0,52±0,28
<b>MPF ML</b>	0,98±0,26	1,02±0,30	1,02±0,27	0,95±0,25	0,74±0,37	0,70±0,38	0,75±0,39	0,71±0,39
<b>Fpico AP</b>	0,24±0,28	0,26±0,28	0,21±0,22	0,18±0,15	0,20±0,21	0,28±0,35	0,21±0,17	0,20±0,18
<b>Fpico ML</b>	0,21±0,30	0,32±0,28	0,28±0,28	0,23±0,20	0,27±0,25	0,33±0,33	0,23±0,19	0,27±0,32
<b>F50 AP</b>	0,51±0,24	0,55±0,21	0,67±0,29*	0,40±0,19* <sup>#</sup>	0,41±0,24	0,46±0,31	0,42±0,23	0,36±0,20
<b>F50 ML</b>	0,64±0,27	0,68±0,25	0,99±0,35* <sup>#</sup>	0,63±0,26 <sup>&amp;</sup>	0,52±0,31	0,51±0,32	0,50±0,28	0,48±0,31
<b>F80 AP</b>	1,06±0,35	1,10±0,28	1,49±0,49* <sup>#</sup>	0,95±0,38 <sup>&amp;</sup>	0,94±0,54	0,91±0,56	0,86±0,48	0,76±0,44
<b>F80 ML</b>	1,47±0,54	1,46±0,55	0,58±0,14* <sup>#</sup>	1,41±0,46 <sup>&amp;</sup>	1,13±0,62	1,09±0,60	1,19±0,64	1,10±0,64
<b>ApEn AP</b>	0,55±0,15	0,63±0,16*	0,58±0,14	0,54±0,14 <sup>#</sup>	0,9±0,38	0,89±0,47	0,88±0,43	0,80±0,42*
<b>ApEn ML</b>	0,59±0,14	0,66±0,18*	0,65±0,17*	0,60±0,15	0,94±0,38	0,92±0,48	0,92±0,43	0,85±0,43*
<b>CrossEn</b>	0,41±0,11	0,47±0,13*	0,45±0,13*	0,42±0,11	0,71±0,30	0,71±0,38	0,68±0,32	0,62±0,38*

\* p&lt;0,05. Comparado à avaliação pré-FME; # p&lt;0,05. Comparado à avaliação pós-FME; § p&lt;0,05. Comparado ao período de recuperação de 10 minutos.

**Tabela 4:** Valores em média e desvio padrão das variáveis analisadas em postura unipodal com olhos abertos e fechados.

Área	UEO				UEC			
	Pré-FME	Pós-FME	10 minutos	20 minutos	Pré-FME	Pós-FME	10 minutos	20 minutos
	4,48±2,24	5,30±2,21	6,33±7,95	4,71±1,78	20,57±20,79	26,11±33,79	16,23±10,69	14,89±13,95
<b>Amplitude AP</b>	2,2491±0,97	2,2195±0,96	7,9507±2,40	1,7818±0,88	6,33±3,05	7,25±5,15	6,08±3,80	5,34±3,24
<b>Amplitude ML</b>	3,3649±0,48	3,5764±0,57	3,8372±0,98	3,4451±0,53	5,12±4,68	5,21±5,49	4,07±2,58	3,74±2,31
<b>Velocidade AP</b>	2,66±0,71	3,01±0,72*	2,92±0,95*	2,63±0,63 <sup>#</sup>	4,67±2,25	5,12±3,32	4,60±2,52	4,01±2,30 <sup>#</sup>
<b>Velocidade ML</b>	2,84±0,68	3,19±0,84*	3,15±0,83*	2,89±0,69	4,84±2,20	4,93±2,65	4,59±2,25	4,21±2,27 <sup>#</sup>
<b>RMS AP</b>	0,66±0,20	0,68±0,19	0,70±0,29	0,70±0,28	1,12±0,52	1,17±0,73	1,03±0,55	0,98±0,61
<b>RMS ML</b>	0,47±0,09	0,51±0,12	0,52±0,17	0,47±0,10	1,21±1,38	1,18±1,43	0,90±0,62	0,82±0,54
<b>MPF AP</b>	0,74±0,21	0,76±0,19	0,72±0,24	0,65±0,23	0,62±0,31	0,61±0,35	0,59±0,31	0,52±0,28
<b>MPF ML</b>	0,98±0,26	1,02±0,30	1,02±0,27	0,95±0,25	0,74±0,37	0,70±0,38	0,75±0,39	0,71±0,39
<b>Fpico AP</b>	0,24±0,28	0,26±0,28	0,21±0,22	0,18±0,15	0,20±0,21	0,28±0,35	0,21±0,17	0,20±0,18
<b>Fpico ML</b>	0,21±0,30	0,32±0,28	0,28±0,28	0,23±0,20	0,27±0,25	0,33±0,33	0,23±0,19	0,27±0,32
<b>F50 AP</b>	0,51±0,24	0,55±0,21	0,67±0,29*	0,40±0,19 <sup>**</sup>	0,41±0,24	0,46±0,31	0,42±0,23	0,36±0,20
<b>F50 ML</b>	0,64±0,27	0,68±0,25	0,99±0,35 <sup>**</sup>	0,63±0,26 <sup>&amp;</sup>	0,52±0,31	0,51±0,32	0,50±0,28	0,48±0,31
<b>F80 AP</b>	1,06±0,35	1,10±0,28	1,49±0,49 <sup>**</sup>	0,95±0,38 <sup>&amp;</sup>	0,94±0,54	0,91±0,56	0,86±0,48	0,76±0,44
<b>F80 ML</b>	1,47±0,54	1,46±0,55	0,58±0,14 <sup>**</sup>	1,41±0,46 <sup>&amp;</sup>	1,13±0,62	1,09±0,60	1,19±0,64	1,10±0,64
<b>ApEn AP</b>	0,55±0,15	0,63±0,16*	0,58±0,14	0,54±0,14 <sup>#</sup>	0,9±0,38	0,89±0,47	0,88±0,43	0,80±0,42*
<b>ApEn ML</b>	0,59±0,14	0,66±0,18*	0,65±0,17*	0,60±0,15	0,94±0,38	0,92±0,48	0,92±0,43	0,85±0,43*
<b>CrossEn</b>	0,41±0,11	0,47±0,13*	0,45±0,13*	0,42±0,11	0,71±0,30	0,71±0,38	0,68±0,32	0,62±0,38*

\* p&lt;0,05. Comparado à avaliação pré-FME; # p&lt;0,05. Comparado à avaliação pós-FME; § p&lt;0,05. Comparado ao período de recuperação de 10 minutos.

## 9. ANEXOS

### ANEXO I: *Physical Activity Readiness Questionnaire - Par-Q*

Este questionário, proposto pela pelo *American College of Sports Medicine*, tem objetivo detecção de risco cardiovascular e é considerado um padrão mínimo de avaliação pré-participação, uma vez que uma resposta positiva sugere a avaliação médica.

1. Alguma vez um médico lhe disse que você possui um problema do coração e recomendou que só fizesse atividade física sob supervisão médica?

( ) Sim ( ) Não

2. Você sente dor no peito causada pela prática de atividade física?

( ) Sim ( ) Não

3. Você sentiu dor no peito no ultimo mês?

( ) Sim ( ) Não

4. Você tende a perde a consciência ou cair, como resultado de tonteira?

( ) Sim ( ) Não

5. Você tem algum problema ósseo ou muscular que poderia ser agravado com a prática de atividade física?

( ) Sim ( ) Não

6. Algum médico já recomendou o uso de medicamento para a sua pressão arterail ou condição física?

( ) Sim ( ) Não

7. Você tem consciência, através da sua própria experiência ou aconselhamento médico, de alguma outra razão física que impeça sua prática de atividade física sem supervisão médica?

( ) Sim ( ) Não

## ANEXO II: Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

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

Idade : \_\_\_\_\_ Sexo: ( )F ( )M

Você trabalha de forma remunerada: ( ) Sim ( ) Não

Quantas horas você trabalha de forma remunerada por dia: \_\_\_\_\_

OBS.: O trabalho voluntário é desempenhado por pessoas dispostas a doar parte do seu tempo e de suas habilidades no trabalho por uma causa social e para entidades que necessitam deste tipo de trabalho. Ele não é remunerado.

Você faz trabalho voluntário: ( ) Sim ( ) Não

Que tipo? \_\_\_\_\_

Quantas horas semanais você trabalha de forma voluntária? \_\_\_\_\_

Em geral, você considera sua saúde:

( )Excelente ( )Muito boa ( )Boa ( )Regular ( )Ruim

Quantos anos completos você estudou: \_\_\_\_\_

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL/HABITUAL**

Para responder as questões lembre que:

\_ atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal

\_ atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

### SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu trabalho remunerado ou voluntário, e as atividades na universidade, faculdade ou escola (trabalho intelectual). Você **NÃO DEVE INCLUIR** as tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

**1a.** Atualmente você tem ocupação remunerada ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

( ) Sim ( ) Não – Caso você responda não. Vá para seção 2: Transporte

As próximas questões relacionam-se com toda a atividade física que você faz em uma semana **NORMAL/HABITUAL**, como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário. **NÃO INCLUA** o transporte para o trabalho. Pense apenas naquelas atividades que durem **pelos menos 10 minutos contínuos** dentro de seu trabalho:

**1b.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você realiza atividades **vigorosas** como: trabalho de construção pesada, levantar e transportar objetos pesados, cortar lenha, serrar madeira, cortar grama, pintar casa, cavar valas ou buracos **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário, por pelo menos 10 minutos contínuos?**

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA

( ) Nenhum. Vá para a questão 1c.

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**1c.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você realiza atividades **moderadas**, como: levantar e transportar pequenos objetos, lavar roupas com as mãos, limpar vidros, varrer ou limpar o chão, carregar crianças no colo, **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário, por pelo menos 10 minutos contínuos?**

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum. Vá para a questão 1d.  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**1d.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você **caminha, no seu trabalho remunerado ou voluntário por pelo menos 10 minutos contínuos?** Por favor, **NÃO INCLUA** o caminhar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho ou do local que você é voluntário.

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum. Vá para a seção 2 - Transporte.  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**1e.** Quando você caminha **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário**, a que passo você geralmente anda? (reforçar o que é vigoroso e moderado)

( ) rápido/vigoroso ( ) moderado ( ) lento

## SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem a forma normal como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu grupo de convivência/ idosos, igreja, supermercado, trabalho, médico, escola, cinema, lojas e outros.

**2a.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante **uma semana normal** você anda de ônibus, carro/moto, metrô ou trem?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum. Vá para questão 2b  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**Agora pense somente em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.**

**2b.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você **anda de bicicleta** para ir de um lugar para outro por **pelo menos 10 minutos contínuos?** (**NÃO INCLUA o pedalar por lazer ou exercício**)

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum. Vá para a questão 2d.  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**2c.** Quando você anda de bicicleta, a que velocidade você costuma pedalar?

( ) rápida/vigorosa ( ) moderada ( ) lenta

**2d.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana **normal** você caminha para ir de um lugar para outro, como: ir ao grupo de convivência/idosos, igreja, supermercado, médico, banco, visita a amigo, vizinho e parentes por **pelo menos 10 minutos contínuos?** (**NÃO inclua as caminhadas por lazer ou exercício**)

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA ( ) Nenhum. Vá para a Seção 3.  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

2e. Quando você caminha para ir de um lugar a outro, a que passo você normalmente anda?

rápido/vigoroso                       moderado                       lento

### SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA OU APARTAMENTO: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA,

Esta parte inclui as atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL/HABITUAL** dentro e ao redor da sua casa ou apartamento. Por exemplo: trabalho doméstico, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa, e para cuidar da sua família. Novamente pense *somente* naquelas atividades físicas com duração **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

3a. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você faz atividades físicas **vigorosas ao redor de sua casa ou apartamento** (quintal ou jardim) como: carpir, cortar lenha, serrar madeira, pintar casa, levantar e transportar objetos pesados, cortar grama, por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA                       Nenhum. Vá para a questão 3b  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

3b. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você faz atividades **moderadas ao redor de sua casa ou apartamento** (jardim ou quintal) como: levantar e carregar pequenos objetos, limpar a garagem, serviço de jardinagem em geral, caminhar ou correr com crianças, por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA                       Nenhum. Vá para questão 3c.  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

3c. Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você faz atividades **moderadas** como: carregar pesos leves, limpar vidros e/ou janelas, lavar roupas a mão, limpar banheiro e o chão, carregar crianças pequenas no colo, **dentro da sua casa ou apartamento**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA                       Nenhum. Vá para seção 4  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

### SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER.

Esta seção se refere às atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL/HABITUAL** unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor **NÃO inclua atividades que você já tenha citado**.

4a. **Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente**, quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal, você caminha **no seu tempo livre por pelo menos 10 minutos contínuos**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA                       Nenhum. Vá para questão 4c  
 \_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

4b. Quando você caminha **no seu tempo livre**, a que passo você normalmente anda?

rápido/vigoroso                       moderado                       lento

**4c.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal, você faz atividades **vigorosas no seu tempo livre** como: correr, nadar rápido, pedalar rápido, canoagem, remo, musculação, enfim esportes em geral por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA

( ) Nenhum. Vá para questão 4d

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**4d.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal, você faz atividades **moderadas no seu tempo livre** como: pedalar em ritmo moderado, jogar voleibol recreativo, fazer natação, hidroginástica, ginástica e dança para terceira idade por **pelo menos 10 minutos contínuos**?

\_\_\_\_\_ dias por SEMANA

( ) Nenhum. Vá para seção 5

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

### **SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO**

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado em casa, no grupo de convivência/idoso, na visita a amigos e parentes, na igreja, em consultório médico, fazendo trabalhos manuais (crochê, pintura, tricô, bordado etc), durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado, enquanto descansa, faz leituras, telefonemas, assiste TV e realiza as refeições. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, carro, trem e metrô.

**5a.** Quanto tempo, no total você gasta **sentado** durante um **dia de semana normal**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**5b.** Quanto tempo, no total, você gasta sentado durante em um **dia de final de semana normal**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**ANEXO III: Escala de percepção do esforço – Escala de Borg**

0	Nenhuma
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	
7	Muito Intensa
8	
9	Muito, muito intensa
10	Máxima