

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE**

**INVESTIGAÇÕES SOBRE O CONTROLE MOTOR E POSTURAL NAS
ASSIMETRIAS EM MEMBROS INFERIORES**

PAULO HENRIQUE MARCHETTI

SÃO PAULO

2009

**INVESTIGAÇÕES SOBRE O CONTROLE MOTOR E POSTURAL NAS
ASSIMETRIAS EM MEMBROS INFERIORES**

PAULO HENRIQUE MARCHETTI

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF.DR. MARCOS DUARTE

AGRADECIMENTOS

Inicialmente gostaria de agradecer a DEUS por me proporcionar condições de iniciar e finalizar mais esta meta em minha vida. Acredito que as dificuldades encontradas no caminho nos fazem cada vez mais fortes, confiantes e humildes.

Agradeço a meu grande orientador Dr. Marcos Duarte, que durante todos estes anos acreditou em mim e me deu grandes oportunidades de crescimento intelectual e profissional. Além de ser um grande exemplo de pessoa e de caráter, ao qual pretendo seguir por toda minha vida.

Agradeço a minha querida e amada esposa Priscyla Nardi, que sempre esteve ao meu lado, mesmo nos momentos mais difíceis e desesperadores de minha vida. Esta grande mulher esteve sempre ao meu lado e acreditou em meu potencial, mesmo quando eu mesmo deixei de acreditar. Não tenho como expressar o quanto sou grato a esta incrível pessoa, amiga, companheira, mulher e esposa.

Agradeço aos meus pais, Antonio A. Marchetti e Yara C. Marchetti (*in memoriam*) por tudo que me ensinaram, mesmo distantes. Aos meus irmãos, Luis C. Marchetti e Fernando R. Marchetti os quais amo muito.

Agradeço a minha nova família, Sheila S.M. Nardi, Márcio Nardi e ao grande pequeno João Vitor, que sempre me esperou pacientemente para brincar entre cada uma de minhas tarefas acadêmicas.

Agradeço aos amigos de guerra, Tavicco, Mario Charro, Artur Monteiro, Fabio Cesquini, Aylton Figueira Jr., Alexandre Moreira, Dilmar P. Guedes, Moacyr (FMU), Ruy Calheiros, Nilcéia Santos, obrigado pelo companheirismo e experiências.

Agradeço aos meus amigos e colegas do LOB, por sempre estarem prontos à me auxiliarem. Agradeço aos meus amigos e alunos, os quais sempre me motivaram com suas palavras de incentivo e amizade. Agradeço também ao Instituto Vita, onde realizei a maioria de minhas coletas.

“Que Deus abençoe a todos por me proporcionarem grandes oportunidades nesta vida e tenham certeza que estas não serão esquecidas”.

SUMÁRIO

	Página
<u>LISTA DE TABELAS</u>	VI
<u>LISTA DE FIGURAS</u>	VII
<u>RESUMO</u>	X
<u>ABSTRACT</u>	XII
<u>1. INTRODUÇÃO</u>	1
<u>2. REVISÃO DE LITERATURA</u>	3
2.1. DOMINÂNCIA LATERAL PEDAL	5
2.2. ASSIMETRIAS MORFOLÓGICAS	6
2.3. ASSIMETRIAS FUNCIONAIS	7
<u>3. OBJETIVOS</u>	10
<u>4. EXPERIMENTOS</u>	11
4.1. EXPERIMENTO 1_ INVESTIGAÇÃO DAS ASSIMETRIAS EM TAREFAS ESTÁTICAS E DINÂMICAS ENTRE SEDENTÁRIOS E ATLETAS.	11
4.1.1. INTRODUÇÃO	11
4.1.2. MATERIAIS E MÉTODOS	13
AMOSTRA	13
TAREFAS	13
PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	15
ANÁLISE DOS DADOS	15
ANÁLISE ESTATÍSTICA	22
4.1.3. RESULTADOS	22
4.1.4. DISCUSSÃO	28
4.1.5. CONCLUSÃO	30
4.2. EXPERIMENTO 2_ EFEITOS AGUDOS DA FADIGA NEUROMUSCULAR UNIPEDAL EM TAREFAS ESTÁTICAS E DINÂMICAS BIPEDAIS.	32
4.2.1. INTRODUÇÃO	32
4.2.2. MATERIAIS E MÉTODOS	37
AMOSTRA	37
TAREFAS	37
PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	39
ANÁLISE DOS DADOS	41
ANÁLISE ESTATÍSTICA	42

4.2.3. RESULTADOS	43
4.2.4. DISCUSSÃO	51
4.2.5. CONCLUSÃO	54
4.3. EXPERIMENTO 3_EFEITO DO TREINAMENTO ESPORTIVO PROLONGADO SOBRE AS ASSIMETRIAS EM ATLETAS.	55
4.3.1. INTRODUÇÃO	55
4.3.2. MATERIAIS E MÉTODOS	56
AMOSTRA	56
TAREFAS	57
PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	57
ANÁLISE DOS DADOS	58
ANÁLISE ESTATÍSTICA	59
4.3.3. RESULTADOS	60
4.3.4. DISCUSSÃO	67
4.3.5. CONCLUSÃO	69
5. CONCLUSÃO GERAL	69
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

LISTA DE TABELAS

Página

<i>TABELA 1 – Relação da IEMG (média±DP) para os músculos de coxa e perna, entre membros, nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga.....</i>	<i>47</i>
---	-----------

LISTA DE FIGURAS

Página

<i>FIGURA 1 - Organograma representando a divisão das ações na dominância lateral pedal.....</i>	<i>7</i>
<i>FIGURA 2 - Tarefas de estáticas (postura ereta quieta bipedal, unipedal direita e esquerda, respectivamente).....</i>	<i>14</i>
<i>FIGURA 3 - Tarefa dinâmica: salto com contra-movimento bipedal.....</i>	<i>14</i>
<i>FIGURA 4 - Tarefa dinâmica: salto com contra-movimento unipedal.....</i>	<i>15</i>
<i>FIGURA 5 - Gráfico representativo das FRS vertical de ambos os membros inferiores.....</i>	<i>16</i>
<i>FIGURA 6 - Gráfico representativo do salto: aceleração, velocidade, deslocamento e potência.....</i>	<i>18</i>
<i>FIGURA 7 - Gráfico representativo da parte da curva de FRSv definida pelos pontos da curva de potência, caracterizando o impulso negativo.....</i>	<i>19</i>
<i>FIGURA 8 - Gráfico representativo da parte da curva de força de reação do solo vertical definida pelos pontos da curva de potência, caracterizando o impulso positivo.....</i>	<i>20</i>
<i>FIGURA 9 - Gráficos representativo da forma de definir a taxa de desenvolvimento de força.....</i>	<i>21</i>
<i>FIGURA 10 - Gráfico da média e EPM dos índices de assimetria dos valores de antropometria de membros inferiores para ambos os grupos. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.....</i>	<i>23</i>
<i>FIGURA 11 - Gráfico representativo do deslocamento do centro de pressão durante: (a) postura bipedal e (b) postura unipedal. O gráfico da esquerda mostra a plataforma onde o pé esquerdo estava apoiado e o gráfico da direita, a plataforma onde o pé direito estava apoiado.....</i>	<i>24</i>
<i>FIGURA 12 - Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as velocidades nas direções a-p e m-l e para a área do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta quieta (a) bipedal e (b) unipedal. Diferenças *entre membros e +entre grupos, $p < 0.05$.....</i>	<i>25</i>

<i>FIGURA 13 - Gráfico representativo das forças de reação do solo vertical de um sujeito realizando o salto bipedal e saltos unipedais, respectivamente.....</i>	<i>26</i>
<i>FIGURA 14 – Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para a taxa de desenvolvimento de força, pico da carga de aterrissagem, razão do impulso, durante os saltos: (a) bipedal e (b) unipedal. Diferenças *entre membros e +entre grupos, $p < 0.05$.</i>	<i>27</i>
<i>FIGURA 15 - Tarefa Fatigante Unipedal.</i>	<i>39</i>
<i>FIGURA 16 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para as velocidades nas direções ântero-posterior e médio-lateral, para a área do deslocamento do centro de pressão e descarga de peso durante a postura ereta quieta nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.</i>	<i>44</i>
<i>FIGURA 17 - Gráfico da média e EPM para a lateralidade das velocidades nas direções ântero-posterior e médio-lateral, para a área do deslocamento do centro de pressão e descarga de peso durante a postura ereta quieta nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.</i>	<i>45</i>
<i>FIGURA 18 - Gráfico da média e DP para as altura do salto com contra-movimento nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre condições de fadiga, $p < 0.05$.</i>	<i>46</i>
<i>FIGURA 19 - Gráfico da média e EPM para os ângulos máximos de flexão das articulações de joelho e tornozelo, nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.....</i>	<i>47</i>
<i>FIGURA 20 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para a atividade eletromiográfica integrada, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p < 0.05$.....</i>	<i>48</i>
<i>FIGURA 21 - Gráfico da média e EPM da lateralidade para a atividade eletromiográfica integrada, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.....</i>	<i>49</i>
<i>FIGURA 22 - Gráfico da média e EPM da assimetria para as variáveis de performance, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p < 0.05$.</i>	<i>50</i>

<i>FIGURA 23 - Gráfico da média e EPM da lateralidade para as variáveis de performance, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.....</i>	<i>51</i>
<i>FIGURA 24 – Gráfico de quantidade de atividades executadas durante a temporada esportiva de 2009: (a) tipos de treinos; (b) exercícios de salto verticais e horizontais. *valores não informados.....</i>	<i>60</i>
<i>FIGURA 25 - Gráfico da média e EPM dos dados de antropometria de membros inferiores, nas condições de pré-temporada e pós-temporada: (a) valores absolutos; (b) lateralidade. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.....</i>	<i>61</i>
<i>FIGURA 26 - Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as velocidades nas direções a-p e m-l e para a área do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta quieta bipedal: (a) lateralidade e (b) assimetrias. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p < 0.05$.....</i>	<i>62</i>
<i>FIGURA 27 - Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as velocidades nas direções a-p e m-l e para a área do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta quieta unipedal: (a) lateralidade e (b) assimetrias. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.</i>	<i>63</i>
<i>FIGURA 28 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para os ângulos máximos de flexão das articulações de quadril, joelho e tornozelo para a tarefa bipedal, nas condições de pré-temporada e pós-temporada. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$</i>	<i>64</i>
<i>FIGURA 29 – Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as variáveis do salto bipedal: pico da carga de aterrissagem, razão do impulso e taxa de desenvolvimento de força. (a) lateralidade e (b) assimetrias. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p < 0.05$.....</i>	<i>65</i>
<i>FIGURA 30 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para os ângulos máximos de flexão das articulações de quadril, joelho e tornozelo na tarefa unipedal, nas condições de pré-temporada e pós-temporada. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$</i>	<i>66</i>
<i>FIGURA 31 – Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para o salto unipedal: pico da carga de aterrissagem, razão do impulso e taxa de desenvolvimento de força. (a) lateralidade e (b) assimetrias. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.....</i>	<i>67</i>

RESUMO

INVESTIGAÇÕES SOBRE O CONTROLE MOTOR E POSTURAL NAS ASSIMETRIAS EM MEMBROS INFERIORES

Autor: PAULO HENRIQUE MARCHETTI

Orientador: PROF.DR. MARCOS DUARTE

Durante diferentes atividades cotidianas ou esportivas o ser humano é submetido a desafios unilaterais que podem estar relacionados à performance de uma tarefa específica ou a própria manutenção de sua postura. Portanto, é natural o desenvolvimento motor de um membro em relação ao outro para tarefas específicas, desde que estas sejam repetidas de forma não simétrica. Desta forma, pode-se supor que sujeitos que possuam maiores estresses físicos unilaterais apresentem maior probabilidade em desenvolver assimetrias funcionais e morfológicas. O presente trabalho apresenta três diferentes experimentos visando investigar as assimetrias funcionais e morfológicas relacionadas ao controle de movimento para tarefas dinâmicas e estáticas em diferentes condições e grupos. O primeiro experimento visou investigar as diferenças, entre os membros inferiores, no controle de movimento entre sedentários e atletas, utilizando para isto a postura ereta quieta e o salto com contra-movimento nas condições bipedais e unipedais. O segundo experimento visou investigar o efeito da fadiga neuromuscular unilateral e bilateral no controle de movimento, entre membros, durante o salto com contra-movimento e a postura ereta quieta bipedal. O terceiro experimento objetivou investigar o efeito prolongado da temporada esportiva no controle de movimento, entre membros, de atletas, utilizando o salto com contra-movimento e a postura ereta quieta nas

condições unipedal e bipedal. Inicialmente, o presente trabalho concluiu que não parece existir relação entre as diferenças antropométricas e funcionais. Indivíduos sedentários e atletas possuem diferenças entre os membros inferiores, entretanto supõe-se que os mecanismos relacionados à tais fenômenos não sejam os mesmos, como no caso dos sedentários, onde as assimetrias poderiam estar relacionadas ao pobre controle de força, sinergismo e padrão de coordenação.. Analisando as diferenças entre sedentários e atletas foram observadas semelhanças em relação ao nível de assimetria para algumas variáveis analisadas. Deve-se considerar que os atletas analisados estavam no início da temporada esportiva, e possivelmente sem grande influência dos efeitos do treinamento prolongado. Para testar a hipótese do efeito prolongado, o terceiro experimento foi realizado e observou-se que a temporada esportiva não afetou todas as variáveis relacionadas ao controle de movimento estático e dinâmico em atletas e os maiores efeitos foram verificados durante as tarefas bipedais. Além disto, a fadiga neuromuscular também influenciou o controle de movimento em sedentários, produzindo ajustes compensatórios em algumas variáveis, principalmente nos ângulos articulares. Entretanto, as assimetrias previamente observadas não parecem serem alteradas durante as diferentes condições de fadiga neuromuscular. Para a tarefa dinâmica bipedal, observou-se que para todas as variáveis analisadas (ângulos articulares, parâmetros de desempenho e atividade muscular) apresentaram assimetrias. Curiosamente, se observa tendência à maior ativação do membro contra-lateral em função do membro fatigado. Portanto, o presente estudo ressalta o efeito do nível de condicionamento, o efeito da fadiga e do treinamento prolongado no controle de movimento dos membros inferiores em tarefas com diferentes demandas motoras bipedais e unipedais

Palavras-chave: Assimetrias, controle motor, postura, biomecânica.

ABSTRACT

INVESTIGATIONS ABOUT MOTOR AND POSTURAL CONTROL DURING ASYMMETRIES IN LOWER LIMBS

Author: PAULO HENRIQUE MARCHETTI

Adviser: PROF.DR. MARCOS DUARTE

The human body is exposed to different unilateral challenges during different daily and sportive tasks. These challenges may either be related to specific-task performance or posture maintenance. Thus, it is natural the increase of motor control in one limb related to another during specific tasks and movements. It can be assumed that individuals exposed to higher physical unilateral stress show greater probability to develop functional and morphological asymmetries. The present study shows three different experiments in order to investigate the functional and morphological asymmetries related to the motor control for dynamic and static tasks in different conditions and groups. The first experiment aimed to investigate the differences between the lower limbs, related to the motor control between sedentary and athletes during two tasks: quiet stance and countermovement jump in bi- and unipedal conditions. The second experiment aimed to investigate the effect of neuromuscular fatigue on uni- and bilateral tasks related to the motor control between lower limbs during both double-leg tasks: countermovement jump and quiet stance. The third experiment aimed to investigate the effect of prolonged sportive season in

motor control, between lower limbs, during two tasks: quiet stance and countermovement jump in bi- and unipedal conditions. We concluded that there was no correlation between the anthropometric and functional asymmetries. Both sedentary and athlete groups had differences between the lower limbs in several variables, however it is assumed that the mechanisms related to such phenomena are not the same. There were similarities between sedentary and athlete groups related to the level of asymmetry for some variables. We must consider that the athletes were analyzed at the beginning of the sportive season, without the training influence. To verify the prolonged effect hypothesis, the third experiment was conducted and it was observed that the sportive season did not affect all the variables related to the motor control and the greatest effects were observed during the bipedal tasks. In addition to that, the neuromuscular fatigue influenced the control of movement in the sedentary group, showing compensatory adjustments in some variables, especially in the maximal joint angles. However, we observed that the asymmetries did not change during different neuromuscular fatigue conditions. During the bipedal dynamic task it was observed asymmetries in all variables (joint angles, performance parameters and muscle activity). Interestingly, it was also observed the trend to higher activation of the contra-lateral lower limb during the fatigued limb. So, this study highlights the effect of the conditioning levels, the neuromuscular fatigue effect and the prolonged training to the motor control of the lower limbs in different tasks and conditions.

Keywords: Asymmetries, motor control, posture, biomechanics.

1. INTRODUÇÃO

O ser humano apresenta características de simetria em escala macroscópica. A simetria pode ser observada entre os hemisférios cerebrais quanto a sua forma anatômica, entretanto se podem observar importantes diferenças funcionais entre os hemisférios. Tais diferenças levam às distintas características comportamentais e morfológicas, principalmente dos segmentos as quais denominam-se assimetrias (TEIXEIRA, 2006).

A preferência lateral ou lateralidade se caracteriza pelo uso preferencial de um membro em uma ação voluntária, podendo ser precursor de assimetrias (SADEGHI, ALLARD, PRINCE e LABELLE, 2000). A preferência lateral relacionada aos membros inferiores é referida como dominância lateral pedal (footedness). Tal dominância descreve o processo que controla a orientação e organização da tendência a favor de um membro do corpo em relação ao outro, para certos atos motores. A dominância lateral pedal é considerada um processo que possui fatores internos (maturacionais, neurobiológicos e neuropatológicos) e externos (experiência motora, imposições sócio-culturais). Portanto, pode-se considerar que embora exista certo grau de influência genética do sistema nervoso em relação ao controle motor, o efeito das experiências e atividades progressas realizadas também afeta o controle de movimentos entre os membros.

Cotidianamente, assim como nos esportes, o ser humano é exposto à uma grande variedade de tarefas dinâmicas e estáticas que desafiam seu controle de movimento e postural. As diversas tarefas impostas ao ser humano produzem diferentes desafios ao controle de movimento, portanto, diferentes demandas motoras solicitam modificações posturais, nos padrões de força e controle das sinergias. De um ponto de vista prático, quaisquer tendências anatômicas ou estruturais nos membros inferiores possuem interesse direto para as atividades esportivas, para a dança, a utilização de certos instrumentos musicais e até mesmo na operação de máquinas. Tais experiências podem ser executadas sob um padrão motor simultâneo ou alternado, dependendo de que forma os membros inferiores

executam a ação. As diferenças na participação de cada membro na execução destas tarefas estáticas e dinâmicas (bipedais ou unipedais), possuem importância para o entendimento de como o SNC controla os membros em diferentes tipos de tarefas e condições.

2. REVISÃO DE LITERATURA

O ser humano apresenta simetria em suas características morfológicas. Tal simetria também pode ser observada entre os hemisférios cerebrais quanto a sua forma anatômica, entretanto para suas características comportamentais observam-se importantes diferenças. Tais diferenças de comportamento podem ser consideradas assimetrias funcionais decorrentes do controle do sistema nervoso (TEIXEIRA, 2001).

Teixeira (2001) cita modelos conceituais formulados para explicar como se estabelece a dominância hemisférica lateral. Tais modelos podem ser agrupados em três categorias definidas por **dominância simples**, onde um hemisfério é mais competente que o outro para realizar uma determinada função, com isto, o hemisfério melhor qualificado assume a responsabilidade do controle inibindo unidades homólogas contra-laterais; **dominância exclusiva**, onde se assume que apenas um hemisfério possua informações necessárias para o desempenho de certa função e **dominância complementar** definido por função na qual ambos os hemisférios possuem papéis críticos e diferenciados no gerenciamento das funções de controle. Neste caso, enquanto um hemisfério desempenha uma determinada função, o contra-lateral processa, em paralelo, informações relacionadas à outras funções igualmente importantes para alcançar o objetivo.

Têm-se proposto que cada hemisfério cerebral possui especializações, e deste modo, a dominância lateral seria definida pelo contexto da função. Assim, o hemisfério direito seria dominante para a visualização espacial e processamento paralelo e global, e o esquerdo seria dominante para a linguagem e processamento seriado e analítico (TEIXEIRA, 2001).

A dominância lateral descreve o processo que controla a orientação e organização da tendência a favor de um lado do corpo para certas tarefas. Este processo possui fatores internos (maturacionais, neurobiológicos e neuropatológicos) e externos (experiência motora, imposições sócio-culturais) (TEIXEIRA, 2001).

Em tarefas onde a dominância lateral é bem definida, existem diferenças expressivas de desempenho que podem ser verificadas através de medidas como, precisão espacial e temporal, força máxima, controle de força, velocidade de

execução da tarefa, entre outros. Tais diferenças, entre membros, funcionais, e até mesmo morfológicas, são definidas como assimetrias. Teixeira e Gaspareto (2002) dividem tais assimetrias em: **de preferência** relacionadas a probabilidade de uso dos segmentos de um lado ou outro e **de performance** as quais indicam a efetiva dominância lateral. Tais tipos de assimetria podem ser observadas em diferentes culturas e revelam-se em períodos precoces da infância, por estes motivos, existem duas formas de se entender as assimetrias laterais. A primeira considera disposições genéticas que se manifestam ao longo do processo de desenvolvimento, sendo que fatores ambientais e culturais não influenciariam muito no processo. A segunda considera o resultado do histórico de vida do sujeito, como as influências ambientais. Assim, tais influências externas podem ser estabelecidas a partir da quantidade de experiências particulares em cada tarefa (especificidade) (TEIXEIRA, 2001).

Baseado neste contexto pode-se considerar que embora exista certo grau de influência genética do sistema nervoso em relação ao controle motor, os efeitos das experiências e atividades pregressas realizadas também afetam o controle de movimentos entre os membros.

As assimetrias podem ser observadas entre os membros superiores e inferiores, assim como em outros sistemas do organismo. A preferência manual possui natureza assimétrica funcional do corpo, assim como outros componentes (mão, olhos, pés e ouvidos), que resultam em uma tendência a favor de um lado, tanto em atividades livres como as focadas (MAUPAS, PAYSANT, MARTINET e ANDRE, 1999). A assimetria funcional dos braços está relacionada à dominância hemisférica, assim como para a dominância pedal (CHAPMAN, CHAPMAN e ALLEN, 1987; MAUPAS *et al.*, 1999). Em muitos casos, a ação dos pés é subordinada à ação das mãos e tal subordinação pode assumir diferentes graus. Exemplos de atividades esportivas como os lançamentos, ações de tiro, e até o ato de martelar são inteiramente determinadas pela escolha da mão (PETERS, 1988). Entretanto, qualquer diferença detectada na preferência pedal pode ser relacionada à especialização funcional do hemisfério contra-lateral (ELIAS e BRYDEN, 1998; ELIAS, BRYDEN e BULMAN-FLEMING, 1998; MAUPAS *et al.*, 1999).

2.1. Dominância Lateral Pedal

De um ponto de vista prático, quaisquer tendências anatômicas ou estruturais nos membros inferiores possuem interesse direto para as atividades esportivas, na dança, a utilização de certos instrumentos musicais e até mesmo na operação de máquinas (PETERS, 1988). A dominância lateral pedal pode ser considerada um indicativo mais adequado para definir a lateralidade, pois não sofre grande influência do ambiente ou cultural, como a dominância manual.

O uso predominante de um dos membros inferiores pode estar relacionado ao tipo tarefa executada, seja esta de preensão, chute ou manutenção da postura em pé (GABBARD e HART, 1996; MAUPAS *et al.*, 1999). Isto implica na presença de diferentes comportamentos entre o membro dominante e não-dominante na execução de atos motores (ZVEREV, 2006).

A definição do membro dominante depende do tipo de tarefa executada em função, inicialmente, de seu contato com o meio (bipedal ou unipedal). Em tarefas bipedais, considera-se dominante o membro que é utilizado para atuar com o objeto e não-dominante aquele que possui papel de estabilização primária. Já, a dominância unipedal pode ser mais bem demonstrada em tarefas de equilíbrio estático unipedal (HART e GABBARD, 1998). Portanto, quando se trata da definição do membro dominante nas diversas tarefas bipedais e unipedais, resultados parecem interessantes. Durante tarefas bipedais, o membro que realiza a estabilização na maioria dos sujeitos é o esquerdo, favorecendo a dominância do lado direito, entretanto em tarefas unipedais, a maioria dos indivíduos apresenta dominância do membro direito (GABBARD e HART, 1995). Sugere-se que tal comportamento é baseado na percepção da complexidade da tarefa, direcionando o membro dominante para aspectos de maior dificuldade na ação motora (HART e GABBARD, 1996).

O uso predominante de um membro em relação ao outro pode influenciar as diferentes adaptações ocorridas no sistema biológico. Tais adaptações ocorrem em nível morfológico (estrutural) e/ou funcional.

2.2. Assimetrias Morfológicas

É bem estabelecido que as cargas mecânicas desempenhem um papel importante nas adaptações musculares e esqueléticas (CALMELS, NELLEN, VAN DER BORNE, JOURDIN e MINAIRE, 1997; CARNAHAN e ELLIOTT, 1987; CHAVET, LAFORTUNE e GRAY, 1997; KANCHAN, KUMAR, KUMAR e YOGANARASIMHA, 2007; MAUPAS, PAYSANT, DATIE, MARTINET e ANDRE, 2002; PETERS, 1988; ROCHEFORD, DE VOE e REISER II, 2006), da cartilagem articular (PANDE e SINGH, 1971; PLOCHOCKI, 2004) ou da rotação pélvica (BUSSEY, 2009). As assimetrias direcionais esqueléticas são comumente utilizadas como indicadores da influência mecânica do ambiente. Variações bilaterais nas dimensões dos ossos dos membros são atribuídos à diferenças no estresse e deformação mecânica, as quais os ossos são submetidos durante o crescimento, referido como assimetria direcional (PLOCHOCKI, 2004; PLOCHOCKI, RISCIGNO e GARCIA, 2006). No estudo de caso reportado por KANCHAN *et al.* (2007) foi realizada a análise antropométrica de um cadáver do sexo masculino de aproximadamente 50 anos. Foram encontradas diferenças dos ossos da tíbia em 7mm para o comprimento do membro esquerdo e diferença de massa de 10.4 gramas para o membro direito. Não foram encontradas diferenças significantes nos ossos do fêmur, possivelmente pela característica mais simétrica das atividades, comparada as grandes diferenças nos membros superiores, onde as demandas das tarefas são mais assimétricas. Quanto ao comprimento e massa dos segmentos foi observado o padrão de simetria cruzada.

Tal dominância contra-lateral entre segmentos é conhecida como padrão de simetria cruzada (KANCHAN *et al.*, 2007). Assim, quando um lado do membro superior é mais desenvolvido ou dominante, o membro inferior oposto apresenta-se maior comparado ao contra-lateral. Isto é possível, devido ao uso da musculatura para suporte e postura, e desta forma, influenciando o crescimento ósseo.

No caso das cargas importas por atletas devido ao esporte, o estudo de Bussey (2009) analisou as assimetrias de rotação pélvica em atletas de modalidades com exigência bilateral e unilateral. Tais exigências assimétricas desenvolveram específicas adaptações teciduais (ósseas, musculares) e de performance (endurance e força). Atletas que realizam esportes unilaterais têm apresentado adaptações

específicas na utilização excessiva do membro dominante, resultando em assimetrias morfológicas. Desta forma, o estudo citado acima apresentou prevalência de assimetrias pélvicas em atletas de esportes eminentemente unilaterais comparado à atletas de esportes bilaterais e não-atletas. Desta forma, tal estudo mostra que tais assimetrias de pelve podem estar relacionadas à demandas exigidas pelas atividades executadas, baseado no princípio da sobrecarga.

2.3. Assimetrias Funcionais

Durante diversas atividades, as ações motoras são realizadas de forma cíclica ou acíclica pelos membros inferiores, portanto, supõe-se que para cada ação, o SNC deva utilizar diferentes estratégias de controle para realizar a tarefa.

Assim, as assimetrias funcionais poderiam ser influenciadas por diferentes funções exercidas pelos membros inferiores em diferentes tarefas (KANCHAN *et al.*, 2007). Pode-se definir as tarefas executadas pelos membros inferiores com base nos seguintes fatores: complexidade motora, classificação da ação motora e sua relação temporal entre segmentos. Sob tal ponto de vista, podem-se classificar as tarefas em duais ou simples, contínuas ou discretas e em fase ou fora de fase (FIGURA 1).

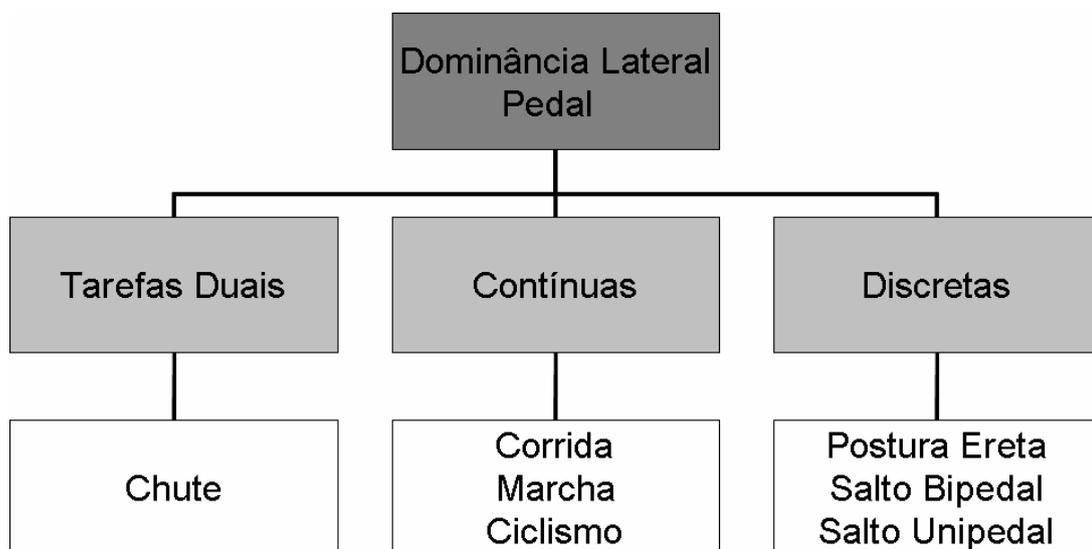


FIGURA 1 - Organograma representando a divisão das ações na dominância lateral pedal.

Independentemente da tarefa, a identificação funcional da dominância do membro inferior pode ser realizada através de diferentes métodos: definição própria, questionários e testes de força ou de relativa destreza (MAUPAS *et al.*, 1999). E assim, pode-se definir sua participação no movimento como pé efetor, pé preferido para suportes estáticos e para tarefas dinâmicas (MAUPAS *et al.*, 1999).

Em tarefas duais, caracterizadas por ações motoras diferentes sendo executadas simultaneamente, define-se como membro preferido (dominante) aquele que manipula um objeto ou guia movimentos (PETERS, 1988). Entretanto, em tarefas duais como os saltos unipedais (com direcionamento do segmento) ou os chutes, considera-se que ambos os membros executam funções distintas que podem ser definidos como dominante. Nas tarefas de salto unipedal (com direcionamento do segmento) pode-se classificar a dominância em função de sua participação na ação geral, onde o membro inferior responsável pela produção de força durante o salto é classificado como dominante em força, enquanto que o membro que direciona o salto é definido como dominante em acurácia (HART e GABBARD, 1996,, 1998). De forma geral, em tarefas duais considera-se o membro não-dominante aquele tem a função de suporte (fornecendo suporte postural ou de estabilização) e o membro que efetivamente realiza a tarefa como dominante. Uma tarefa que retrata tal condição é a de chutar uma bola. Nesta tarefa, o membro não-dominante suporta os movimentos do membro dominante provendo suporte postural e adequado balanço corporal necessário para o membro dominante realizar o movimento. Considerando que a dominância do membro inferior esteja relacionada à sua função, e como cada um realiza uma ação diferente, as diferentes ações poderiam influenciar o controle de movimento e desenvolver assimetrias funcionais, estas decorrentes da demanda muscular diferenciada ou mesmo habilidade, e provavelmente serem mais pronunciadas em ações de força ou potência (CHAVET, LAFORTUNE e GRAY, 1997; MAUPAS *et al.*, 2002; STEPHENS II, LAWSON, DEVOE e REISER II, 2007).

A execução de tarefas cíclicas caracteriza-se por movimentos onde a demanda motora é igual em ambos os membros, entretanto podem estar em fase ou fora de fase (como a marcha, natação, corrida e o ciclismo) (CHAVET, LAFORTUNE e GRAY, 1997; LAASSEL, LOSLEVER e ANGUE, 1992; MAUPAS *et al.*, 2002; MAUPAS *et al.*, 1999; PETERS, 1988; SADEGHI *et al.*, 2000).

Para as tarefas discretas, os membros inferiores necessitam realizar ações onde se define claramente o início e o final do movimento como os saltos, agachamentos, entre outros. Os exercícios de agachamento são considerados tarefas acíclicas simultâneas, quando consideramos ambos os membros em ação. No estudo de Escamilla, Fleisig, Lowry e Barrentine (2001) foi analisado o agachamento e não foram observadas diferenças cinemáticas ou cinéticas entre os membros inferiores direito e esquerdo. Desta forma, os autores concluíram que os deslocamentos lineares e angulares, assim como os momentos não apresentaram diferenças entre os lados do corpo, mesmo com diferentes apoios dos membros inferiores. A não existência de diferenças nas mensurações bilaterais parece demonstrar a natureza simétrica deste exercício. Estes achados corroboram o estudo de Escamilla, Francisco e Fleisig (2000) que também apresentaram tal padrão de simetria para o exercício *deadlift* em diferentes posições dos membros inferiores.

Adicionalmente, a presença de diferenças entre membros inferiores pode ser influenciada por diversos fatores como a relação entre grupos musculares agonistas/antagonistas (CALMELS *et al.*, 1997), a presença de lesões nos segmentos (ESCAMILLA *et al.*, 2001), o envelhecimento (PERRY, CARVILLE, SMITH, RUTHERFORD e NEWHAM, 2007), a fadiga neuromuscular (AMENT e VERKERKE, 2009) e a influência do treinamento esportivo (BUSSEY, 2009).

3. OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo investigar as diferenças funcionais entre membros durante o controle de movimento em tarefas estáticas e dinâmicas bipedais e unipedais, sob estímulos fatigantes e prolongados em indivíduos treinados e não treinados.

Considera-se como hipótese que as diferenças em condicionamento físico, efeito do treinamento prolongado e a fadiga neuromuscular, poderiam influenciar o controle de movimento, e conseqüentemente, os estímulos desiguais aplicadas nos membros, o que levaria o indivíduo tanto a diferenças entre membros morfológicas quanto funcionais. E, portanto, se supõe que os indivíduos mais expostos a influências como o treinamento prolongado ou mesmo estímulos fatigantes unilaterais, apresentem maiores diferenças entre membros.

4. EXPERIMENTOS

Para cumprir os objetivos deste trabalho foram propostos 3 experimentos: o experimento 1 visou analisar as diferenças nas assimetrias entre membros e grupos para tarefas estáticas (postura ereta quieta) e dinâmicas (salto com contra-movimento) bipedais e unipedais, o experimento 2 analisou a influencia da fadiga neuromuscular bilateral e unilateral nas assimetrias entre membros em tarefas estáticas e dinâmicas bipedais e o experimento 3 analisou as diferenças nas assimetrias entre membros para tarefas estáticas (postura ereta quieta) e dinâmicas (salto com contra-movimento), bipedais e unipedais no início e final da temporada esportiva. Para isto, didaticamente, estes experimentos serão descritos separadamente abaixo.

4.1. EXPERIMENTO 1_Investigação das assimetrias em tarefas estáticas e dinâmicas entre sedentários e atletas.

4.1.1. INTRODUÇÃO

Durante diferentes atividades cotidianas ou esportivas o ser humano é submetido a desafios unilaterais que podem estar relacionados à performance de uma tarefa específica ou a própria manutenção de sua postura. Portanto, é natural que ocorram diferenças motoras de um membro em relação ao outro para tarefas específicas, desde que estas sejam repetidas de forma não simétrica. Desta forma, pode-se supor que sujeitos submetidos a estresses físicos unilaterais apresentem maior probabilidade em desenvolver assimetrias funcionais e morfológicas.

Além da ação motora não simétrica, diversos fatores podem influenciar as assimetrias funcionais, como diferenças antropométricas do membro, inervação neural, diferenças na ativação muscular ou recuperação incompleta de lesões. Portanto, parece relevante investigar a influencia do nível de condição física no controle de movimento em tarefas específicas realizadas bilateralmente e unilateralmente, as quais exijam do sistema neuromuscular diferentes comandos para cada membro ou segmento (ELORANTA, 2003; STEPHENS II *et al.*, 2007).

Avaliações funcionais, como os saltos, tanto bipedais quanto unipedais parecem interessantes para quantificar as assimetrias no esporte, na reabilitação e no treinamento físico. Durante os saltos verticais (bipedais e unipedais) são esperados que ambos os membros inferiores contribuam igualmente para a altura do salto. O estudo de Stephens II, Lawson, De Voe e Reiser II (2007) investigou a altura de salto em tarefas unipedais e bipedais em atletas do voleibol, os quais realizaram com frequência saltos unilaterais tanto no treinamento quanto nas competições. Os resultados mostraram que todos os sujeitos atingiram maior altura durante o salto vertical unipedal com seus membros dominantes e que para o salto bipedal, houve diferenças apenas nos valores médios da força de reação do solo durante a fase propulsiva, mostrando que atletas saltadores que realizam predominantemente ações unilaterais apresentam certa tendência às assimetrias funcionais.

O estudo de Maulder e Cronin (2005) analisou as alturas máximas de sujeitos sedentários saudáveis através de diferentes tipos de saltos em um tapete de contato. Foi calculado um índice de simetria baseado na razão entre os valores do membro dominante e não-dominante. Pouca diferença foi encontrada (da ordem de 1%) entre membros para o salto com contra-movimento (SCM). Os autores ainda citam que grande percentual da população apresenta simetria entre membros (da ordem de 90%) em movimentos específicos. Entretanto, o estudo de Itoh, Kurosaka, Yoshika, Ichihashi, Mizuno (1998) apresenta informações diferentes, pois observou que sujeitos adultos saudáveis apresentaram diferenças significativas no desempenho para o salto com contra-movimento horizontal entre os membros dominante e não-dominante.

A análise do controle postural também apresenta relevância nos esportes e atividades recreacionais (BORHUIS, HOF e LEMMINK, 2008) e diferenças entre membros inferiores também foram observadas durante tarefas posturais em sedentários. Anker, Weerdesteyn, Van Nes, Nienhuis, Straatman e Geurts (2008) analisaram o controle postural utilizando um índice de simetria. Este estudo teve como objetivo examinar as relações intra-sujeitos entre a distribuição de carga, controle postural e controle da simetria na postura ereta quieta em sujeitos saudáveis. Os resultados apresentam diferenças nas variáveis analisadas para a postura ereta quieta com a mesma sobrecarga em ambos os membros.

O objetivo do presente experimento foi mensurar e comparar as diferenças no controle de movimento (intra-sujeitos e entre-sujeitos), entre os membros inferiores, em tarefas estáticas e dinâmicas, bipedais e unipedais. A hipótese principal foi que os atletas apresentam maiores diferenças entre membros e quando comparados aos sedentários, no controle motor e postural.

4.1.2. MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

A amostra foi composta por 15 sujeitos sedentários, saudáveis (idade: 23 ± 5 anos, estatura: 176 ± 5 cm, massa: 73 ± 9 kg) e 15 atletas de basquetebol da categoria até 21 anos (idade: 18 ± 1 anos, estatura: 193 ± 10 cm, massa: 80 ± 12 kg). Ambos os grupos eram do sexo masculino. O critério de inclusão para o grupo sedentário foi de não praticantes de atividade física. O critério de inclusão para o grupo de atletas de basquetebol foi praticar treinamento regular, visando desempenho desportivo em nível de competição regional na respectiva categoria. Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram presença de lesões que pudessem comprometer o desempenho dos sujeitos e desordens neurológicas periféricas e/ou centrais. Os sujeitos tomaram conhecimento dos procedimentos experimentais e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, antes de tomarem parte do experimento (Protocolo N°2006/39). Os equipamentos para aquisição dos dados foram totalmente não-invasivos e não envolveram riscos à saúde física e mental dos participantes.

Tarefas

Todos os sujeitos realizaram duas tarefas distintas: salto com contra-movimento (SCM) e postura ereta quieta (PQ) em três diferentes condições: bipedal, unipedal direita e unipedal esquerda.

Para a realização da PQ, os sujeitos permaneciam parados em pé sobre duas plataformas de força, os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Cada sujeito realizou 3 tentativas de 30 s e o sujeito foi instruído a manter o foco de visão em um ponto fixo na parede a 4

m de distância. A posição dos pés foi registrada na plataforma utilizando um giz, com o intuito de manter a mesma posição dos membros sobre as plataformas durante as tarefas. Para as tarefas unipedais, foi solicitado ao sujeito que mantivesse a mesma posição descrita para a postura ereta quieta bipedal, porém um dos membros inferiores foi elevado à altura do maléolo medial do tornozelo do membro de apoio (FIGURA 2).



FIGURA 2 - Tarefas de estáticas (postura ereta quieta bipedal, unipedal direita e esquerda, respectivamente).

Para a realização do SCM (bipedais (FIGURA 3) e unipedais (FIGURA 4)), os sujeitos permaneciam parados em pé sobre duas plataformas de força, com os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Os sujeitos foram instruídos a realizar 3 saltos máximos e a manter seus joelhos estendidos durante a fase de vôo. O intervalo entre os saltos foi de 5 s.

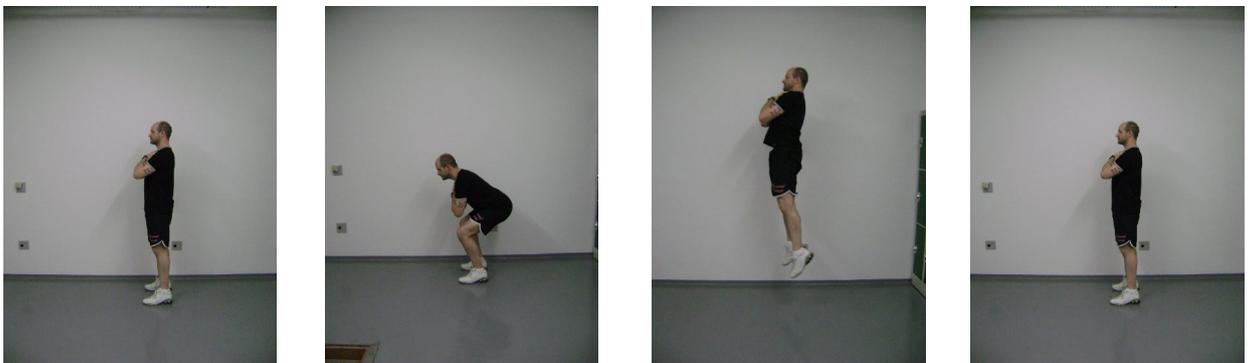


FIGURA 3 - Tarefa dinâmica: salto com contra-movimento bipedal.



FIGURA 4 - Tarefa dinâmica: salto com contra-movimento unipedal.

Procedimentos Experimentais

Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre a preferência em chutar uma bola (MAULDER e CRONIN, 2005). Então, os sujeitos receberam orientações sobre as tarefas, assinaram o termo de consentimento e realizaram um breve aquecimento. Os sujeitos foram submetidos à avaliação antropométrica, especificamente foram realizadas as seguintes medidas: massa corporal, estatura, circunferência média de coxa e perna dos membros direito e esquerdo.

Para ambas as tarefas, as forças e momentos de reação do solo foram medidos por duas plataformas de força (OR6, AMTI Inc., EUA). A aquisição dos dados foi feita através do programa VICON 460 (Motion Systems), a uma frequência de 600 Hz e os dados foram processados através de um programa escrito no software Matlab (Mathworks Inc., EUA).

Análise dos Dados

Para a análise dos dados, tanto para as tarefas estáticas quanto as dinâmicas, foi utilizado o ambiente de programação Matlab 7.1(Mathworks Inc., EUA).

Em todas as condições estáticas, foram calculadas a velocidade e área do centro de pressão em cada plataforma de força (membro) e na condição bipedal, a distribuição média de peso nas duas plataformas (membros) durante a tarefa. A velocidade foi calculada nas direções ântero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l) como o deslocamento total do COP dividido pelo período da coleta. A área do COP

foi calculada como a área de uma elipse que circunscrevia 95% dos dados do COP (FREITAS, PRADO e DUARTE, 2005). A distribuição média de peso em cada plataforma foi calculada através da média da componente vertical da força de reação do solo (FRSv) em cada plataforma dividida pelo peso corporal.

Para as tarefas dinâmicas (salto bipedal e unipedal), foram calculadas a altura do salto, através da velocidade do *takeoff*, definido através da FRSv total (ambos os membros) e para cada membro, foi utilizada FRSv para definir a razão entre o impulso positivo/negativo, o pico da carga de aterrissagem e a taxa de desenvolvimento de força.

Seguem abaixo os procedimentos para a análise da tarefa dinâmica:

Os dados de FRSv, em cada membro inferior, foram filtrados por um filtro passa baixa com atraso de fase zero, Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 100Hz (FIGURA 5).

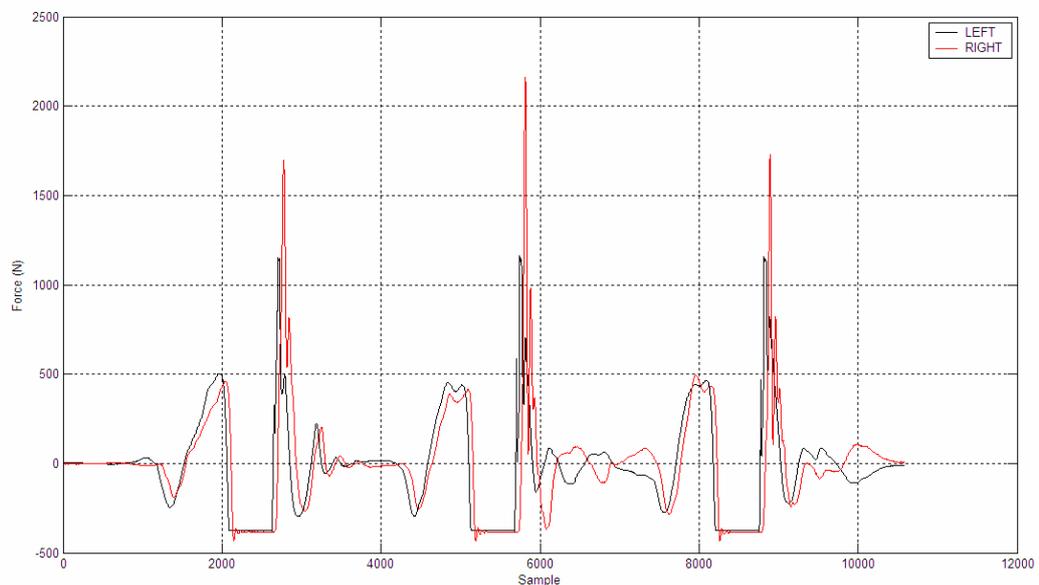


FIGURA 5 - Gráfico representativo das FRS vertical de ambos os membros inferiores.

Para a análise do salto total, a curva força x tempo de cada membro inferior foi somada produzindo uma única curva força x tempo (resultante).

Após a definição da curva força x tempo resultante, foi calculada a aceleração, a velocidade e a potência do salto (FIGURA 6) através das seguintes equações:

Aceleração = $(FRSv - P) / m$, onde **FRSv** significa a FRSv total, **P** o peso do sujeito, **m** a massa corporal do sujeito.

A velocidade do salto foi definida através da integral da aceleração, obtida inicialmente através da seguinte equação:

Velocidade (t) = $\int (aceleração) dt + C$, onde **C** é zero considerando que o sujeito partiu do repouso.

Para o cálculo de potência, a seguinte equação foi utilizada:

Potência (Watts/PC) = $(FRSv \times Velocidade\ Vertical) / Peso$

O instante de início do salto foi definido através da análise do início da curva de potência, definida em 2% da potência máxima. O final do salto foi definido através do instante onde a curva de potência se aproxima novamente do valor zero (menor que 2% da potência máxima – final do gráfico abaixo). Todas as curvas foram apresentadas com a mesma base temporal em função desta definição de início e final do salto (FIGURA 6).

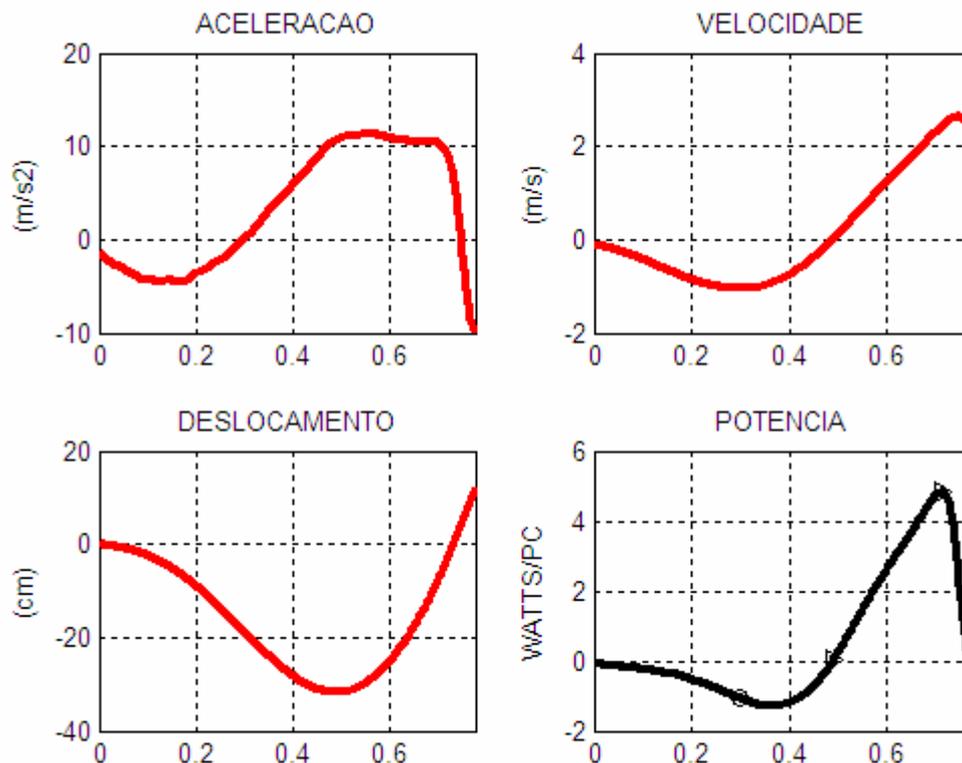


FIGURA 6 - Gráfico representativo do salto: aceleração, velocidade, deslocamento e potência.

A **velocidade de *takeoff*** foi definida pela velocidade no ponto onde a potência atinge o valor máximo. Desta forma, a altura do salto foi calculada considerando tal valor da curva de velocidade, como segue:

$$\text{Altura do Salto (cm)} = \frac{v_{takeoff}^2}{2g}, \text{ onde } v \text{ é a velocidade de } takeoff \text{ e } g \text{ a}$$

aceleração da gravidade (9,8 m/s) (STEPHENS II *et al.*, 2007).

Baseado na FRSv de cada membro foi calculada a razão entre o impulso positivo/negativo, o pico da carga de aterrissagem e a taxa de desenvolvimento de força. Todas as variáveis analisadas apresentam indicativos relevantes para se caracterizar o desempenho durante o SCM.

A razão do impulso foi definida pela divisão dos valores de impulso negativo (fase de absorção do salto) pelo impulso positivo (fase de propulsão do salto), que é utilizada como uma ferramenta sensível para as características do ciclo

alongamento-encurtamento (DOWLING e VAMOS, 1993). A definição do impulso negativo foi realizado através do cálculo da integral da curva de FRSv de cada membro, considerando o início do salto (definido pelo início da fase negativa da curva de potência) e o ponto onde a curva de potência cruza o zero (fase negativa) (FIGURA 7).

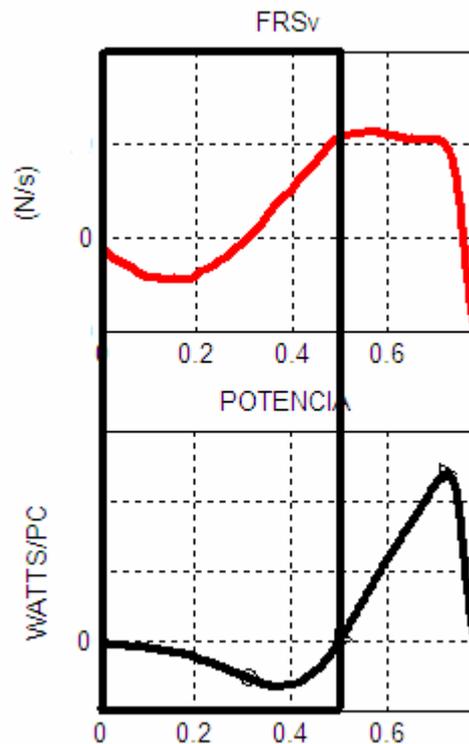


FIGURA 7 - Gráfico representativo da parte da curva de FRSv definida pelos pontos da curva de potência, caracterizando o impulso negativo.

A definição do impulso positivo foi realizado através do cálculo da integral da curva de FRSv de cada membro, considerando o ponto onde a curva de potência cruza o zero até o final da curva (fase propulsiva) (FIGURA 8).

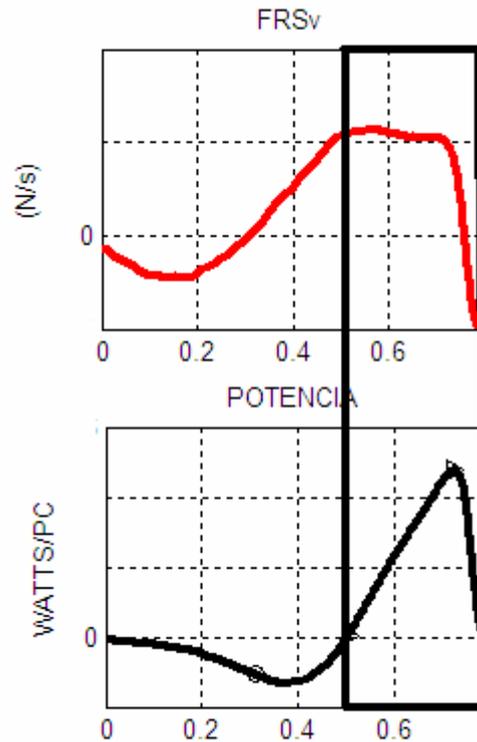


FIGURA 8 - Gráfico representativo da parte da curva de força de reação do solo vertical definida pelos pontos da curva de potência, caracterizando o impulso positivo.

A razão do impulso foi calculada através da razão entre os impulsos calculados (LINTHORNE, 2001), da seguinte forma:

$$RI = \frac{\textit{impulso_negativo}}{\textit{impulso_positivo}}$$

O pico da carga de aterrissagem é um indicativo importante de sobrecarga no segmento inferior no momento de contato membro/solo após a fase de vôo, e foi definida pelo valor máximo da FRSv no contato após a fase de vôo, normalizado pelo peso corporal. O pico da carga de aterrissagem foi definido como o valor máximo da FRSv em cada membro, no instante de contato com a plataforma, analisada após a fase de vôo.

A taxa de desenvolvimento de força foi definida através da fase ascendente da curva de FRSv, calculada através do coeficiente angular da reta definida pelos

pontos de início da fase concêntrica e ponto máximo da curva, sendo relevante para a quantificação da habilidade do músculo em produzir mais força em curtos períodos de tempo, aumentando sua aceleração durante o SCM (ZIV e LIDOR, 2009). A taxa de desenvolvimento de força é um importante fator que contribui para a produção de potência e performance dinâmica do SCM (KAWAMORI e HAFF, 2004) (FIGURA 9).

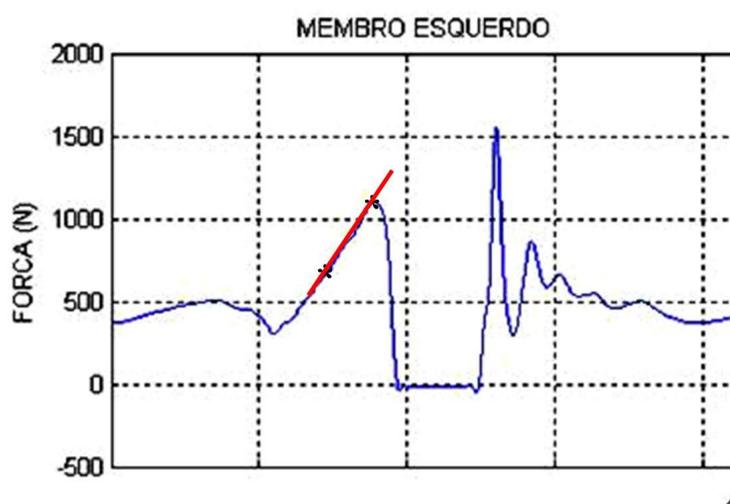


FIGURA 9 - Gráficos representativo da forma de definir a taxa de desenvolvimento de força.

Foi calculado um índice de assimetria (IA) entre o membro dominante (V_d) e o não-dominante (V_{nd}) como a diferença entre estas duas variáveis dividida pela média entre elas e multiplicado por 100:

$$IA = 100 * \frac{(V_d - V_{nd})}{(V_d + V_{nd}) / 2}$$

As análises dos IA foram realizadas de duas formas: através da média dos valores em módulo para cada grupo, visando entender o grau de assimetria e a utilização dos valores reais, visando determinar as tendências de lateralidade.

Para as diferenças entre os membros inferiores, principalmente as funcionais, foi utilizado um limite de assimetria considerado clinicamente aceitável de 15% (BARBER, NOYES, MANGINE, MCCLOSKEY e HARTMAN, 1990; CATES e CAVANAUGH, 2009; MAULDER e CRONIN, 2005; ORISHIMO e KREMENIC, 2006).

Análise Estatística

A análise estatística descritiva envolveu medidas de tendência central e variabilidade. Todos os dados foram reportados através da média e erro padrão da média. A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Kolmogorov-Smirnov* e *de Levene*, respectivamente. Teste *t de student* pareado foi utilizado para verificar as diferenças entre os IA e o valor zero (simetria) para cada grupo. A análise de variância (ANOVA) “one-way” foi empregada para comparar os IA entre grupos. Teste de correlação de *Pearson* foi utilizado para correlacionar as variáveis posturais e de movimento entre grupos. Um nível de significância (α) de 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos.

4.1.3. RESULTADOS

Análise Antropométrica:

ANOVA apresentou diferenças significativas entre grupos para os valores absolutos da circunferência de coxa direita ($F(1,28)=6.49$, $p=0.017$), circunferência de coxa esquerda ($F(1,28)=4.63$, $p=0.040$), circunferência de perna direita ($F(1,28)=10.48$, $p=0.003$), circunferência de perna esquerda ($F(1,28)=9.29$, $p=0.005$).

Foram verificadas diferenças significativas para os IA das circunferências, entre membros, para ambos os grupos: atletas (IA Coxa ($t(14)=5.13$, $p<0.0001$), IA Perna ($t(14)=3.91$, $p=0.002$)) e sedentários (IA Coxa ($t(14)=2.55$, $p=0.023$), IA Perna ($t(14)=4.31$, $p=0.001$)), como mostra a FIGURA 10 .

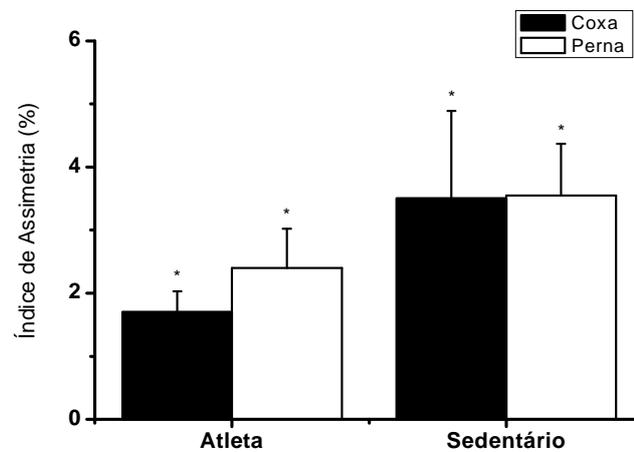


FIGURA 10 - Gráfico da média e EPM dos índices de assimetria dos valores de antropometria de membros inferiores para ambos os grupos.
*Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

Análise da Postura Ereta Quieta (tarefas estáticas):

A FIGURA 11 representa o deslocamento do COP em cada plataforma durante a postura ereta quieta (PQ) de um sujeito sedentário nas condições bipedal (a) e unipedal (b).

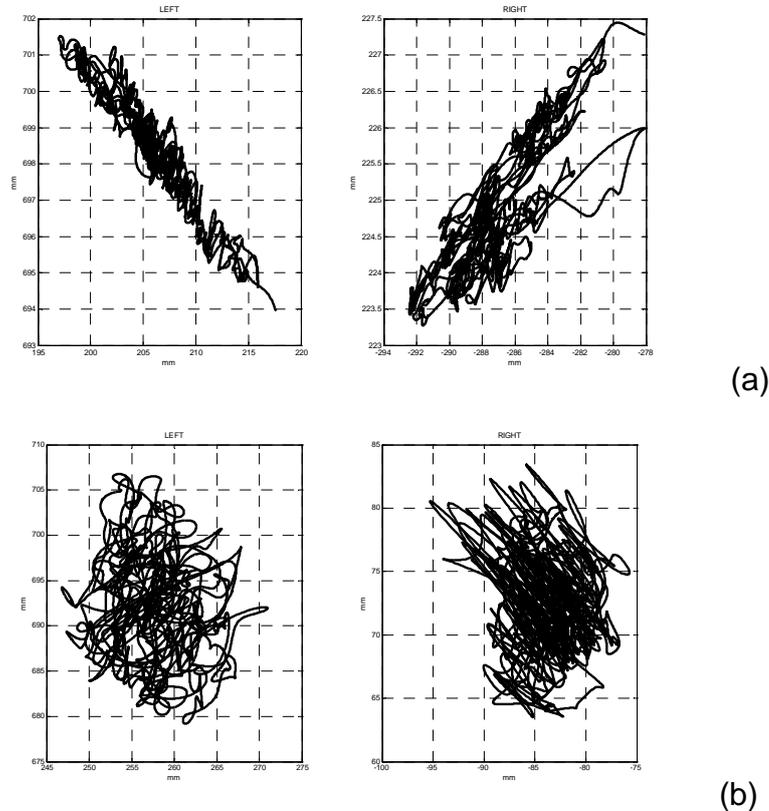


FIGURA 11 - Gráfico representativo do deslocamento do centro de pressão durante: (a) postura bipedal e (b) postura unipedal. O gráfico da esquerda mostra a plataforma onde o pé esquerdo estava apoiado e o gráfico da direita, a plataforma onde o pé direito estava apoiado.

Para a análise da descarga de peso, na condição bipedal, foram observadas assimetrias entre membros para o grupo de sedentários ($t(11)=4.97$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=5.82$, $p<0.001$), entretanto, ANOVA não revelou efeito principal entre grupos.

Para a área do COP na tarefa bipedal, o grupo de sedentários foi assimétrico ($t(11)=8.62$, $p<0.001$), apresentando maior área do COP na plataforma do membro dominante em relação ao não-dominante. O grupo de atletas apresentou diferenças significantes na área do COP ($t(14)=6.67$, $p<0.001$). ANOVA revelou efeito principal dos índices de assimetria, entre grupos, para a área do COP na tarefa bipedal grupos ($F(1,25)=9.26$, $p=0.005$). Para a condição unipedal foram observadas diferenças

significativas entre membros para o grupo de sedentários ($t(11)=8.62$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=6.67$, $p<0.001$), além de apresentar efeito principal entre grupos ($F(1,25)=9.88$, $p=0.004$).

A análise da assimetria, entre membros, para as velocidades de deslocamento do COP, na condição bipedal, mostrou diferenças significativas para a direção m-l em sedentários ($t(11)=14.5$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=6.02$, $p<0.001$), ANOVA apresentou efeito principal, entre grupos, apenas para a velocidade a-p ($F(1,25)=5.07$, $p=0.033$).

Na condição unipedal, foram observadas diferenças significativas apenas para a velocidade m-l no grupo de sedentários ($t(11)=14.5$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=6.02$, $p<0.001$), entretanto a ANOVA apresentou efeito principal, entre grupos, para a velocidade a-p ($F(1,25)=5.07$, $p=0.033$) (FIGURA 12).

A análise de correlação para a tarefa bipedal apresentou relação entre as velocidades a-p e m-l para ambos o grupo sedentário ($r=0.66$, $p=0.019$) e atletas ($r=0.62$, $p=0.013$). A análise de correlação para a tarefa unipedal apresentou relação entre as velocidades a-p e m-l para o grupo sedentário ($r=0.66$, $p=0.019$) e atletas ($r=0.66$, $p=0.019$).

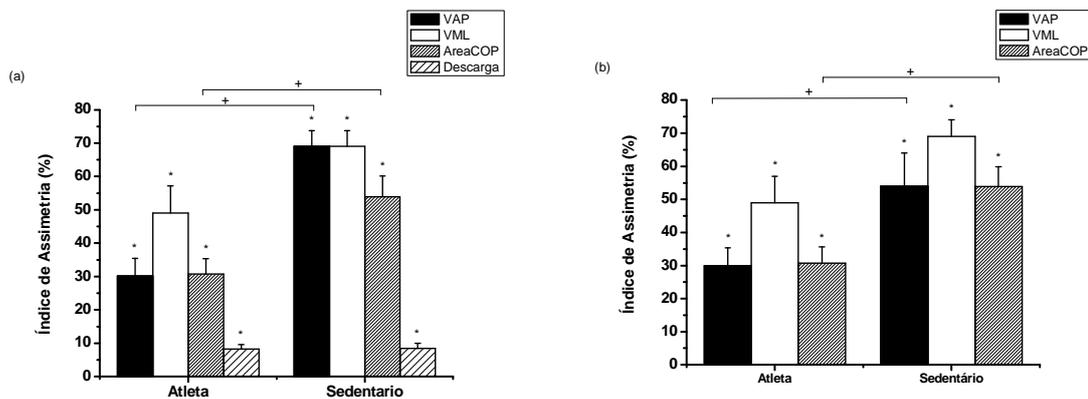


FIGURA 12 - Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as velocidades nas direções a-p e m-l e para a área do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta quieta (a) bipedal e (b) unipedal. Diferenças *entre membros e +entre grupos, $p<0.05$.

Análise do Salto com Contra-Movimento (tarefas dinâmicas):

Inicialmente, foram analisadas as alturas máximas atingidas para as condições bipedais e unipedais em ambos os grupos, e não foram observadas diferenças entre grupos ou membros para esta variável. Entretanto, foram verificadas diferenças significativas para as alturas de salto bipedal e soma das alturas do salto unipedal (déficit bilateral) para o grupo sedentário ($t(14)=2.33$, $p=0.03$) e o grupo de atletas ($t(14)=2.62$, $p=0.02$), sendo que os atletas apresentaram tendência à maiores valores de déficit bilateral. Para a comparação entre os grupos, não foram verificadas diferenças significativas nos percentuais de déficit bilateral.

Não foi verificada relação entre as variáveis de desempenho para o SCM.

A FIGURA 13 representa exemplos da FRSv durante saltos com contra-movimento nas tarefas bipedal e unipedal.

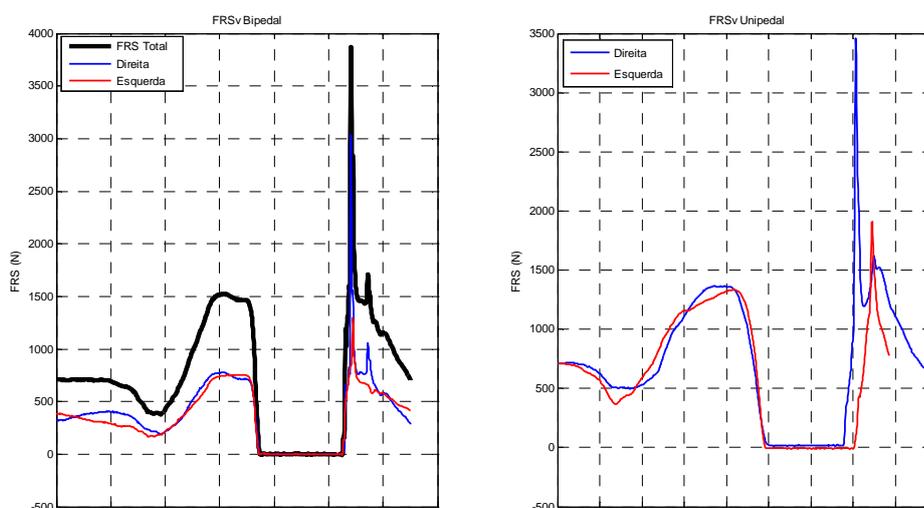


FIGURA 13 - Gráfico representativo das forças de reação do solo vertical de um sujeito realizando o salto bipedal e saltos unipedais, respectivamente.

A análise da assimetria para a taxa de desenvolvimento de força apresentou diferenças significativas entre membros para o grupo sedentário ($t(14)=6.13$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=7.99$, $p<0.001$) durante a tarefa bipedal. Para a condição unipedal foram observadas apenas diferenças significativas entre membros, para o

grupo de sedentários ($t(14)=5.04$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=5.14$, $p<0.001$). ANOVA não apresentou efeito principal entre grupos, para a taxa de desenvolvimento de força, na condição bipedal e unipedal (FIGURA 14).

A análise da assimetria para a razão do impulso apresentou diferenças significativas entre membros para o grupo sedentário ($t(14)=5.0$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=4.92$, $p<0.001$), durante a condição bipedal. Para a condição unipedal foram observadas apenas diferenças significativas entre membros, para o grupo de sedentários ($t(14)=5.34$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=5.52$, $p<0.001$). ANOVA apresentou efeito principal entre grupos, apenas na condição unipedal ($F(1,28)=4.61$, $p=0.04$) (FIGURA 14).

A análise da assimetria, entre os membros, para o pico da carga de aterrissagem durante a condição bipedal apresentou diferenças significativas para o grupo de sedentário ($t(14)=5.34$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=4.31$, $p=0.001$). Para a condição unipedal, foram verificadas diferenças significativas entre os membros para o grupo sedentários ($t(14)=5.35$, $p<0.001$) e atletas ($t(14)=5.26$, $p<0.001$). ANOVA não apresentou efeito principal, entre grupos, para ambas as condições (FIGURA 14).

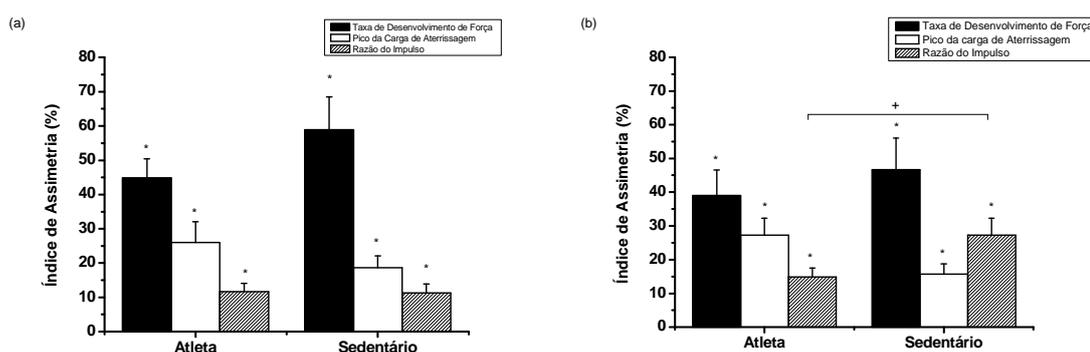


FIGURA 14 – Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para a taxa de desenvolvimento de força, pico da carga de aterrissagem, razão do impulso, durante os saltos: (a) bipedal e (b) unipedal. Diferenças *entre membros e +entre grupos, $p<0.05$.

4.1.4. DISCUSSÃO

Postura Ereta Quieta:

A proposta deste experimento foi investigar as diferenças entre os membros inferiores intra-sujeitos (entre membros) e inter-sujeitos (sedentários x atletas) em tarefas estáticas bipedais e unipedais.

Os resultados do presente experimento não corroboram a hipótese de que indivíduos sedentários apresentam simetria entre membros, nas condições bipedais e unipedais. Para a tarefa bipedal, o grupo de sedentários apresentou um alto nível de assimetria (acima de 50%) entre os membros dominante e não-dominante, para todas as variáveis analisadas, exceto para a descarga de peso (<10%). Foi observado que o membro não-dominante apresentou menores valores de assimetria para todas as variáveis analisadas. Na condição unipedal, o grupo sedentário também apresentou assimetria, entre membros, para todas as variáveis analisadas.

Corroborando o presente experimento, o estudo de Anker *et al.*, (2008) analisou a descarga de peso na postura ereta quieta. Os resultados apresentados para esta condição se assemelham aos do presente experimento, onde foram encontradas similaridades nas velocidades do COP nas direções a-p e m-l, sendo a V_{m-l} maior em comparação à V_{a-p} . Pôde-se observar também, em ambos, a tendência do membro não-dominante apresentar maiores valores.

O grupo de atletas também apresentou assimetrias, nas condições bipedal e unipedal. Para a condição bipedal foram encontradas diferenças entre os membros para todas as variáveis analisadas (acima de 30%), exceto para a descarga de peso (<10%). Foi observado que o membro não-dominante apresentou maiores valores comparados ao membro dominante. Na condição unipedal, o grupo de atletas também apresentou assimetrias, entre os membros dominante e não-dominante, sendo que todas as variáveis analisadas apresentaram diferenças acima de 30%.

A comparação entre grupos foi realizada em virtude das possíveis diferenças no controle das tarefas em questão. O presente experimento não corrobora a hipótese principal, pois o grupo de sedentários apresenta maiores diferenças entre membros comparados ao grupo de atletas. Em ambas as condições foram observadas diferenças entre grupos apenas para a V_{a-p} e área do COP. Para a

condição bipedal e unipedal, o grupo sedentário apresentou maiores índices de assimetria comparados ao grupo de atletas.

Salto com Contra-Movimento:

A proposta deste experimento foi verificar as diferenças entre os membros inferiores intra-sujeitos (entre membros) e entre-sujeitos (sedentários x atletas) em tarefas dinâmicas bipedais e unipedais.

Inicialmente, os resultados deste experimento não corroboram a hipótese de que o grupo sedentário apresenta simetria para as condições estudadas.

Para a tarefa bipedal, o grupo de sedentários mostrou ser assimétrico em todas as variáveis analisadas e o membro dominante apresentou maiores valores absolutos em relação ao não-dominante. As diferenças entre membros foram acima de 15%, exceto para a razão do impulso. Na condição unipedal, o grupo sedentário também apresentou assimetrias, para todas as variáveis analisadas, corroborando os resultados encontrados no estudo de Stephens II *et al.*, (2005).

O grupo de atletas também apresentou assimetrias para as condições bipedais e unipedais. Na condição bipedal, a taxa de desenvolvimento de força e o pico da carga de aterrissagem apresentaram diferenças entre membros acima de 15%, exceto para a razão do impulso. Tais diferenças foram decorrentes do membro dominante apresentar maiores valores que o não-dominante. Observa-se que para a condição unipedal, todas as variáveis apresentaram assimetrias acima de 15%.

Novamente, os resultados do presente experimento não corroboram a hipótese principal, mostrando que ambos os grupos apresentam assimetrias, mas estas não são diferentes entre eles.

Stephens II, Lawson e Reiser (2005) citam que é comum ocorrer diferenças entre o membro dominante e o não-dominante em tarefas unipedais, isto devido a tendência do corpo em utilizar um membro preferencialmente. Para os saltos unipedais, todos os sujeitos possuem uma perna na qual podem saltar mais alto que a outra, entretanto em seu estudo, tal diferença foi relativamente pequena, corroborando o presente experimento. E considerando a relação entre a condição unipedal e bipedal, o déficit bilateral é um fenômeno caracterizado pela menor produção de força máxima voluntária bilateral comparada à soma das forças

exercidas de forma unilateral. Diversos estudos têm reportado que em saltos bipedais são verificados menores valores para a altura máxima comparados ao dobro da altura dos saltos unipedais, além de que se considera que o déficit bilateral durante os saltos bipedais seja causado primariamente pela relação força-velocidade do que pela redução do drive neural (BOBBERT, GRAAF, JONK e RICHARD CASIUS, 2005). Para a análise do déficit bilateral, verificou-se diferenças no desempenho da altura do salto bipedal em relação a soma das alturas do salto unipedal, de aproximadamente 15% para o grupo sedentário e de 20% para o grupo de atletas. Desta forma, verifica-se que os atletas possuem maior tendência à apresentarem déficit bilateral em relação ao grupo sedentário, provavelmente em função das demandas do esporte. Este efeito corrobora o estudo de Bobbert, Graaf, Jonk e Richard Cassius (2005) que citam que as diferenças no déficit bilateral possuem influência do nível de treinamento dos sujeitos, assim como da familiaridade com a tarefa avaliada.

No presente experimento o grupo de atletas apresentou valores de pico da carga de aterrissagem da ordem de 3,7x Peso Corporal e 3,3 x Peso Corporal, enquanto o grupo sedentário apresentou 3,2 x Peso Corporal e 2,8 x Peso Corporal, para o membro dominante e não-dominante, respectivamente. Os músculos possuem papel primário na absorção de energia e choque durante a aterrissagem, desta forma, pode-se supor que sujeitos treinados possuam um sistema músculo-esquelético melhor preparado para a atenuação destas cargas, mesmo assimétricas. Entretanto, não se conhece em que grau tais estresses mecânicos, aplicados no sistema, podem aumentar a incidência de lesão (COVENTRY, O'CONNOR, HART, EARL e EBERSOLE, 2006).

4.1.5. CONCLUSÃO

Conclui-se que tanto atletas quanto sedentários apresentam diferenças entre membros para as tarefas de PQ e SCM, unipedais e bipedais. Para a PQ as diferenças entre grupos foram verificadas para a Va-p e área do COP, sendo que os maiores valores foram observados no grupo sedentário quando comparado ao grupo de atletas. Para o SCM as diferenças, entre grupos, foram verificadas apenas para a razão de impulso na condição unipedal, com os maiores valores apresentados pelo

grupo de sedentários. Desta forma, conclue-se que ambos os grupos apresentaram assimetrias e que estas são similaridades entre grupos, não corroborando a hipótese principal. Entretanto, deve-se considerar que os atletas analisados estavam no início da temporada esportiva, e possivelmente sem grande influência dos efeitos do treinamento.

4.2. EXPERIMENTO 2_ Efeitos agudos da fadiga neuromuscular unipedal em tarefas estáticas e dinâmicas bipedais.

4.2.1. INTRODUÇÃO

A fadiga reduz a capacidade do músculo em produzir força e potência (AMENT e VERKERKE, 2009). De acordo com Dowling e Vamos (1993) a fadiga neuromuscular pode estar relacionada com o acúmulo metabólico, redução dos substratos energéticos, disfunção neuromuscular e redução da ativação voluntária. Parece existir relação entre as alterações no controle neuromotor e a fadiga neuromuscular. Diversos estudos vêm apresentando a influência da fadiga neuromuscular no controle motor de diferentes tarefas (AMENT e VERKERKE, 2009; GRIBBLE e HERTEL, 2004a; GRIBBLE, HERTEL, DENEGAR e BUCKLEY, 2004; HEDAYATPOUR, ARENDT-NIELSEN e FARINA, 2007; THOMSON, WATT e LIUKKONEN, 2009). Tais alterações podem influenciar, além das estruturas neuromusculares, propriedades articulares proprioceptivas e cinestésicas. Isto se deve ao aumento do limiar de descarga dos fusos musculares, alterações no feedback aferente e conseqüentemente, alterações na percepção de fraqueza articular (AMENT e VERKERKE, 2009; GRIBBLE e HERTEL, 2004a).

O equilíbrio ou controle postural é mantido através da integração dinâmica das forças internas e externas, além de fatores ambientais. A manutenção do controle postural requer o controle do centro de gravidade dentro da base de suporte. A fadiga neuromuscular pode ser considerada um fator chave para o detrimento do controle postural por alterar negativamente a propriocepção e as propriedades cinestésicas articulares. Assim, modificações decorrentes da fadiga podem produzir déficits no controle neuromuscular, representados através do controle postural (GRIBBLE *et al.*, 2004).

Os estudos que analisaram o efeito da fadiga na manutenção do controle postural acrescentaram importantes informações para o entendimento de suas alterações, entretanto tais estudos analisaram apenas condições posturais unipedais.

Não foram encontrados estudos sobre controle postural que investigaram o controle de movimento bipedal após fadiga neuromuscular unipedal ou mesmo bipedal.

Os estudos de Gribble e Hartel (GRIBBLE e HERTEL, 2004a; 2004b) analisaram o efeito da fadiga neuromuscular no controle postural em tarefas unipedais, através do equipamento isocinético. No estudo de Gribble e Hartel (2004a) foram analisados os efeitos da fadiga nas articulações de quadril e tornozelo em movimentos no plano frontal, e complementando este, outro estudo (GRIBBLE e HERTEL, 2004b) foi realizado induzindo fadiga na musculatura das articulações de quadril, joelho e tornozelo em movimentos no plano sagital. Em ambos os estudos, a indução de fadiga através do isocinético foi realizada em contrações concêntricas/concêntricas à 60°/s e o músculo foi considerado fatigado quando este atingiu 50% do pico de torque. Para avaliar o efeito da fadiga no controle postural, os autores destes estudos analisaram a velocidade do COP ântero-posterior e médio-lateral nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. Os resultados no plano frontal mostraram que a musculatura de quadril fatigada gerou alterações negativas no controle postural em ambos os planos (frontal e sagital) e a fadiga da musculatura de tornozelos não alterou o controle postural em qualquer plano. A fadiga no plano sagital dos músculos de tornozelo, joelho e quadril indicaram alterações negativas na velocidade do COP. Portanto, observa-se um efeito localizado da fadiga diretamente relacionada aos músculos responsáveis pelo controle postural em cada plano.

A proposta do estudo de Salavati, Moghadam, Ebrahimi e Arab (2007) foi similar aos estudos citados anteriormente, onde foram quantificadas as alterações na estabilidade postural com fadiga dos músculos responsáveis pelos movimentos no plano frontal e sagital. Os diferentes músculos foram fatigados em diferentes sessões utilizando contrações isocinéticas para os flexores/extensores de tornozelo, inversores/eversores de tornozelo, flexores/extensores de quadril e adutores/abdutores de quadril. A indução de fadiga no isocinético foi diferenciada para os músculos proximais (60°/s e 90°/s) ou distais (60°/s e 120°/s) e os músculos foram julgados fatigados quando o pico de torque diminuía em torno de 50% para três movimentos consecutivos. Os sujeitos permaneciam em apoio unipedal dominante e foram avaliadas as estabilidades ântero-posterior e médio-lateral, pré-fadiga e pós-fadiga pelo Biodex Stability System. Os resultados apresentaram

maiores instabilidades na fadiga de quadril comparada ao tornozelo, concluindo que músculos proximais possuem maior influência na estabilidade e estão diretamente relacionados ao plano de movimento aos quais geram movimento.

Outro fator relevante para o controle postural é o tempo de recuperação pós-fadiga. O estudo de Yaggie e McGregor (2002) analisa o tempo de recuperação pós-fadiga em músculos responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão e inversão/eversão de tornozelos, através do equipamento isocinético à 60°/s em contrações excêntricas/concêntricas. Foram analisadas a oscilação e o deslocamento do COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral antes e em intervalos após a fadiga (0', 10', 20' e 30'). Os resultados sugeriram que os deslocamentos em ambas as direções diferiram significativamente do tempo pós-fadiga e após 20 minutos observou-se o retorno aos valores iniciais.

Os estudos citados demonstram efeitos que a fadiga neuromuscular produz em tarefas como a manutenção da postura unipedal. Seria interessante analisar o efeito da fadiga neuromuscular unilateral ou bilateral no controle postural bipedal para compreender como o SNC organiza o movimento em circunstâncias de desigualdade entre membros.

Além do controle da postura, considerada no presente estudo como uma tarefa estática, outras atividades possuem interesse no âmbito esportivo e cotidiano. Os saltos são habilidades importantes em diversos esportes e atividades recreacionais, além de sua vasta utilização como teste físico, na reabilitação e no próprio treinamento físico (GRIBBLE e HERTEL, 2004a; GRIBBLE *et al.*, 2004; SALAVATI *et al.*, 2007; YAGGIE e MCGREGOR, 2002). A execução de tal tarefa motora depende da coordenação da ação dos diversos segmentos corporais, os quais são determinados pela interação entre forças musculares e uma gama de momentos gerados através das articulações para acompanhar as demandas mecânicas da tarefa (MAULDER e CRONIN, 2005; STEPHENS II *et al.*, 2007), além de diferirem quanto à sua manifestação bipedal ou unipedal (STEPHENS II *et al.*, 2007).

A habilidade em realizar saltos em condições de fadiga é comum para a maioria dos esportes, diferenças na demanda muscular podem ser observadas devido à ajustes técnicos ou táticos.

As assimetrias funcionais podem contribuir fisiologicamente para diferentes níveis de fadiga neuromuscular entre os membros e potencializar o risco de lesões ou mesmo redução de performance do sujeito (RODACKI, FOWLER e BENNETT, 2001; ZIV e LIDOR, 2009). Existem evidências de que a fadiga neuromuscular altera aspectos biomecânicos das extremidades inferiores em sujeitos saudáveis durante várias atividades (AUGUSTSSON, THOMEE, LINDEN, FOLKESSON, TRANBERG e KARLSSON, 2006; STEPHENS II *et al.*, 2007). Poder-se-ia considerar, então, a influência da fadiga neuromuscular no padrão de coordenação das tarefas dinâmicas como os saltos verticais de forma unipedal (ORISHIMO e KREMENIC, 2006) e bipedal (AUGUSTSSON *et al.*, 2006; COVENTRY *et al.*, 2006; ORISHIMO e KREMENIC, 2006; RODACKI, FOWLER e BENNETT, 2001), assim como na aterrissagem dos saltos (COVENTRY *et al.*, 2006; ORISHIMO e KREMENIC, 2006).

A coordenação segmentar do salto vertical sob condição de fadiga neuromuscular dos músculos extensores/flexores do joelho apresentam um fenômeno chamado de *common drive* ao qual controlaria o conjunto agonista-antagonista durante a tarefa sem e com fadiga (RODACKI, FOWLER e BENNETT, 2001). No estudo de Rodacki *et al.*, (2001) os extensores e flexores de joelho dos sujeitos foram fatigados individualmente e então, os mesmos realizaram saltos verticais máximos. Os resultados indicam que os músculos flexores não influenciam diretamente a altura do salto, a cinemática, a cinética ou a eletromiografia. Entretanto, a fadiga dos músculos extensores causa a necessidade de diversos ajustes do movimento, como a diminuição do pico da velocidade angular articular, do pico do momento articular e da potência para a articulação do joelho, entretanto, uma única estratégia foi utilizada independente do grupo muscular fatigado ou a condição, desta forma, não foi observado qualquer reorganização do sistema, sugerindo que movimentos máximos requerem um único ajuste do controle motor tanto em fadiga como sem fadiga.

Outro fator de extrema relevância, em se tratando de saltos, é a aterrissagem. O estudo de Coventry, O'connor, Hart, Earl e Ebersole (2006) investigou as alterações mecânicas articulares e a absorção das forças durante a aterrissagem do salto unipedal sob fadiga neuromuscular. Não foram observadas diferenças na atenuação do choque através do corpo e houve aumento na flexão de quadril e

joelhos, além de diminuição da flexão plantar do tornozelo em condição de fadiga. Houve também um aumento no trabalho da articulação do quadril e diminuição no tornozelo, considerado como uma resposta compensatória para a utilização dos extensores de quadril que são maiores e potencialmente poderiam se ajustar melhor para absorver a energia mecânica do impacto. Portanto, as extremidades inferiores são capazes de se adaptar à fadiga através de alterações na cinemática e redistribuição do trabalho para músculos proximais maiores. O estudo de Orishimo e Kremenec (2006) mensuraram, através de cinemática, cinética e eletromiografia, as adaptações nas estratégias durante a aterrissagem do salto unipedal seguido de fadiga dos músculos da coxa. A fadiga muscular unipedal foi induzida através de duas séries de 50 repetições de subidas no step (30cm) com intervalo de 1 minuto entre séries. Foi observado que ocorria maior amplitude do joelho, redução na flexão de quadril e o tornozelo tendia a maior dorsi-flexão. O pico do momento extensor tendia a diminuir para o joelho e aumentar para o tornozelo e quadril. Desta forma, a diminuição do momento do joelho e o aumento na flexão do joelho durante a aterrissagem, indicam que o controle do movimento foi ajustado apesar do aumento da ativação do vasto medial, lateral e reto femoral. O desempenho do tornozelo aumentou para compensar a fraqueza instaurada na musculatura extensora de joelhos e para manter a estabilidade da extremidade inferior. Portanto, a fadiga neuromuscular induz ajustes motores compensatórios na aterrissagem dos saltos.

Desta forma, observa-se que ocorrem alterações importantes nos membros inferiores quando se induz fadiga neuromuscular. Entretanto, não foram encontrados estudos que investigassem a influência da fadiga unipedal em tarefas bipedais.

Portanto, o objetivo do presente experimento foi verificar a influência da fadiga neuromuscular unilateral e bilateral no controle de movimento entre os membros inferiores, em tarefas estáticas e dinâmicas bipedais. A hipótese principal é que a fadiga neuromuscular em um membro modifica o controle de movimento em tarefas dinâmicas e estáticas bipedais.

4.2.2. MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

A amostra foi composta por 10 adultos jovens sedentários, saudáveis, do sexo masculino (idade: 25 ± 4 anos, estatura: 176 ± 8 cm, massa: 73 ± 12 kg). O critério de inclusão foi de não praticantes de atividade física. O critério de exclusão foi a presença de lesões que pudessem comprometer o desempenho dos sujeitos e distúrbios neurológicos periféricos e/ou centrais. Os sujeitos tomaram conhecimento dos procedimentos experimentais e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, antes de tomarem parte do experimento (Protocolo N°2006/39). Os equipamentos para aquisição dos dados foram totalmente não-invasivos e não envolveram riscos à saúde física e mental dos participantes.

Tarefas

Foram realizadas duas tarefas distintas: salto com contra-movimento (SCM) e postura ereta quieta (PQ), ambas na condição bipedal.

Para a realização do SCM, os sujeitos permaneciam parados em pé sobre duas plataformas de força, com os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Os sujeitos foram instruídos a realizar 3 saltos máximos e a manter seus joelhos estendidos durante a fase de vôo. Cada salto foi intervalado por um período de 5 s. Para a realização da PQ, os sujeitos permaneciam parados em pé sobre as mesmas plataformas de força e também com os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Cada sujeito realizou 3 tentativas de 30 s (pré-teste) e 1 tentativa de 30" (condições de fadiga e controle), e ele foi instruído a manter o foco de visão em um ponto fixo na parede a 4 m de distância. As tentativas de PQ foram realizadas antes das tentativas de SCM (pré-teste) e após os SCM nas condições de fadiga.

As tarefas SCM e PQ foram realizadas, inicialmente, na condição de ausência de fadiga ou pré-fadiga e nas seguintes condições de fadiga neuromuscular: fadiga do membro dominante (FD), fadiga do membro não-dominante (FND) e fadiga de ambos os membros ou bilateral (FB).

As tarefas foram realizadas na mesma sessão e seguiram a seqüência fixa abaixo:

- Estática bipedal (3x 30")
- Estática unipedal (3x 30")
- Dinâmica Bipedal (3x)
- Dinâmica Unipedal (3x)

Tarefa Fatigante Unipedal (D ou ND): Aleatorizado

- Dinâmica Bipedal (3x)
- Estática Bipedal (1x 30")

Descanso de 10'

Repete-se a seqüência acima com mudança na perna fatigada

Descanso de 10'

Tarefa Fatigante Bipedal

- Dinâmica Bipedal (3x)
- Estática Bipedal (1x 30")

Tal seqüência foi seguida em função do caráter intermitente da fadiga. O controle da recuperação da fadiga foi realizado através da altura do salto na tarefa dinâmica unipedal, que foi realizada na condição de pré-fadiga, logo após a tarefa fatigante e no final de cada 10' de intervalo. Tempo adicional foi fornecido aos sujeitos para familiarização das tarefas.

Teste de Carga Máxima (%1RM)

Para se determinar a sobrecarga necessária para a tarefa fatigante unipedal e bipedal, foi realizado o teste de 1RM (BROWN, 2008). O teste de 1RM foi realizado de forma unipedal para o membro dominante, e os valores atingidos foram considerados para o membro contra-lateral e a tarefa bipedal.

Tarefa Fatigante

A tarefa fatigante foi realizar duas séries de 50 repetições, com cadência auto-selecionada, utilizando as seguintes sobrecargas: 40% de 1RM para as condições

de fadiga unipedal e 60% de 1RM para a condição bipedal. As condições unipedais foram aleatorizadas entre os sujeitos, com exceção da condição de fadiga bipedal que permaneceu sempre como última intervenção. Tal seqüência foi seguida em função do caráter intermitente da fadiga (FIGURA 15).

Como formas de controle da fadiga, foram realizadas avaliações da altura do salto unipedais (membro fatigado) e também a mensuração do número de repetições totais realizados em cada membro para garantir que ambos os membros teriam recebido o mesmo grau de estresse fisiológico.



FIGURA 15 - Tarefa Fatigante Unipedal.

Procedimentos Experimentais

Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre a preferência em chutar uma bola (MAULDER e CRONIN, 2005). Os sujeitos foram submetidos à avaliação antropométrica, especificamente foram realizadas as seguintes medidas: massa corporal, estatura, circunferência de coxa e perna dos membros direito e esquerdo.

Então, os sujeitos receberam orientações sobre as tarefas, assinaram o termo de consentimento, realizaram um breve aquecimento e familiarização (1 série de 20 repetições sem sobrecarga) utilizando o equipamento Leg Press.

Foram realizadas ambas as tarefas na condição de ausência de fadiga (condição de pré-fadiga), e então se realizou o teste de 1RM seguido pela indução da fadiga em um dos membros inferiores (o intervalo entre teste/tarefa fatigante foi de 10').

Os registros cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos foram adquiridos e armazenados através do programa VICON 460 (Motion Systems), com frequência

de aquisição de 1080 Hz.

Para ambas as tarefas, as forças e momentos de reação do solo foram medidos por duas plataformas de força (OR6, AMTI Inc., EUA). Na tarefa SCM, os movimentos de ambos os membros inferiores foram registrados com um sistema opto-eletrônico constituído de seis câmeras (VICON), com frequência de aquisição de 120Hz. As marcas anatômicas foram colocadas nos seguintes pontos anatômicos: crista ilíaca (direita e esquerda), sacro, trocânter maior do fêmur (direito e esquerdo), epicôndilo lateral e medial do fêmur (direito e esquerdo), maléolos medial e lateral do tornozelo (direito e esquerdo). Foram adicionados 3 clusteres com 4 marcas reflexivas em cada membro (coxa, perna e pé). A calibração foi realizada com os sujeitos em pé na posição ortostática.

A atividade mioelétrica (EMG) dos músculos de coxa e perna para ambos os membros (vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral) foram analisadas na tarefa SCM, através de um eletromiógrafo Telemyo (Noraxon USA, Scottsdale, AZ). Os pêlos foram removidos da região de colocação dos eletrodos, e leve abrasão foi realizada na pele e limpeza com o creme Nuprep (D.O. Weaver & Co, Aurora/USA), para remoção das células mortas e redução da impedância. Pares de eletrodos superficiais foram colocados sobre os músculos da coxa (vasto lateral e bíceps femoral) e perna (tibial anterior e gastrocnêmio lateral).

Para este experimento, foram utilizados pares de eletrodos passivos de superfície, circulares, auto-adesivos (Noraxon Dual Eletrodos) Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados à um gel condutor. Os eletrodos foram colocados na superfície da pele, seguindo a orientação das fibras musculares e posicionados entre o ventre muscular e o tendão distal. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo (Kendal, Meditrace 200) Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado à um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da clavícula.

Os sinais EMG foram adquiridos por um amplificador bidiferencial bipolar, com ganho de 1000 vezes, frequência de aquisição de 1080 Hz, taxa de rejeição de modo comum de -80 dB, e um filtro analógico passa-banda de 20-400 Hz. As informações eletromiográficas foram integradas aos dados da cinética através do sistema VICON 460 (Motion Systems).

Análise dos Dados

Os dados da plataforma foram filtrados com um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem e atraso zero com frequência de corte de 10Hz para os dados de PQ e 100 Hz para os dados de SCM. Os dados das câmeras foram filtrados com um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem e atraso zero com frequência de corte de 6Hz. O processamento do sinal EMG seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG foram filtrados com um filtro de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero, foi realizado o processo de branqueamento (whitening), foi utilizada a *root-mean square* (RMS) com uma janela móvel de 50ms, sendo normalizados pelo pico de ativação da condição pré-fadiga.

Análise da PQ: Em todas as condições, foi calculada a velocidade e área do centro de pressão em cada plataforma de força (membro), além da distribuição média de peso nas duas plataformas (membros) durante a tarefa. A velocidade foi calculada nas direções ântero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l) como o deslocamento total do COP dividido pelo período da coleta. A área do COP foi calculada como a área de uma elipse que circunscrevia 95% dos dados do COP (FREITAS, PRADO e DUARTE, 2005). A distribuição média de peso em cada plataforma foi calculada através da média da componente vertical da força de reação do solo (FRSv) em cada plataforma dividida pelo peso corporal.

Análise do SCM: A FRSv total foi calculada como a soma das FRSv de cada plataforma. Então, foi calculada a altura do salto e variáveis específicas da FRSv. A altura do salto foi calculada através do impulso vertical total (área sob a curva força resultante sobre o corpo versus tempo, do início do movimento até a saída do chão (takeoff)). O impulso total dividido pela massa do sujeito é igual à velocidade vertical de takeoff ($v_{takeoff}$) e a altura do salto foi calculada a partir da fórmula abaixo:

$$\text{Altura do salto} = \frac{v_{takeoff}^2}{2g}$$

Onde g é a força da gravidade ($g = 9,8 \text{ m/s}$).

Dos saltos realizados, foram analisados os dois saltos que atingiram os maiores valores de deslocamento vertical. Da FRSv de cada membro, as seguintes variáveis foram definidas: a razão do impulso; taxa de desenvolvimento de força e

pico da carga de aterrissagem. Todas as variáveis analisadas apresentam indicadores relevantes para se caracterizar o desempenho durante o SCM.

Dos dados do sistema opto-eletrônico, as variáveis angulares (pico máximo flexor) de joelho e tornozelo foram definidas durante a fase propulsiva dos SCM, utilizando o software Visual 3D.

Os dados EMG foram definidos pelo início e final da fase propulsiva do SCM e duas diferentes análises foram conduzidas: a primeira comparou a ativação muscular de cada músculo em ambos os membros. Para isto foi utilizada a integral da ativação mioelétrica pelo tempo de ativação (IEMG). A segunda analisou a relação do sinal EMG para cada músculo em ambos os membros. As duas análises foram realizadas em todas as condições.

Foi calculado um índice de assimetria (IA) entre o membro dominante (V_d) e o não-dominante (V_{nd}) como a diferença entre estas duas variáveis dividida pela média entre elas e multiplicado por 100:

$$IA = 100 * \frac{(V_d - V_{nd})}{(V_d + V_{nd}) / 2}$$

As análises dos IA foram realizadas de duas formas: através da média dos valores em módulo para cada grupo, visando entender o grau de assimetria e a utilização dos valores reais, visando determinar as tendências de lateralidade.

Para as diferenças entre os membros inferiores, principalmente as funcionais, foi utilizado um limite de assimetria considerado clinicamente aceitável de 15% (BARBER *et al.*, 1990; CATES e CAVANAUGH, 2009; MAULDER e CRONIN, 2005; ORISHIMO e KREMENIC, 2006).

Análise Estatística

A análise estatística descritiva envolveu medidas de tendência central e variabilidade. Todos os dados foram reportados através da média e erro padrão da média. A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Kolmogorov-Smirnov* e de *Levene*, respectivamente. Teste *t de student* pareado foi utilizado para verificar as diferenças entre os IA e o valor zero (simetria). A análise de variância (ANOVA) foi empregada, tendo como fator a condição de

fadiga (sem fadiga, fadiga dominante, fadiga não dominante e ambas), sendo considerado medida repetida. Um *post hoc* de *Bonferroni* foi utilizado para localizar as diferenças. A análise de correlação cruzada do sinal EMG utilizada na tarefa SCM, foi normalizada de tal forma que para os sinais linearmente relacionados, o valor absoluto do pico extremo da covariância seja igual a um. O valor máximo para a função foi definido no ponto de atraso zero (em fase). Um nível de significância (α) de 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos.

4.2.3. RESULTADOS

Os sujeitos analisados apresentaram as seguintes características antropométricas dos membros inferiores: circunferência da coxa direita (54 ± 4 cm), circunferência da coxa esquerda (54 ± 4 cm), circunferência da perna direita (36 ± 2 cm), circunferência da perna esquerda (36 ± 2 cm), comprimento do membro inferior direito (91 ± 4 cm), comprimento do membro inferior esquerdo (91 ± 5 cm). Não foram observadas diferenças significativas entre membros.

Análise da Postura Ereta Quieta (Tarefa Estática):

A análise das assimetrias, durante a tarefa postural bipedal, foi verificada diferenças significativas para todas as variáveis nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. Para a área do COP, foram verificadas diferenças significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=3.84$, $p=0.004$), FD:($t(9)=4.43$, $p=0.002$), FND:($t(9)=5.01$, $p=0.001$), FB:($t(9)=2.55$, $p<0.001$). Para a descarga de peso, foram verificadas diferenças significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=5.46$, $p<0.001$), FD:($t(9)=3.05$, $p=0.014$), FND:($t(9)=6.62$, $p<0.001$), FB:($t(9)=3.87$, $p=0.004$). Para a velocidade a-p, foram verificadas diferenças significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=4.57$, $p=0.001$), FD:($t(9)=5.89$, $p<0.001$), FND:($t(9)=4.26$, $p=0.002$), FB:($t(9)=4.78$, $p=0.001$). Para a velocidade m-l, foram verificadas diferenças significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=5.27$, $p=0.001$), FD:($t(9)=7.67$, $p<0.001$), FND:($t(9)=5.33$, $p<0.001$), FB:($t(9)=4.41$, $p=0.002$). ANOVA não apresentou efeito principal, entre as condições, para as variáveis analisadas (FIGURA 16).

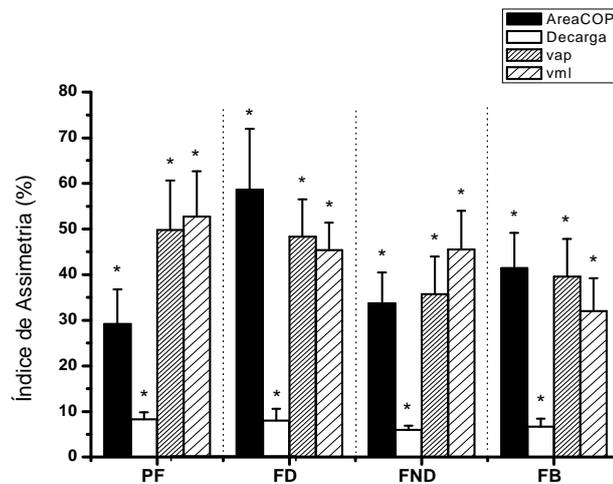


FIGURA 16 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para as velocidades nas direções ântero-posterior e médio-lateral, para a área do deslocamento do centro de pressão e descarga de peso durante a postura ereta quieta nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

A análise das assimetrias, em módulo, apresentou as seguintes tendências de lateralidade. A descarga de peso apresentou diferença significativa na condição PF entre membros ($t(9)=-2.68$, $p=0.025$). Para a Va-p foram verificadas diferenças significativas entre condições de PF e FD: ($t(9)=2.55$, $p=0.031$). Para a Vm-l foram verificadas diferenças significativas entre os membros para todas as condições pós-fadiga (FD: ($t(9)=7.67$, $p < 0.001$), FND: ($t(9)=2.41$, $p=0.039$), FB: ($t(9)=3.62$, $p=0.006$). ANOVA não apresentou efeito principal para o fator condição, para as variáveis analisadas (FIGURA 17).

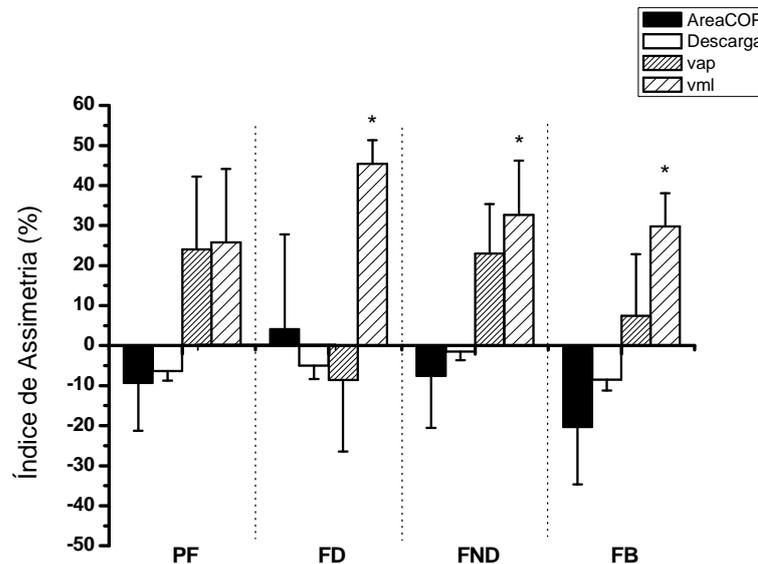


FIGURA 17 - Gráfico da média e EPM para a lateralidade das velocidades nas direções ântero-posterior e médio-lateral, para a área do deslocamento do centro de pressão e descarga de peso durante a postura ereta quieta nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

Análise do Salto com Contra-Movimento (Tarefa Dinâmica):

Inicialmente, analisando o controle, não foram verificadas diferenças significativas para o número de repetições executados nas condições de fadiga unilateral entre membros dominante e não dominante.

Para o controle do efeito da fadiga neuromuscular durante as tarefas, a altura do salto foi analisada nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. ANOVA revelou efeito principal entre as condições de fadiga ($F(3,27)=14.13$, $p < 0.001$): PF/FD: ($p=0.027$), e PF/FB: ($p=0.008$), como mostra a FIGURA 18.

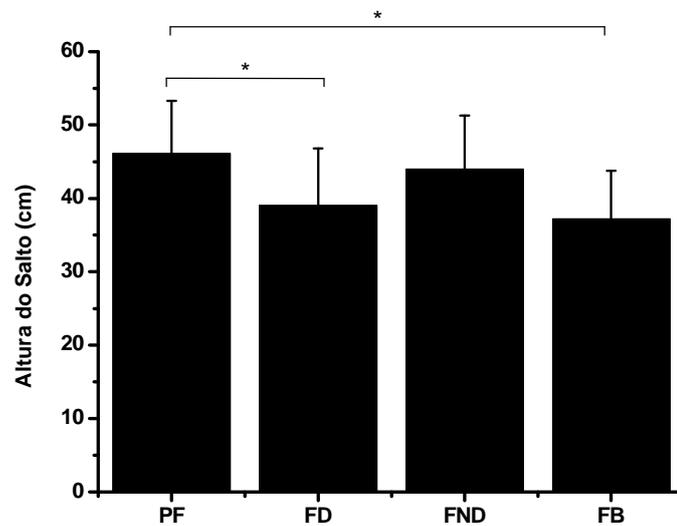


FIGURA 18 - Gráfico da média e DP para as altura do salto com contra-movimento nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga.
*Diferenças entre condições de fadiga, $p < 0.05$.

ANOVA não revelou efeito principal no fator condição, para as assimetrias dos ângulos articulares máximos de flexão (joelho e tornozelo). Entretanto, foram verificadas diferenças significativas na lateralidade, para todas variáveis e condições analisadas. Para o joelho: PF:($t(9)=3.91$, $p=0.004$), FD:($t(9)=4.27$, $p=0.002$), FND:($t(9)=3.8$, $p=0.008$), FB:($t(9)=4.22$, $p=0.002$) e tornozelo: PF:($t(9)=3.78$, $p=0.004$), FD:($t(9)=3.04$, $p=0.014$), FND:($t(9)=3.39$, $p=0.008$), FB:($t(9)=3.18$, $p=0.011$) (FIGURA 19). Para todas as condições e variáveis, foi observado que o membro não-dominante apresentou os maiores valores.

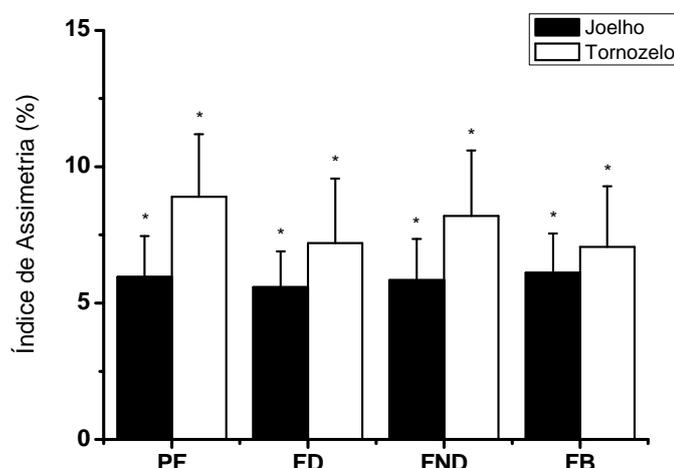


FIGURA 19 - Gráfico da média e EPM para os ângulos máximos de flexão das articulações de joelho e tornozelo, nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0,05$

A tabela 1 apresenta a relação (média \pm DP) entre membros da a atividade eletromiográfica integrada nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga.

TABELA 1 – Relação da IEMG (média \pm DP) para os músculos de coxa e perna, entre membros, nas condições de pré-fadiga e pós-fadiga.

	Vasto Lateral (VL)	Bíceps Femoral (BF)	Tibial Anterior (TA)	Gastrocnêmio Lateral (GL)
Pré-Fadiga	0,93 \pm 0,04	0,67 \pm 0,3	0,27 \pm 0,48	0,88 \pm 0,11
Fadiga do Membro Dominante	0,94 \pm 0,03	0,81 \pm 0,12	0,36 \pm 0,39	0,89 \pm 0,05
Fadiga do Membro Não-Dominante	0,94 \pm 0,51	0,80 \pm 0,07	0,35 \pm 0,04	0,83 \pm 0,13

A análise das assimetrias apresentou diferenças significativas para todos os músculos. Para a condição PF todos os músculos apresentaram diferenças

significativas: VL: ($t(9)=3.62$, $p=0.006$), BF: ($t(9)=3.19$, $p=0.011$), TA: ($t(9)=3.40$, $p=0.008$) e GL ($t(9)=3.79$, $p=0.004$). Condição FD: VL: ($t(9)=3.45$, $p=0.007$), BF: ($t(9)=3.54$, $p=0.006$), TA: ($t(9)=5.41$, $p<0.001$) e GL ($t(9)=4.67$, $p=0.001$). Condição FND: VL: ($t(9)=4.22$, $p=0.002$), BF: ($t(9)=2.44$, $p=0.037$), TA: ($t(9)=3.14$, $p=0.012$) e GL ($t(9)=3.31$, $p=0.009$) e condição FB: VL: ($t(9)=4.01$, $p=0.003$), BF: ($t(9)=3.43$, $p=0.007$), TA: ($t(9)=5.98$, $p<0.001$) e GL ($t(9)=3.70$, $p=0.005$).

ANOVA revelou efeito principal para o fator condição, para as assimetrias apenas no TA ($F(3,27)=4.47$, $p=0.011$). Foram observadas diferenças significativas entre condições PD/FB ($p=0.017$), sendo que os resultados mostram aumento do IA na condição de fadiga (FIGURA 20).

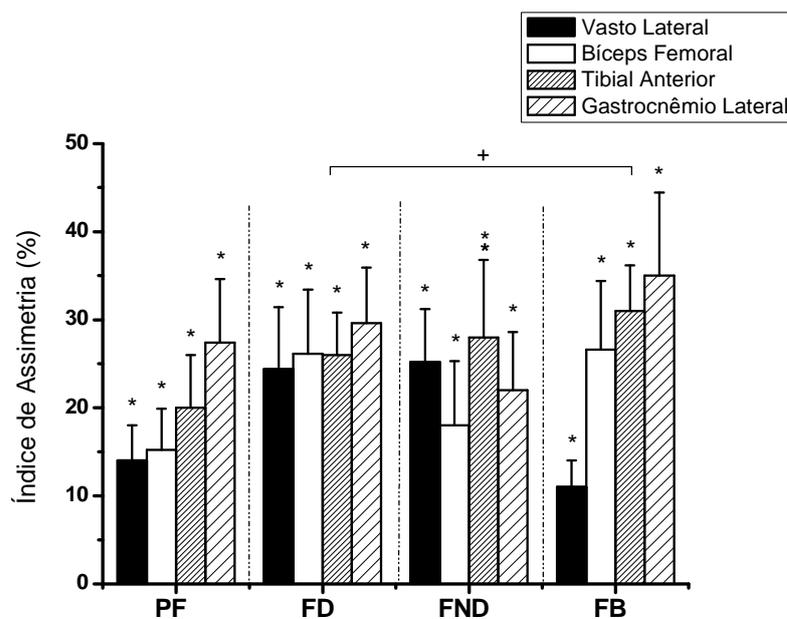


FIGURA 20 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para a atividade eletromiográfica integrada, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p<0.05$.

A análise da lateralidade para a IEMG dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL) não apresentaram diferenças significativas entre membros, para a condição PF.

Para a condição FD, apenas os músculos BF: ($t(9)=-2.40$, $p=0.039$) e TA: ($t(9)=-2.58$, $p=0.03$) apresentaram diferenças significantes entre membros. Para a condição FND, apenas o músculo VL: ($t(9)=3.29$, $p=0.009$) apresentou diferenças significantes entre membros. ANOVA não revelou efeito principal para o fator condição, para a EMG integrada dos músculos analisados (FIGURA 21).

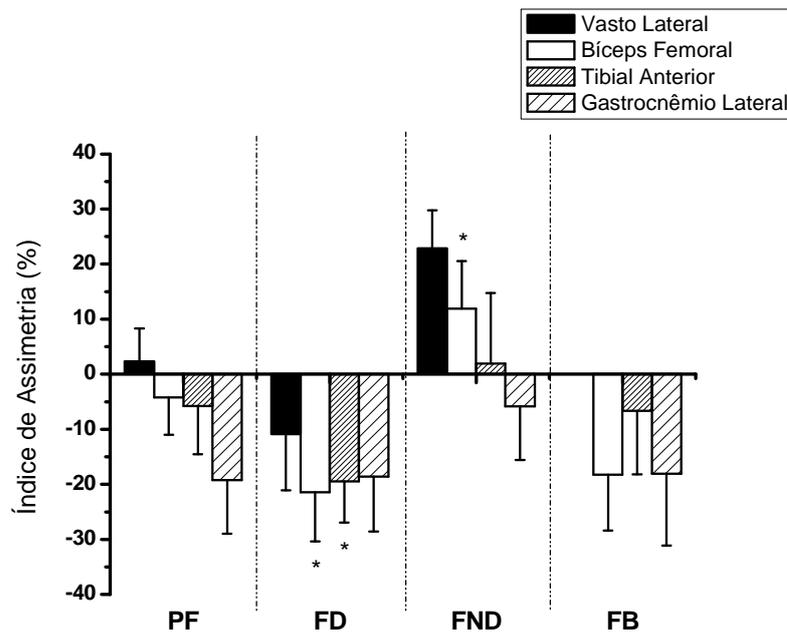


FIGURA 21 - Gráfico da média e EPM da lateralidade para a atividade eletromiográfica integrada, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

A análise das assimetrias, para o desempenho do salto bipedal, apresentou diferenças significativas em todas as variáveis, para todas as condições de fadiga. Para os pico da carga de aterrissagem, foram verificadas diferenças significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=4.47$, $p=0.002$), FD:($t(9)=3.40$, $p=0.008$), FND:($t(9)=6.46$, $p < 0.001$), FB:($t(9)=4.22$, $p=0.002$). Para a razão do impulso, foram verificadas diferenças significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=5.65$, $p < 0.001$), FD:($t(9)=5.69$, $p < 0.0081$), FND:($t(9)=3.66$, $p=0.005$), FB:($t(9)=7.00$, $p < 0.001$). Para a taxa de desenvolvimento de força, foram verificadas diferenças

significativas entre membros nas condições: PF:($t(9)=6.28$, $p<0.0021$) FD:($t(9)=3.19$, $p=0.011$), FND:($t(9)=5.45$, $p<0.001$), FB:($t(9)=5.50$, $p<0.001$).

ANOVA revelou efeito principal no fator condição para as assimetrias, apenas para a razão do impulso ($F(3,27)=18.5$, $p<0.001$). Para o IA da razão do impulso foram verificadas diferenças significativas entre as condições de PF/FD ($p<0.004$), PF/FND ($p<0.004$), como mostra a FIGURA 22.

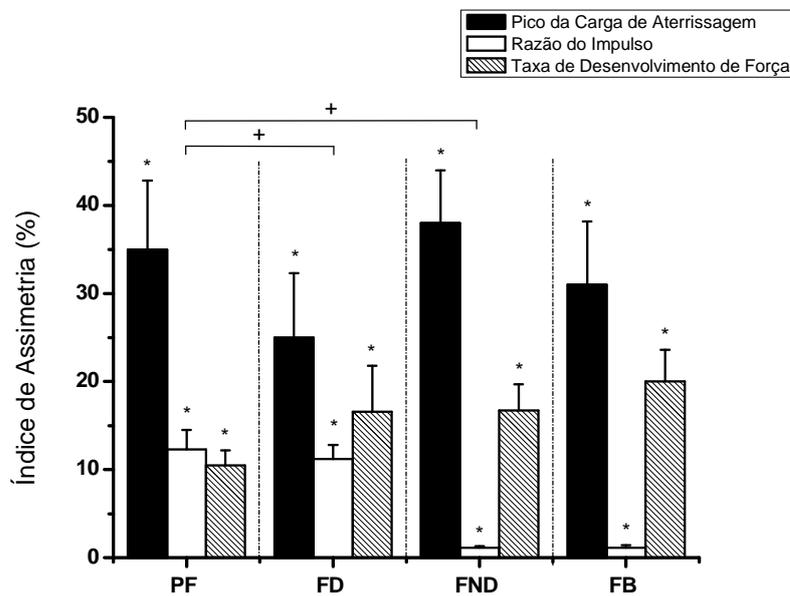


FIGURA 22 - Gráfico da média e EPM da assimetria para as variáveis de performance, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p<0.05$.

A análise da lateralidade, para as variáveis de performance do salto bipedal, apresentou as seguintes diferenças significativas entre membros e condições: para o pico da carga de aterrissagem foram observadas diferenças significativas entre membros para a condição de FND: ($t(9)=2.54$, $p=0.032$) e entre as condições de PF e FND: ($t(9)=-3.302$, $p=0.009$); para a razão do impulso foi observada diferença significativa entre membros nas condições de PF: ($t(9)=2.42$, $p=0.038$) e FND: ($t(9)=2.89$, $p=0.018$); para a taxa de desenvolvimento de força foi observada

diferença significativa entre membros para a condição FND: ($t(9)=2.28$ $p=0.048$). ANOVA não revelou efeito principal no fator condição, para as variáveis analisadas (FIGURA 23).

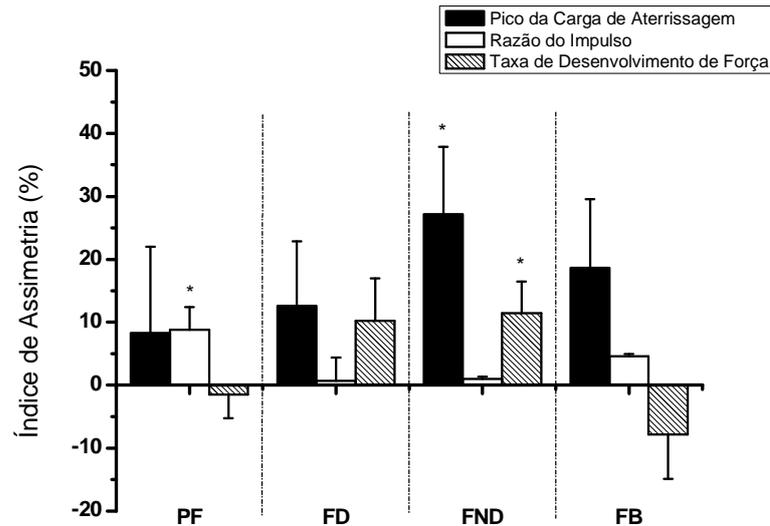


FIGURA 23 - Gráfico da média e EPM da lateralidade para as variáveis de performance, para o salto bipedal, nas condições pré-fadiga e pós-fadiga. *Diferenças entre membros, $p<0.05$.

4.2.4. DISCUSSÃO

A proposta do presente experimento foi verificar a influência da fadiga neuromuscular unilateral e bilateral no controle de movimento entre os membros inferiores, em tarefas estáticas e dinâmicas bipedais.

Postura Ereta Quieta:

No presente experimento observou-se diferenças entre os membros para todas as variáveis analisadas. Tais assimetrias apresentaram diferenças acima de 15%, exceto para a descarga de peso.

Para a descarga de peso na postura ereta quieta, o estudo de Anker *et al.*, (2008) corroborou com resultados do presente experimento (condição sem fadiga) e

o experimento 1 (análise do grupo sedentário). Foram encontradas similaridades nas velocidades do COP nas direções a-p e m-l, sendo a V_{m-l} maior em comparação à V_{a-p} . Pôde-se observar também, em ambos, a tendência do membro não-dominante apresentar maiores valores.

A análise das variáveis relacionadas ao COP apresentou diferenças significativas entre os membros inferiores, onde se observou assimetrias acima de 25%. Deste modo, pode-se considerar certo grau de assimetria antes da indução de fadiga neuromuscular. Para a velocidade a-p, assim como para a velocidade m-l, foram observadas assimetrias entre membros onde o membro dominante apresentou maiores velocidades de deslocamento.

Curiosamente, as assimetrias não foram alteradas de forma significativa nas diversas condições de fadiga. Entretanto, foi observada uma tendência de aumento da área do COP para o membro dominante quando este é fatigado, não corroborando os estudos de Vuillerme *et al.*, (2009) e Berger *et al.*, (2009) onde ambos apresentaram maior oscilação no membro oposto ao fatigado. Mas, para a distribuição do peso corporal o presente experimento corrobora os achados de Vuillerme *et al.*, (2009) os quais não verificaram diferenças após a fadiga.

Para a velocidade a-p, não se observam alterações na simetria dos membros inferiores. Entretanto, verificou-se tendência de inversão na lateralidade durante a condição de fadiga do membro dominante em relação à condição sem fadiga. Apenas nesta condição o membro não dominante aumenta sua velocidade de oscilação.

Para as velocidades m-l, não se observou-se aumento nos índices de assimetria, sendo que estes permaneceram acima de 30%. Não ocorreram modificações na lateralidade para as diversas condições de fadiga, não corroborando os estudos de Vuillerme *et al.*, (2009) e Berger *et al.*, (2009) que apresentam aumentos na velocidade de oscilação do COP na direção m-l.

Salto com Contra-Movimento:

Inicialmente, observa-se que para a altura máxima do salto bipedal apresentou queda de performance nas condições de FD e FB em relação à condição de ausência de fadiga. Curiosamente, verifica-se que o membro dominante possui maior influência no desempenho do salto bipedal, em relação ao membro não-dominante.

Observou-se que os valores máximos de flexão de joelho e tornozelo não foram alterados em função da fadiga neuromuscular, e estes valores foram sempre abaixo dos valores considerados como clinicamente assimétricos (>15%).

Foram verificadas diferenças entre membros para todas as variáveis de desempenho, atingindo valores abaixo de 15%, exceto para o pico da carga de aterrissagem que apresentou assimetrias de 35%. O mesmo padrão de assimetria foi observado ao longo das diferentes condições de fadiga, exceto para o pico da carga de aterrissagem. Esta variável apresentou redução na condição de fadiga do membro dominante e aumento para a condição de fadiga do membro não-dominante. Em se tratando da lateralidade, em todas as condições, o membro dominante apresentou maiores valores de desempenho comparado ao membro não-dominante. Os resultados do presente experimento não corroboram o estudo de Orishimo e Kremenec (2006) que não observaram modificações nos picos de FRS vertical e horizontal antes e depois da fadiga, indicando que as forças externas aplicadas não se alterariam. Entretanto, este experimento corrobora o estudo de Rodaki, Fowler e Bennett (2001) onde foram observadas tendências de modificação nas assimetrias relacionadas ao pico da carga de aterrissagem, supondo-se que em tarefas bipedais o membro dominante apresente maior sobrecarga.

Os padrões de ativação muscular apresentaram assimetria para todos os músculos analisados, em todas as condições de fadiga. Em se tratando da lateralidade, observou-se tendência de inversão nos valores máximos de assimetria, onde se verificou um aumento da ativação muscular do membro contra-lateral ao membro fatigado. Portanto, supõe-se que a fadiga unilateral influencia (reduz) a força muscular produzida pelo membro fatigado, assim o membro contra-lateral modifica (aumenta) sua participação, como estratégia compensatória para a condição bipedal (RODACKI, FOWLER e BENNETT, 2001).

A relação entre os músculos de ambos os membros foi considerada alta (acima de 0.80), exceto para o tibial anterior (<0.40), e este padrão se manteve constante ao longo das diferentes condições de fadiga. Tal resultado corrobora o estudo de Rodacki *et al.*, (2001) pois não foram observadas diferenças no padrão de atividade eletromiográfica, assim como modificações na alta correlação apresentada entre músculos durante os saltos. Portanto, sugere-se que os ajustes

compensatórios realizados em fadiga neuromuscular não induzem alterações temporais (reorganização do sistema). Desta forma, supõe-se que em movimentos máximos, estes requerem um único ajuste do controle de movimento (RODACKI, FOWLER e BENNETT, 2001).

4.2.5. CONCLUSÃO

Conclui-se que sedentários apresentam assimetrias para as tarefas estáticas e dinâmicas bipedais e que estas assimetrias não são alteradas nas diferentes condições de fadiga neuromuscular, na maioria das variáveis analisadas. Para a tarefa estática bipedal, foram verificadas assimetrias em todas as variáveis relacionadas ao deslocamento do COP, assim como para a descarga de peso. E tais assimetrias se mantiveram inalteradas nas diferentes condições de fadiga neuromuscular. Para a tarefa dinâmica bipedal, observou-se que para todas as variáveis analisadas (ângulos articulares, parâmetros de desempenho e atividade muscular) apresentaram assimetrias. Verificou-se que o membro dominante possui maior influência para a altura do salto bipedal e que o padrão de controle muscular se mantém altamente relacionado ao longo das diferentes condições de fadiga neuromuscular. Entretanto, se observa tendência à maior ativação do membro contra-lateral em função do membro fatigado. Assim, pode-se supor que o SNC produza um padrão compensatório para as diferentes condições de fadiga.

4.3. EXPERIMENTO 3_Efeito do treinamento esportivo prolongado sobre as assimetrias em atletas.

4.3.1. INTRODUÇÃO

A melhora do desempenho de atletas, alcançado através do processo de treinamento, visa a automatização das habilidades, assim como a melhora das funções estruturais e fisiológicas orgânicas. Atletas nas mais diversas modalidades esportivas preparam-se para as altas exigências dos esportes através do processo de treinamento, além de sua participação em diversas competições ao longo da temporada esportiva (SMITH, 2003). Durante os períodos ou fases de treinamento, a carga e os conteúdos de treino variam, sendo gradualmente intensificados pela necessidade em se manter estímulos de treino apropriados, além de estes serem cada vez mais específicos à realidade e manifestação do esporte (ISSURIN, 2008; PLATONOV, 2004; PYNE, MUJIKÁ e REILLY, 2009; REILLY, MORRIS e WHYTE, 2009; SMITH, 2003).

Diversas são as modalidades esportivas que apresentam padrões de movimento unilaterais (ex: handebol, basquetebol, futebol). O salto vertical é um dos mais prevalentes atos motores realizados, sendo utilizado em diferentes partes do jogo de forma defensiva ou ofensiva (ZIV e LIDOR, 2009). O estudo de Eloranta (2003) investigou a influência da prática de diferentes modalidades esportivas na coordenação muscular dos membros inferiores durante saltos verticais (concêntricos e *drop jump*). Eloranta (2003) observou que diferentes grupos de atletas (saltadores, nadadores, jogadores de futebol) apresentaram diferenças na ativação muscular e também em seu *timing* de ativação. O controle da postura também possui importância para o desempenho em diversas modalidades esportivas, onde o atleta precisa desenvolver e manter certo grau de equilíbrio durante diversas ações motoras ou até mesmo após lesão decorrente do esporte (BROGLIO, MONK, SOPIARZ e COOPER, 2009; VUILLERME, DANION, MARIN, BOYADJIAN, PRIEUR, WEISE e NOUGIER, 2001).

Curiosamente, pôde-se observar (vide experimento 1) que no início da temporada esportiva, os atletas apresentam grande semelhança com sedentários em relação às diferenças entre membros durante o controle de movimento. Entretanto, pouco se conhece sobre a influência do treinamento esportivo prolongado no controle de movimento dinâmico ou estático (bipedal ou unipedal) (KANCHAN *et al.*, 2007; PETERS, 1988; ROCHEFORD, DE VOE e REISER II, 2006; STEPHENS II *et al.*, 2007).

Assim, o objetivo do presente experimento foi mensurar e comparar as diferenças funcionais e antropométricas, entre os membros inferiores, no controle de movimento de tarefas dinâmicas e estáticas bipedais e unipedais na temporada esportiva. A hipótese principal é que os atletas desenvolvem assimetrias ao longo da temporada esportiva em função da predominância de estímulos unilaterais de treinamento aplicados de forma prolongada durante o treinamento.

4.3.2. MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

A amostra foi composta por 10 adultos jovens, atletas de alto rendimento da modalidade handebol do Clube Pinheiros, saudáveis, do sexo masculino (idade: 23 ± 4 anos, altura: 186 ± 5 cm, massa: 90 ± 4 kg). Os critérios de inclusão para o grupo de atletas foram praticantes de treinamento regular, visando desempenho desportivo em nível brasileiro. Os critérios de exclusão para ambos os grupos foram presença de lesões que pudessem comprometer o desempenho dos sujeitos e desordens neurológicas periféricas e/ou centrais. Os sujeitos tomaram conhecimento dos procedimentos experimentais e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, antes de tomarem parte do experimento (Protocolo N°2006/39). Os equipamentos para aquisição dos dados foram totalmente não-invasivos e não envolveram riscos à saúde física e mental dos participantes.

Tarefas

Todos os sujeitos realizaram duas tarefas distintas: salto com contra-movimento (SCM) e postura ereta quieta (PQ) em três diferentes condições: bipedal, unipedal direita e unipedal esquerda.

Para a realização do SCM, os sujeitos permaneciam parados em pé sobre duas plataformas de força, com os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Os sujeitos foram instruídos a realizar 3 saltos máximos e a manter seus joelhos estendidos durante a fase de vôo. Cada salto foi intervalado por um período de 5 s. Para a realização da PQ, os sujeitos permaneciam parados em pé sobre as mesmas plataformas de força e também com os pés afastados na largura do quadril e os membros superiores cruzados à frente na altura do peito. Cada sujeito realizou 3 tentativas de 30 s e ele foi instruído a manter o foco de visão em um ponto fixo na parede a 4 m de distância.

Procedimentos Experimentais

Foram analisados os sujeitos em dois momentos distintos da temporada esportiva: Pré-Temporada e Pós-Temporada, sendo que o intervalo entre as coletas foi de 5 meses (20 semanas). Foram registradas, através de questionamento oral com o preparador físico, as características das cargas de treino empregadas, assim como em qual momento da preparação os mesmos se encontravam.

Inicialmente, o membro inferior dominante foi determinado através do questionamento oral sobre a preferência em chutar uma bola (MAULDER e CRONIN, 2005). Então, os sujeitos receberam orientações sobre as tarefas, assinaram o termo de consentimento, realizaram um breve aquecimento.

Os sujeitos foram submetidos à avaliação antropométrica, especificamente foram realizadas as seguintes medidas: massa corporal, estatura, circunferência de coxa e perna dos membros direito e esquerdo.

Para ambas as tarefas, as forças e momentos de reação do solo foram medidos por duas plataformas de força (OR6, AMTI Inc., EUA). Na tarefa SCM, os movimentos de ambos os membros inferiores foram registrados com um sistema opto-eletrônico constituído de seis câmeras (VICON), com frequência de aquisição de 120Hz. As marcas anatômicas foram colocadas nos seguintes pontos anatômicos:

região superior da crista ilíaca (direita e esquerda), região ântero-superior da crista ilíaca (direita e esquerda), sacro, trocânter maior do fêmur (direito e esquerdo), epicôndilo lateral e medial do fêmur (direito e esquerdo), maléolos medial e lateral do tornozelo (direito e esquerdo). Foram adicionados 3 clusteres com 4 marcas reflexivas em cada membro (coxa, perna e pé). A calibração foi realizada com os sujeitos em pé na posição ortostática. A aquisição dos dados foi feita a uma frequência de 300 Hz e os dados foram processados através de um programa escrito no software Matlab (Mathworks Inc., EUA).

Análise dos Dados

Os dados foram filtrados com um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem e atraso zero com frequência de corte de 10Hz para os dados de PQ e 100 Hz para os dados de SCM. Os dados das câmeras foram filtrados com um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem e atraso zero com frequência de corte de 6Hz.

Análise da PQ: Em todas as condições, foi calculada a velocidade e área do centro de pressão em cada plataforma de força (membro) e na condição bipedal, a distribuição média de peso nas duas plataformas (membros) durante a tarefa. A velocidade foi definida para as direções ântero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l) como o deslocamento total do COP dividido pelo período da coleta. A área do COP foi calculada como a área de uma elipse que circunscrevia 95% dos dados do COP (FREITAS, PRADO e DUARTE, 2005) . A distribuição média de peso em cada plataforma foi calculada através da média da componente vertical da força de reação do solo (FRSv) em cada plataforma dividida pelo peso corporal.

Análise do SCM: A FRSv total foi calculada como a soma das FRSv de cada plataforma. Então, foi calculada a altura do salto e variáveis específicas da FRSv. A altura do salto foi calculada através do impulso vertical total (área sob a curva força resultante sobre o corpo versus tempo, do início do movimento até a saída do chão (takeoff)). O impulso total dividido pela massa do sujeito é igual à velocidade vertical de takeoff ($v_{takeoff}$) e a altura do salto foi calculada a partir da fórmula abaixo:

$$\text{Altura do salto} = \frac{v_{takeoff}^2}{2g}$$

Onde g é a força da gravidade (g = 9,8 m/s).

Dos saltos realizados, foram analisados os dois saltos que atingiram os maiores valores de deslocamento vertical. Da FRSv de cada membro, as seguintes variáveis foram definidas: razão do impulso; taxa de desenvolvimento de força e pico da carga de aterrissagem. Todas as variáveis analisadas apresentam indicativos relevantes para se caracterizar o desempenho durante o SCM.

Dos dados do sistema opto-eletrônico, as seguintes variáveis foram definidas, para cada membro, apenas para o salto bipedal: flexão máxima de quadril, joelho e tornozelo durante a fase propulsiva dos SCM, utilizando o software Visual 3D.

Foi calculado um índice de assimetria (IA) entre o membro dominante (V_d) e o não-dominante (V_{nd}) como a diferença entre estas duas variáveis, dividida pela média entre elas e multiplicado por 100:

$$IA = 100 * \frac{(V_d - V_{nd})}{(V_d + V_{nd}) / 2}$$

As análises dos IA foram realizadas de duas formas: através da média dos valores em módulo para cada grupo, visando entender o grau de assimetria e a utilização dos valores reais, visando determinar as tendências de lateralidade.

Para as diferenças entre os membros inferiores, principalmente as funcionais, foi utilizado um limite de assimetria considerado clinicamente aceitável de 15% (BARBER *et al.*, 1990; CATES e CAVANAUGH, 2009; MAULDER e CRONIN, 2005; ORISHIMO e KREMENIC, 2006).

Análise Estatística

A análise estatística descritiva envolveu medidas de tendência central e variabilidade. Todos os dados foram reportados através da média e erro padrão da média. A normalidade foi verificada utilizando o teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Teste *t de student* pareado foi utilizado para verificar as diferenças para os IA, nos momentos de pré-temporada e pós-temporada. Teste *t de student* pareado foi utilizado para verificar as diferenças entre os IA e o valor zero (simetria). Teste de correlação de *Pearson* foi utilizado para relacionar as variáveis antropométricas e de movimento. Um nível de significância (α) de 0,05 foi utilizado para todos os testes estatísticos.

4.3.3. RESULTADOS

Controle de Treinamento

A FIGURA 24 mostra o volume de treinamento durante a temporada esportiva dos atletas avaliados (dados fornecidos pelo preparador físico da equipe).

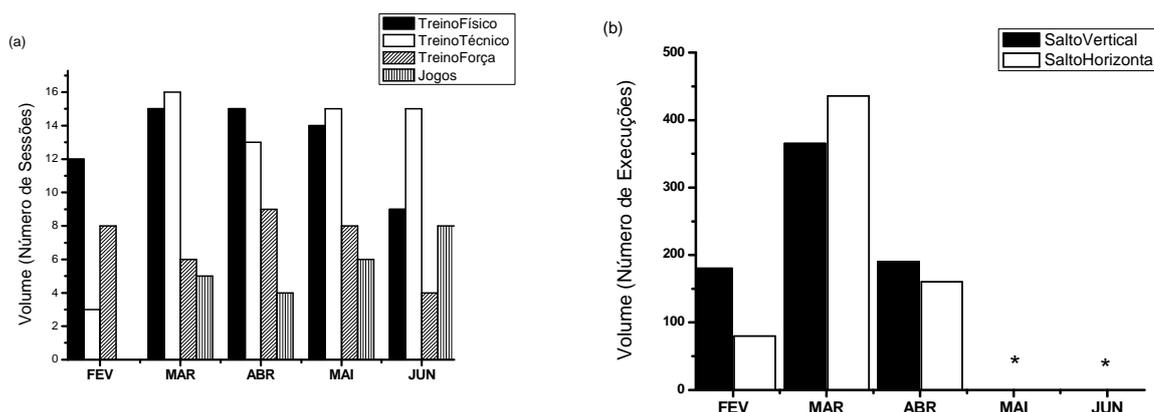


FIGURA 24 – Gráfico de quantidade de atividades executadas durante a temporada esportiva de 2009: (a) tipos de treinos; (b) exercícios de salto verticais e horizontais. *valores não informados.

Análise Antropométrica:

A FIGURA 25 apresenta os dados antropométricos dos membros inferiores para os momentos de pré-temporada e pós-temporada. Foram verificadas diferenças antropométricas significativas nas condições pré-temporada e pós-temporada para coxa direita ($t(9)=-2.25$, $p=0.05$), coxa esquerda ($t(9)=-2.75$, $p=0.022$) e perna direita ($t(9)=-2.37$, $p=0.04$). Entretanto, não foram verificadas diferenças significativas entre membros e entre condições, para os IA (FIGURA 25 (b)).

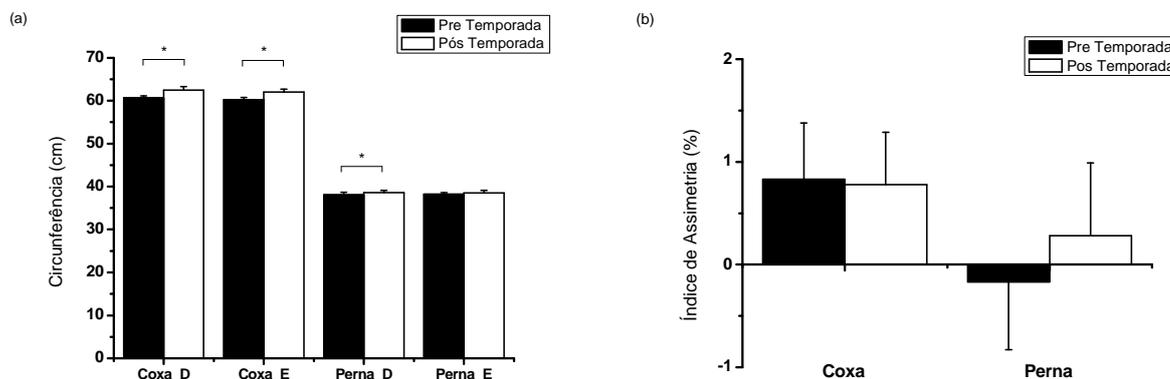


FIGURA 25 - Gráfico da média e EPM dos dados de antropometria de membros inferiores, nas condições de pré-temporada e pós-temporada: (a) valores absolutos; (b) lateralidade. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

Análise da Postura Ereta Quieta:

A análise da lateralidade para a postura bipedal (FIGURA 26 (a)) apresentou diferenças significativas, entre membros, apenas na pós-temporada, para a área do COP ($t(9) = -2.51$, $p = 0.033$), velocidade a-p ($t(9) = -6.64$, $p < 0.001$) e m-l ($t(9) = -5.54$, $p < 0.001$). Também foi verificada diferença significativa entre os momentos de pré-temporada e pós-temporada para as velocidades a-p ($t(9) = 3.61$, $p = 0.006$) e m-l ($t(9) = 3.27$, $p = 0.010$). Em todas as condições e variáveis analisadas, os maiores valores foram observados no membro não-dominante.

A análise da assimetria para a postura bipedal (FIGURA 26 (b)) apresentou diferenças significativas, entre membros, em todas as variáveis em ambas as condições. Na pré-temporada: descarga de peso ($t(9) = 3.07$, $p = 0.013$), área do COP ($t(9) = 4.00$, $p = 0.003$), velocidade a-p ($t(9) = 7.56$, $p < 0.001$) e m-l ($t(9) = 4.88$, $p = 0.001$), e na pós-temporada: descarga de peso ($t(9) = 2.84$, $p = 0.019$), área do COP ($t(9) = 4.72$, $p = 0.001$), velocidade a-p ($t(9) = 6.64$, $p < 0.001$) e m-l ($t(9) = 5.54$, $p < 0.001$). Foi observada diferença significativa entre os momentos de pré-temporada e pós-temporada para as velocidades a-p ($t(9) = -2.63$, $p = 0.027$) e m-l ($t(9) = -2.75$, $p = 0.022$).

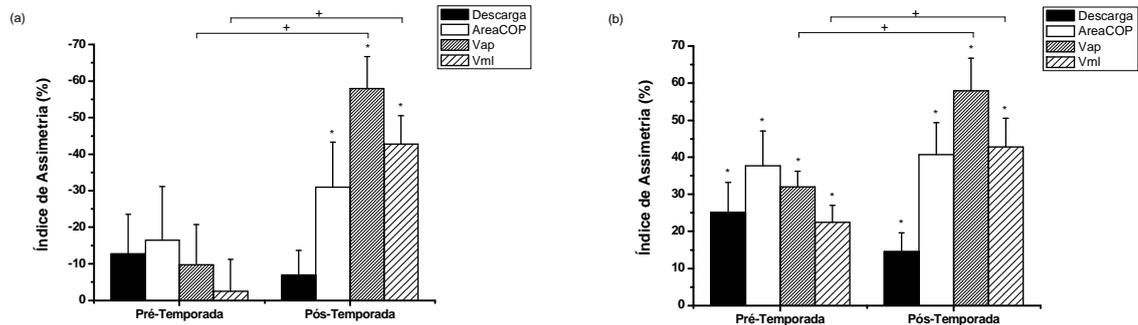


FIGURA 26 - Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as velocidades nas direções a-p e m-l e para a área do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta quieta bipedal: (a) lateralidade e (b) assimetrias. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p < 0.05$.

A análise da lateralidade para a postura unipedal (FIGURA 27 (a)) não apresentou diferenças significativas, entre membros, para ambos os momentos. Não foram observadas diferenças significativas entre os momentos de pré-temporada e pós-temporada. Em todas as condições e variáveis analisadas, os maiores valores foram observados no membro dominante.

A análise da assimetria para a postura unipedal (FIGURA 27 (b)) apresentou diferenças significativas, entre membros, em todas as variáveis para ambos os momentos. Na pré-temporada: área do COP ($t(9)=6.67$, $p < 0.001$), velocidade a-p ($t(9)=5.05$, $p=0.001$) e m-l ($t(9)=4.16$, $p=0.002$), e na pós-temporada: área do COP ($t(9)=5.20$, $p=0.001$), velocidade a-p ($t(9)=4.38$, $p=0.002$) e m-l ($t(9)=3.50$, $p=0.007$). Para a comparação pré-temporada/pós-temporada não foram observadas diferenças significativas nos IA das variáveis analisadas.

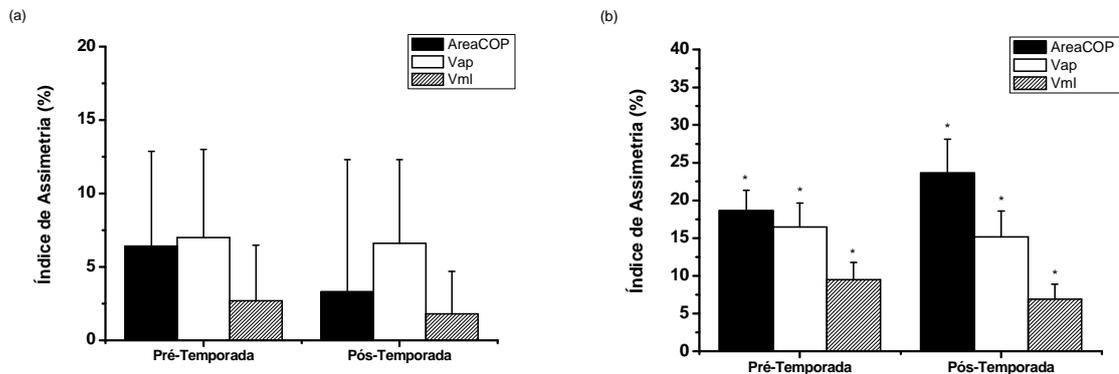


FIGURA 27 - Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as velocidades nas direções a-p e m-l e para a área do deslocamento do centro de pressão durante a postura ereta quieta unipedal: (a) lateralidade e (b) assimetrias. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

Análise do Salto com Contra-Movimento:

Inicialmente, foram analisadas as alturas máximas atingidas durante os saltos bipedais e unipedais, e não foram observadas diferenças significativas para tais valores, entre os momentos de pré-temporada e pós-temporada.

A análise do déficit bilateral, para a altura do salto, apresentou diferenças significativas entre a tarefa bipedal e unipedal, sendo que a soma das tarefas unipedais foi maior que na tarefa bipedal na pré-temporada ($t(9) = -9.80$, $p < 0.001$) e pós-temporada ($t(9) = -9.23$, $p < 0.001$). Entretanto, não foram verificadas diferenças entre as condições de pré-temporada e pós-temporada.

Não foram verificadas diferenças para o IA dos ângulos flexores máximos (quadril, joelho e tornozelo) para a tarefa bipedal, nos momentos de pré-temporada e pós-temporada (FIGURA 28). Entretanto, foram verificadas diferenças significativas para os IA, em ambos os momentos: Pré-Temporada (quadril ($t(9) = 4.08$, $p = 0.008$); joelho ($t(9) = 3.65$, $p = 0.005$) e tornozelo ($t(9) = 3.00$, $p = 0.015$)) e Pós-Temporada (quadril ($t(9) = 4.31$, $p = 0.002$); joelho ($t(9) = 5.29$, $p < 0.001$) e tornozelo ($t(9) = 7.84$, $p < 0.001$)).

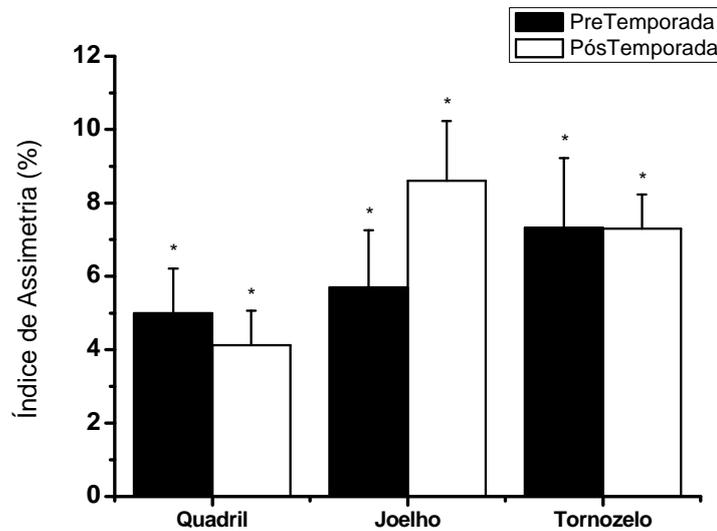


FIGURA 28 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para os ângulos máximos de flexão das articulações de quadril, joelho e tornozelo para a tarefa bipedal, nas condições de pré-temporada e pós-temporada. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$

A análise da lateralidade para o salto bipedal (FIGURA 29 (a)) apresentou diferenças significativas, entre membros, apenas para a taxa de desenvolvimento de força no momento de pós-temporada ($t(9) = -2.38$, $p = 0.041$). Foi observada diferença significativa, entre os momentos de pré-temporada e pós-temporada, apenas para a taxa de desenvolvimento de força ($t(9) = 3.40$, $p = 0.008$).

A análise da assimetria, para o salto bipedal (FIGURA 29 (b)) apresentou diferenças significativas, entre membros, para o pico da carga de aterrissagem na pré-temporada ($t(9) = 6.14$, $p < 0.001$) e pós-temporada ($t(9) = 4.26$, $p = 0.002$), e para a taxa de desenvolvimento de força na pré-temporada ($t(9) = 5.12$, $p = 0.001$) e pós-temporada ($t(9) = 2.54$, $p = 0.032$). Não foram observadas diferenças quando se comparou os diferentes momentos, para todas as variáveis analisadas.

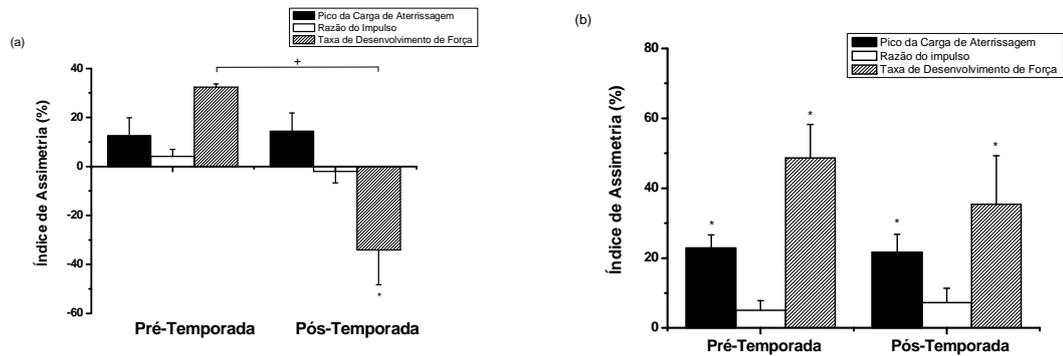


FIGURA 29 – Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para as variáveis do salto bipedal: pico da carga de aterrissagem, razão do impulso e taxa de desenvolvimento de força. (a) lateralidade e (b) assimetrias. Diferenças *entre membros e +entre condições, $p < 0.05$.

A análise da altura dos saltos unipedais não apresentou diferenças significativas entre membros ou momentos.

Não foram verificadas diferenças para o IA dos ângulos flexores máximos (quadril, joelho e tornozelo) para a tarefa unipedal, nos momentos de pré-temporada e pós-temporada (FIGURA 30). Entretanto, foram verificadas diferenças significativas para os IA, entre membros, para ambos os momentos: Pré-Temporada (quadril ($t(9)=2.71$, $p=0.024$); joelho ($t(9)=4.89$, $p=0.001$) e tornozelo ($t(9)=2.95$, $p=0.016$)) e Pós-Temporada (quadril ($t(9)=4.00$, $p=0.003$); joelho ($t(9)=4.96$, $p=0.001$) e tornozelo ($t(9)=3.81$, $p=0.004$)).

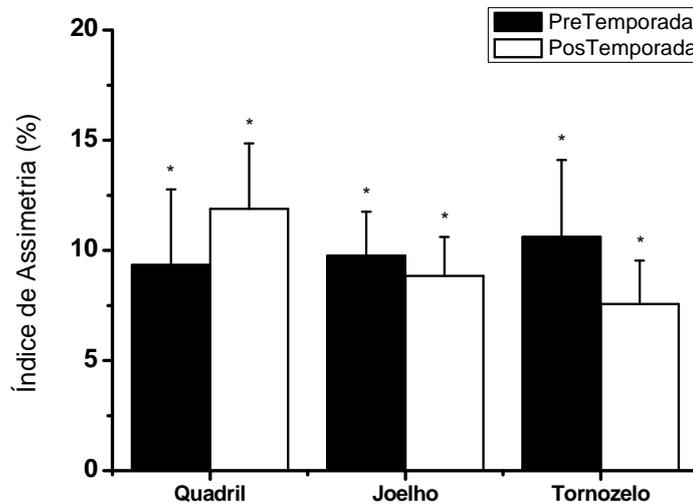


FIGURA 30 - Gráfico da média e EPM das assimetrias para os ângulos máximos de flexão das articulações de quadril, joelho e tornozelo na tarefa unipedal, nas condições de pré-temporada e pós-temporada. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$

A análise da assimetria para o salto unipedal (FIGURA 31 (a)) apresentou diferenças significativas, entre membros, apenas para a taxa de desenvolvimento de força na pós-temporada ($t(9) = -2.29$, $p = 0.047$). Não foram observadas diferenças significativas entre os momentos de pré-temporada e pós-temporada, para as variáveis analisadas.

A análise da assimetria para o salto bipedal (FIGURA 31 (b)) apresentou diferenças significativas, entre membros, para todas as variáveis em ambos os momentos. Na pré-temporada: pico da carga de aterrissagem ($t(9) = 5.95$, $p < 0.001$), razão do impulso ($t(9) = 2.05$, $p = 0.076$) e taxa de desenvolvimento de força ($t(9) = 3.75$, $p = 0.005$), e na pós-temporada: pico da carga de aterrissagem ($t(9) = 3.30$, $p = 0.009$), razão do impulso ($t(9) = 3.26$, $p = 0.010$) e taxa de desenvolvimento de força ($t(9) = 4.24$, $p = 0.002$). Não foram observadas diferenças significativas para as variáveis analisadas, entre os momentos analisados.

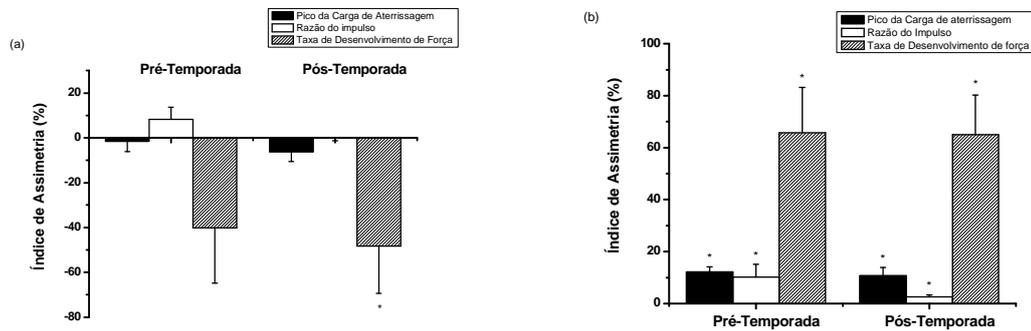


FIGURA 31 – Gráfico da média e EPM do índice de assimetria para o salto unipedal: pico da carga de aterrissagem, razão do impulso e taxa de desenvolvimento de força. (a) lateralidade e (b) assimetrias. *Diferenças entre membros, $p < 0.05$.

4.3.4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente experimento foi mensurar e comparar as diferenças funcionais e antropométricas, entre os membros inferiores, no controle de movimento de tarefas estáticas e dinâmicas bipedais e unipedais na temporada esportiva.

Postura Ereta Quieta:

O presente experimento corrobora a idéia de que os atletas apresentam diferenças entre os membros inferiores em ambos os momentos da temporada esportiva, nas condições bipedais e unipedais.

Para a tarefa bipedal as modificações nas assimetrias na temporada esportiva foram observadas apenas para as velocidades a-p e m-l, que apresentaram maiores valores no momento de pós-temporada. Verificou-se também uma tendência de aumento da área do COP. Para todas as variáveis analisadas, em ambos os momentos, o membro não-dominante apresentou maiores valores, sendo que estes foram intensificados no momento de pós-temporada.

Na condição unipedal, foram verificadas assimetrias para todas as variáveis analisadas e em ambos os momentos. Entretanto, não foram verificadas diferenças entre os momentos da temporada esportiva. Valores de assimetria acima de 15% foram encontradas para a área do COP e velocidade a-p na pré-temporada e apenas para a área do COP na pós-temporada. Observa-se que apenas a área do COP

apresentou maiores valores de assimetria entre condições, sendo que as velocidades apresentaram tendência à diminuição. Curiosamente, na tarefa unipedal o membro dominante apresentou maiores valores.

Salto com Contra-Movimento:

Observou-se diferença na circunferência dos membros em valores absolutos, entretanto para a análise das assimetrias foram verificados valores da ordem de 1%. Portanto, o treinamento prolongado não afetou a circunferência dos membros inferiores, mesmo considerando esta variável passível de erros, pois não foi considerada a variação do percentual de gordura da região, ou outra técnica de mensuração mais precisa. Não foram encontradas altas correlações entre os valores de antropometria e a altura máxima do salto bipedal ou mesmo unipedal (altura do salto) ($r < 0,4$).

O déficit bilateral é um fenômeno caracterizado pela menor produção de força máxima voluntária bilateral comparada à soma das forças exercidas de forma unilateral. Diversos estudos têm reportado que em saltos bipedais são verificados menores valores para a altura máxima comparados ao dobro da altura dos saltos unipedais, além de que se considera que o déficit bilateral durante os saltos bipedais seja causado primariamente pela relação força-velocidade do que pela redução do drive neural (BOBBERT *et al.*, 2005). No presente estudo o déficit bilateral foi verificado em ambas as condições, mostrando que durante as tarefas unipedais os sujeitos apresentam maior produção de força e que este efeito não foi alterado pelo efeito prolongado da temporada esportiva.

Os resultados obtidos da cinemática para a condição bipedal e unipedal, mostraram que o efeito prolongado da temporada esportiva não parece alterar as diferenças entre membros dos atletas. Entretanto, em todas as articulações foram observadas diferenças entre membros, embora tais diferenças não ultrapassem 15% de assimetria.

Para as variáveis de performance do SCM bipedal foram verificadas diferenças entre membros apenas para a taxa de desenvolvimento de força e para o pico da carga de aterrissagem, as quais apresentaram valores de assimetria funcional acima de 15%. Entretanto, os resultados deste experimento não

corroboram a hipótese principal, pois não foram verificadas diferenças, para tais variáveis, entre os diferentes momentos da temporada esportiva. Curiosamente, houve uma inversão na participação dos membros (dominante para não-dominante) na taxa de desenvolvimento de força entre as condições de pré-temporada e pós-temporada. Este efeito pode estar relacionado ao efeito prolongado de um membro em relação ao outro, sendo que no caso do handebol, o membro não-dominante é responsável pela propulsão durante os saltos com arremesso.

Para a altura dos saltos unipedais, o presente experimento verificou diferenças entre membros para todas as variáveis de desempenho analisadas, sendo que os maiores valores de assimetria foram observados para a taxa de desenvolvimento de força. Para esta tarefa não foi verificada inversão para a lateralidade na taxa de desenvolvimento de força, sendo o membro não-dominante predominante. O pico da carga de aterrissagem e a razão do impulso apresentaram maior simetria até mesmo quando comparados à tarefa bipedal. Parece que o efeito prolongado do treinamento na temporada esportiva não produziu efeito nas assimetrias observadas nos atletas analisados.

4.3.5. CONCLUSÃO

Conclui-se que modificações no controle de movimento em atletas durante a temporada esportiva não afeta todas as variáveis analisadas. O treinamento prolongado parece surtir maior efeito nas tarefas bipedais e supõe-se que existam variáveis mais sensíveis que outras, como o caso das velocidades de deslocamento do COP para as tarefas estáticas e a taxa de desenvolvimento de força para as tarefas dinâmicas. Possivelmente tarefas bipedais e unipedais possuam diferentes formas de controle de movimento pelo SNC.

5. CONCLUSÃO GERAL

O presente trabalho concluiu que não parece existir relação entre as diferenças antropométricas e funcionais. Indivíduos sedentários e atletas possuem diferenças entre os membros inferiores, entretanto supõe-se que os mecanismos relacionados à tais fenômenos não sejam os mesmos, como no caso dos

sedentários, onde as assimetrias poderiam estar relacionadas ao pobre controle de força, sinergismo e padrão de coordenação.. Analisando as diferenças entre sedentários e atletas foram observadas semelhanças em relação ao nível de assimetria para algumas variáveis analisadas. Deve-se considerar que os atletas analisados estavam no início da temporada esportiva, e possivelmente sem grande influência dos efeitos do treinamento prolongado. Para testar a hipótese do efeito prolongado, o terceiro experimento foi realizado e observou-se que a temporada esportiva não afetou todas as variáveis relacionadas ao controle de movimento estático e dinâmico em atletas e os maiores efeitos foram verificados durante as tarefas bipedais. Além disto, a fadiga neuromuscular também influenciou o controle de movimento em sedentários, produzindo ajustes compensatórios em algumas variáveis, principalmente nos ângulos articulares. Entretanto, as assimetrias previamente observadas não parecem ser alteradas durante as diferentes condições de fadiga neuromuscular. Para a tarefa dinâmica bipedal, observou-se que para todas as variáveis analisadas (ângulos articulares, parâmetros de desempenho e atividade muscular) apresentaram assimetrias. Curiosamente, se observa tendência à maior ativação do membro contra-lateral em função do membro fatigado. Portanto, o presente estudo ressalta o efeito do nível de condicionamento, o efeito da fadiga e do treinamento prolongado no controle de movimento dos membros inferiores em tarefas com diferentes demandas motoras bipedais e unipedais.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMENT, W.; VERKERKE, G. J. Exercise and fatigue. **Sports Med.**, v. 39, p. 389-422, 2009.

ANKER, L. C.; WEERDESTEYN, V.; VAN NES, I. J.; NIENHUIS, B.; STRAATMAN, H.; GEURTS, A. C. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. **Gait Posture**, v., p., 2008.

AUGUSTSSON, J.; THOMEE, R.; LINDEN, C.; FOLKESSON, M.; TRANBERG, R.; KARLSSON, J. Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. **Scand J Med Sci Sports**, v. 16, p. 111-120, 2006.

BARBER, S. D.; NOYES, F. R.; MANGINE, R. E.; MCCLOSKEY, J. W.; HARTMAN, W. Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. **Clin Orthop Relat Res.**, v. 255, p. 204-214, 1990.

BERGER, L. L.; REGUEME, S. C.; FORESTIER, N. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscles EMG activities. **Jornal of Electromyography and Kinesiology**, v., p., 2009.

BOBBERT, M. F.; GRAAF, W. W.; JONK, J. N.; RICHARD CASIUS, L. J. Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. **J Appl Physiol**, v. 100, p. 493-499, 2005.

BORHUIS, J.; HOF, L.; LEMMINK, K. A. P. M. The importance of sensory-motor control in providing core stability. **Sports Med.**, v. 38, p. 893-916, 2008.

BROGLIO, S. P.; MONK, A.; SOPIARZ, K.; COOPER, E. R. The influence of ankle support on postural control. **Journal of Science and Medicine in Sport.**, v. 12, p. 388-392, 2009.

BROWN, L. E. **Treinamento de Força**. São Paulo: Manole, 2008.

BUSSEY, M. D. Does the demand of asymmetric functional lower body postures in lateral sports relate to structural asymmetry of the pelvis? **Journal of Science and Medicine in Sport.**, v., p., 2009.

CALMELS, P. M.; NELLEN, M.; VAN DER BORNE, I.; JOURDIN, P.; MINAIRE, P. Concentric and eccentric isokinetic assessment of flexor-extensor torque ratios at the hip, knee, and ankle in a sample population of healthy subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 1224-1230, 1997.

CARNAHAN, H.; ELLIOTT, D. Pedal asymmetry in the reproduction of spatial locations. **Cortex**, v. 23, p. 157-159, 1987.

CATES, W.; CAVANAUGH, J. Advances in Rehabilitation and performance testing. **Clin Sports Med**, v. 28, p. 63-76, 2009.

CHAPMAN, J. P.; CHAPMAN, L. J.; ALLEN, J. J. The measurement of foot preference. **Neuropsychologia**, v. 25, p. 579-584, 1987.

CHAVET, P.; LAFORTUNE, M.; GRAY, J. Asymetry of lower extremity responses to external impact loading. **Human Movement Science**, v. 16, p. 391-406, 1997.

COVENTRY, E.; O'CONNOR, K. M.; HART, B. A.; EARL, J. E.; EBERSOLE, K. T. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 21, p. 1090-1097, 2006.

DOWLING, J. J.; VAMOS, L. Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. . **Journal of Applied Biomechanics.**, v. 9, p. 95-110, 1993.

ELIAS, L. J.; BRYDEN, M. P. Footedness is a better predictor of language lateralisation than handedness. **Laterality**, v. 3, p. 41-51, 1998.

ELIAS, L. J.; BRYDEN, M. P.; BULMAN-FLEMING, M. B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, v. 36, p. 37-43, 1998.

ELORANTA, V. Influence of sports background on leg muscle coordination in vertical jumps. **Electromyogr. clin. Neurophysiol.** , v. 43, p. 141-156, 2003.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; LOWRY, T. M.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, p. 984-998, 2001.

ESCAMILLA, R. F.; FRANCISCO, A. C.; FLEISIG, G. S. A three-dimensional biomechanical analysis of sumo and conventional style deadlifts. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, p. 1265-1275, 2000.

FREITAS, S. M.; PRADO, J. M.; DUARTE, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 20, p. 336-339, 2005.

GABBARD, C.; HART, S. Foot performance of right- and left-handers: a question of environmental influence. **Percept Mot Skills**, v. 80, p. 671-674, 1995.

_____. A question of foot dominance. **J Gen Psychol**, v. 123, p. 289-296, 1996.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 14, p. 641-646, 2004a.

_____. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, p. 589-592, 2004b.

GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J.; DENEGAR, C. R.; BUCKLEY, W. E. The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. **J Athl Train**, v. 39, p. 321-329, 2004.

HART, S.; GABBARD, C. Brief communication: bilateral footedness and task complexity. **Int J Neurosci**, v. 88, p. 141-146, 1996.

_____. Examining the mobilizing feature of footedness. **Percept Mot Skills**, v. 86, p. 1339-1342, 1998.

HEDAYATPOUR, N.; ARENDT-NIELSEN, L.; FARINA, D. Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles. **J Electromyogr Kinesiol**, v., p., 2007.

ISSURIN, V. Block periodization versus traditional training theory: a review. **J. Sports Med. Phys. Fitness**, v. 48, p. 65-75, 2008.

ITOH, H.; KUROSAKA, M.; YOSHIKA, S.; ICHIHASHI, N.; MIZUNO, K. Evaluation of functional deficits determined by four different hop test in patients with anterior cruciate ligament deficiency. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.**, v. 6, p. 241-245, 1998.

KANCHAN, T.; KUMAR, T. S.; KUMAR, G. P.; YOGANARASIMHA, K. Skeletal Asymmetry. **Journal of Forensic and Legal Medicine**, v., p., 2007.

KAWAMORI, N.; HAFF, G. G. The optimal training load for the development of muscular power. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, p. 675-684, 2004.

LAASSEL, E. M.; LOSLEVER, P.; ANGUE, J. C. Patterns of relations between lower limb angle excursions during normal gait. **J Biomed Eng**, v. 14, p. 313-320, 1992.

LINTHORNE, N. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. **Am. J. Phys.**, v. 69, p. 1198-1204, 2001.

MAULDER, P.; CRONIN, J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. **Physical Therapy in Sport**, v. 6, p. 74-82, 2005.

MAUPAS, E.; PAYSANT, J.; DATIE, A. M.; MARTINET, N.; ANDRE, J. M. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of

laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. **Gait Posture**, v. 16, p. 304-312, 2002.

MAUPAS, E.; PAYSANT, J.; MARTINET, N.; ANDRE, J. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 14, p. 403-411, 1999.

ORISHIMO, K. F.; KREMENIC, I. J. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. **J Appl Biomech**, v. 22, p. 245-254, 2006.

PANDE, B. S.; SINGH, I. One-sided dominance in the upper limbs of human fetuses as evidenced by asymmetry in muscle and bone weight. **J Anat**, v. 109, p. 457-459, 1971.

PERRY, M. C.; CARVILLE, S. F.; SMITH, I. C.; RUTHERFORD, O. M.; NEWHAM, D. J. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. **Eur J Appl Physiol**, v. 100, p. 553-561, 2007.

PETERS, M. Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. **Psychol Bull**, v. 103, p. 179-192, 1988.

PLATONOV, V. N. **Teoria gral do treinamento desportivo**. Porto Alegre: Editora Manole, 2004.

PLOCHOCKI, J. H. Bilateral variation in limb articular surface dimensions. **Am J Hum Biol**, v. 16, p. 328-333, 2004.

PLOCHOCKI, J. H.; RISCIGNO, C. J.; GARCIA, M. Functional adaptation of the femoral head to voluntary exercise. **Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol**, v. 288, p. 776-781, 2006.

PYNE, D. B.; MUJIK, I.; REILLY, T. Peaking for optimal performance: Research limitations and future directions. **Journal of Sports Sciences**, v. 27, p. 195-202, 2009.

REILLY, T.; MORRIS, T.; WHYTE, G. The specificity of training prescription and physiological assessment: A review. **Journal of Sports Sciences**, v. 27, p. 575-589, 2009.

ROCHFORD, E. C.; DE VOE, D. E.; REISER II, R. F. Effect of previous unilateral injuries on ground reaction forces bilateral asymmetries during static lifting and standing. **Journal of Human Movement Studies**, v. 51, p. 403-424, 2006.

RODACKI, A. L.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, p. 105-116, 2001.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait Posture**, v. 12, p. 34-45, 2000.

SALAVATI, M.; MOGHADAM, M.; EBRAHIMI, I.; ARAB, A. M. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. **Gait Posture**, v. 26, p. 214-218, 2007.

SMITH, D. J. A framework for understanding the training process leading to elite performance. **Sports Med.**, v. 33, p. 1103-1126, 2003.

STEPHENS II, T. M.; LAWSON, B. R.; DEVOE, D. E.; REISER II, R. F. Gender and bilateral differences in single-leg countermovement jump performance with comparison to a double-leg jump. **J Appl Biomech**, v. 23, p. 190-202, 2007.

STEPHENS II, T. M.; LAWSON, B. R.; REISER II, R. F. Bilateral asymmetries in max effort single-leg vertical jumps. **Biomed Sci Instrum**, v. 41, p. 317-322, 2005.

TEIXEIRA, L. A. Assimetrias laterais de performance motora. In: TEIXEIRA, L. A. (Eds.). **Avanços em comportamento motor**. São Paulo: Movimento, 2001, p.

_____. **Controle Motor**. 1. São Paulo: Manole, 2006.

TEIXEIRA, L. A.; GASPARETTO, E. R. Lateral asymmetries in the development of the overarm throw. **J Mot Behav**, v. 34, p. 151-160, 2002.

THOMSON, K.; WATT, A.; LIUKKONEN, J. Differences in ball sports athletes speed discrimination skills before and after exercise induced fatigue. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 8, p. 259-264, 2009.

VUILLERME, N.; DANION, F.; MARIN, L.; BOYADJIAN, A.; PRIEUR, J. M.; WEISE, I.; NOUGIER, V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. **Neuroscience Letters**, v. 303, p. 83-86, 2001.

VUILLERME, N.; SPORTBERT, C.; PINSULT, N. Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing. **Gait & Posture**, v. 30, p. 122-125, 2009.

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

ZIV, G.; LIDOR, R. Vertical jump in female and male basketball players - A review of observational and experimental studies. **Journal of Medicine in Sport**, v., p., 2009.

ZVEREV, Y. P. Spatial parameters of walking gait and footedness. **Annals of Human Biology**, v. 33, p. 161-176, 2006.

