

BERGSON WEBER CABRAL QUEIROZ

**Avaliação eletromiográfica comparativa de diferentes exercícios em
quadropedia do método Pilates**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Programa de: Ciências da Reabilitação
Área de concentração: Movimento,
Postura e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Isabel de
Camargo Neves Sacco

São Paulo

2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Queiroz, Bergson Weber Cabral

Avaliação eletromiográfica comparativa de diferentes exercícios em quadrupedia do método Pilates / Bergson Weber Cabral Queiroz. -- São Paulo, 2010.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências da Reabilitação. Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana.

Orientadora: Isabel de Camargo Neves Sacco.

Descritores: 1.Terapia por exercício 2.Eletromiografia 3.Exercício baseado no Pilates 4.Fisioterapia

USP/FM/DBD-156/10

AGRADECIMENTOS

À Gícia Amorim pela presença constante e pela dedicação e entendimento corporificado da prática e ensino do método Pilates.

À minha orientadora, Prof^a Dr^a Isabel de Camargo Neves Sacco, que me colocou no caminho da pesquisa e escrita científicas e que assumiu o pioneirismo na compreensão biomecânica do Método Pilates.

Aos meus jovens colegas que participaram em momentos diferentes deste projeto: Daniella Gomes, Mariana Cagliari e Eduardo Toshio.

À FAPESP pelo auxílio financeiro a um dos integrantes deste projeto (2008/03578-5).

Aos funcionários do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional: Beatriz e Lúcia.

Ao CGPA – Centro de Ginástica Postural Angélica e suas diretoras Cristina Abrami e Rosana Browne pelo apoio com equipamento, colaboração técnica e entusiasmo.

Ao Davi Sgarbi, sujeito piloto, e a todos os professores e bailarinos que voluntariamente integraram este estudo como sujeitos das coletas de dados.

À Maria Isabel e Prof^a Dr^a Cinthia Itiki pela colaboração com rotinas MatLab que permitem “ver” o processamento dos sinais biológicos.

Aos meus colegas do Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana, pela companhia, apoio, auxílio e discussões científicas nas diversas etapas deste estudo: Aline Arcanjo, Aline Kimura, Andrea Naomi, Andreja Picon, Cristina Sartor, Denise Lacaze, Érica Queiroz, Franklin Júnior, Maria Isabel, Paula Akashi, Sandra Aliberti e Vitor Tessutti; e bem especialmente à Ana Paula e Francis Trombini pelo acréscimo da ajuda na compreensão estatística dos dados.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver)

Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	vii
LISTA DE FIGURAS	viii
RESUMO.....	ix
SUMMARY	xi
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 OBJETIVOS	6
2.1 OBJETIVO GERAL	6
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	6
3 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DE LITERATURA.....	8
3.1 O MÉTODO PILATES	8
3.2 ESTABILIDADE DA COLUNA VERTEBRAL	15
3.3 O PAPEL DOS MÚSCULOS NA ESTABILIDADE DA COLUNA LOMBAR	18
3.4 EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO E POSIÇÃO DE QUADRUPEDIA	22
3.5 OS EXERCÍCIOS “KNEE STRETCH” DO MÉTODO PILATES	28
4 CONJECTURAS INICIAIS.....	33
5 CASUÍSTICA E MÉTODOS.....	34
5.1 CASUÍSTICA	34
5.2 PROTOCOLO DE COLETA.....	35
5.2.1 <i>Entrevista inicial</i>	36
5.2.2 <i>Avaliação Postural</i>	36

5.2.3	<i>Preparo para avaliação biomecânica</i>	37
5.2.4	<i>Avaliação eletromiográfica da contração voluntária isométrica máxima</i>	39
5.2.5	<i>Avaliação Biomecânica</i>	40
5.3	ANÁLISE MATEMÁTICA DOS DADOS	42
5.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS.....	44
6	RESULTADOS	45
6.1	RMS NORMALIZADA PELA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA ISOMÉTRICA MÁXIMA.....	45
6.2	CO-CONTRAÇÃO ENTRE MÚSCULOS EXTENSORES E FLEXORES.....	47
6.3	RAZÃO DA ATIVIDADE ELÉTRICA ENTRE OS MÚSCULOS MULTÍFIDO E ILIOCOSTAL	49
6.4	RAZÃO DA ATIVIDADE ELÉTRICA ENTRE OS MÚSCULOS OBLIQUO INTERNO E RETO DO ABDOME	50
7	DISCUSSÃO	51
8	CONCLUSÃO	62
	ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	63
	ANEXO 2 – APROVAÇÃO DA PESQUISA PELA CAPPESQ - HCFMUSP	64
9	REFERÊNCIAS	65
	APÊNDICE 1 – ROTINA MATEMÁTICA PARA ANÁLISE DOS DADOS EM MATLAB1	

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios dos valores normalizados de RMS (%CVIM) nas fases de extensão e flexão de quadril.....45
- Tabela 2 – Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios dos índices de co-contracção entre a soma da integral dos envoltórios dos extensores do tronco (iliocostal e multífido) e dos flexores do tronco (reto do abdome, oblíquos externo e interno), nas fases de extensão e flexão de quadril.....47
- Tabela 3 - Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios da razão entre a soma da integral do envoltório do músculo multífido com a do iliocostal, nas fases de extensão e flexão de quadril.49
- Tabela 4 - Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios da razão entre a soma da integral do envoltório do músculo oblíquo interno com a do reto do abdome, nas fases de extensão e flexão de quadril.50

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – Exercícios Knee Stretch: (A) com pelve em retroversão e tronco em flexão; (B) com pelve em retroversão e tronco em extensão; (C) inclinação do tronco em relação ao solo e pelve neutra e (D) com tronco horizontal em relação ao solo e pelve neutra.30
- Figura 2 – Posição do eletrogoniômetro de quadril (A) e de pelve (B) em um voluntário. Colocação do eletrodo eletromiográfico bipolar de superfície sobre os músculos: (C) glúteo máximo, multífido e iliocostal; (D) oblíquo interno, oblíquo externo e reto do abdome.....39
- Figura 3 - Eletromiógrafo da *EMG System do Brasil* (A), interface ativa (B) e eletrodo descartável do tipo double da *EMG System do Brasil* (C).42

RESUMO

Queiroz, B.C. *Avaliação eletromiográfica comparativa de diferentes exercícios em quadrupedia do método Pilates* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010. 77 p.

O método Pilates é um sistema de exercícios criado pelo alemão Joseph Pilates (1880-1967), que tem como foco o fortalecimento e estabilização da região abdominal e lombar, e que vem sendo adaptado para aplicação em diversas áreas da reabilitação, inclusive nas disfunções da região lombar. O controle dinâmico da musculatura do tronco tem um papel importante na prevenção de lesões das estruturas da coluna vertebral. No método Pilates, os exercícios “knee stretch”, executados na posição de quadrupedia, são clinicamente recomendados por promoverem o fortalecimento e desafiarem a estabilização da musculatura do tronco. Contudo, há uma carência de estudos científicos sobre a descrição biomecânica destes exercícios. Este estudo investigou a atividade dos músculos estabilizadores do tronco e do quadril, em quatro variações dos exercícios “knee stretch”: pelve em retroversão e tronco em flexão; pelve em anteversão e tronco em extensão; pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo; e pelve neutra com tronco paralelo ao solo. Participaram do estudo 19 sujeitos saudáveis, com treinamento prévio no método Pilates. Foi registrado o sinal eletromiográfico dos músculos iliocostal, multífido, glúteo máximo, reto do abdome, oblíquo externo e interno. Foi mensurada e comparada a raiz média quadrada do sinal eletromiográfico normalizada pela contração isométrica voluntária máxima de cada músculo em cada variação do exercício nas fases de extensão e de flexão do quadril. Foi calculada a integral do envoltório linear de cada músculo, normalizada pela contração voluntária isométrica máxima, e calculado o padrão de co-contração entre músculos extensores e flexores de tronco, e também analisada a relação entre os músculos definidos como locais (multífido e oblíquo interno) com os globais (iliocostal e reto do abdome). Os dados eletromiográficos foram comparados por meio de ANOVAs 2-fatores para medidas repetidas, seguidas pelo post hoc HSD Tukey. A posição com pelve em retroversão promoveu uma atividade significativamente maior dos músculos oblíquo externo e glúteo máximo. A posição com pelve em anteversão aumentou significativamente a atividade do multífido e também apresentou uma maior relação entre a atividade de extensores/ flexores. A posição de pelve neutra com tronco inclinado promoveu uma relação significativamente maior entre a ativação de músculos locais/ globais em comparação aos outros exercícios. E a posição de pelve neutra com tronco paralelo ao solo promoveu uma atividade significativamente menor de todos os músculos. A atividade do reto do abdome foi similar em todos os exercícios, não sofrendo influência das posições de pelve e tronco. As variações nas posições de pelve e de tronco nos exercícios “knee stretch” levaram a uma mudança no padrão de ativação dos músculos multífido, glúteo máximo, reto do abdome e oblíquos, bem como a uma mudança no padrão de ativação da musculatura extensora em relação a flexora, e dos músculos locais em relação aos globais. O baixo nível de atividade do músculo reto do abdome sugere que ele mantém a sua ação para garantir a estabilidade pélvica nos quatro exercícios, independentemente das posições de tronco e de pelve.

Descritores: Terapia por exercício, Eletromiografia, Exercício baseado no Pilates, Fisioterapia.

SUMMARY

Queiroz, B.C. *Comparative electromyographic evaluation of different quadruped Pilates method exercises* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2010. 77 p.

The Pilates method is an exercise system developed by Joseph Pilates (1880-1967). Its main focus is the strengthening and the stabilization of the trunk muscles. This method has been adapted for application in several physical rehabilitation areas, including low back disorders. The dynamic control of trunk muscles plays an important role in preventing repetitive injury of intervertebral disks, facet joints, and related structures. In the Pilates method the knee stretch exercises are clinically recommended because they can promote the strengthening and challenge the stabilization of trunk muscles. These exercises are done in a quadruped position. However, little biomechanical investigation about them has been reported in the scientific literature. This study investigated the activity of stabilizing trunk and hip muscles in four variations of Pilates knee stretch exercises: retroverted pelvis with flexed trunk; anteverted pelvis with extended trunk; neutral pelvis with inclined trunk; and neutral pelvis with trunk parallel to the ground. Participated in the study 19 healthy subjects experienced in Pilates routines. Surface electromyographic signal of iliocostalis, multifidus, gluteus maximus, rectus abdominis, and external and internal oblique muscles were recorded in the four knee stretch exercises variations. It was calculated and compared the root mean square values normalized by the maximal voluntary isometric contraction of each muscle and exercise in both phases of hip extension and flexion. We also calculated the integral of the linear envelope of each muscle, normalized by the maximal voluntary isometric contraction, and it was determined the co-contraction pattern of extensors and flexors muscles and also the relationships patterns of the so called local (multifidus and internal oblique muscles) and global muscles (iliocostalis and rectus abdominis muscles) in each exercise. The exercises and phases data were compared using a two-way ANOVA for repeated measures followed by the HSD Tukey post hoc test. The retroverted pelvis with flexed trunk position led to significantly increased external oblique and gluteus maximus muscle activation. The anteverted pelvis with trunk extension significantly increased multifidus muscle activity and also presented an increased relation of activity of extensor over flexor muscles. The neutral pelvis with inclined trunk position presented a significantly increased the relation of activity of local over global muscles in comparison with others exercises. The neutral pelvis position with trunk parallel to the ground led to significantly lower activity of all muscles. Rectus abdominis muscle activation was similar in all exercises and was not influenced by position of the pelvis and trunk. Variations in the pelvic and trunk positions in the knee stretch exercises change the activation pattern of the multifidus, gluteus maximus, rectus abdominis and oblique muscles, and also the relation pattern of extensors over flexors muscles and of local over global muscles. The lower level activation of the rectus abdominis muscle suggests that it maintains its action to guarantee pelvic stability in the 4 exercises regardless of trunk and pelvic position.

Descriptors: Exercise therapy, Electromography, Pilates based exercise, Physical therapy.

1 INTRODUÇÃO

O método Pilates é um sistema de exercícios criado pelo alemão Joseph Pilates (1880-1967) a partir dos princípios de filosofias e técnicas de movimento orientais, como a ioga¹, e de filosofias e métodos de educação corporal ocidentais, como a ginástica médica de P.H. Ling e a pedagogia de dança de Rudolph Laban^{2, 3}. Este método, correntemente denominado como “Pilates”, caracteriza-se por trabalhar de forma intensa a musculatura abdominal, enquanto procura fortalecer e alongar as outras partes do corpo, por meio de exercícios de baixo impacto e com baixo número de repetições para cada tipo de exercício¹.

Inicialmente com maior penetração na comunidade da dança e de atores americanos desde 1930⁴, por volta de 1990 os ensinamentos de Joseph Pilates haviam se difundido como prática entre os profissionais de saúde da área de reabilitação, com utilização nas áreas de ortopedia, geriatria, neurologia e outras⁵. Progressivamente este método foi envolvendo o grande público em busca de uma melhor qualidade de vida por meio da prática do exercício físico, com a revista Newsweek fazendo a estimativa de que durante a década precedente ao ano 2000, o número de praticantes do Pilates havia aumentado de 5.000 para aproximadamente 5 milhões de pessoas, somente nos Estados Unidos⁶. Para 2004, a estimativa nos Estados Unidos foi de 10,5 milhões de pessoas participando em programas de exercício de Pilates, conforme o “American Sports Data Inc.” (apud M. Shedden, 2006)⁷. Uma busca no site do Google, em páginas do Brasil, em 14 de março de 2010, com a palavra “Pilates”, retornou 408.000 páginas com informações relacionadas ao tema, enquanto que em 11 de outubro de 2009, foram registradas 288.000 páginas, podendo servir de indicador da crescente procura por este método no Brasil.

Apesar da popularidade crescente do método Pilates, a pesquisa científica sobre a utilização deste método ainda pode ser considerada tímida. Contudo uma pesquisa com a palavra chave “Pilates” na base de dados da Biblioteca Nacional Americana de Medicina (NLM), em março de 2010, permitiu encontrar 49 artigos indexados, embora aí estejam incluídas recomendações clínicas e publicidade sobre o método. No ano de 2002, a U.S. National Library of Medicine introduziu o indexador Medical Subject Heading (MESH) “Exercise Movement Techniques”, significando atividade física voltada para promoção da saúde, constando como termo de entrada para este indexador os títulos: “Pilates Based Exercises”, “Pilates-Based Exercises” e “Exercises, Pilates-Based”. Na base de dados EMBASE, no mesmo período, foram encontrados 92 artigos com a mesma palavra chave, 42 dos quais em comum com a base do PubMed.

Um dos conceitos fundamentais do Pilates, o conceito de centro, também chamado de “casa de força”, inicialmente pensado como a região entre a base da caixa torácica e região ilíaca³, vem sendo re-definido pelos praticantes deste método. Para Muscolino e Cipriani (2004)⁸, engloba todos os músculos flexores do tronco, extensores lombares, flexores e extensores de quadril e também a musculatura do assoalho pélvico. Para Anderson e Spector (2000)⁵ este centro também compreende os músculos transverso do abdome e multífido, com Gladwell *et al.* (2006)⁹ acrescentando também o músculo diafragma e a musculatura do assoalho pélvico.

O objetivo deste método é desenvolver os músculos deste centro de força por meio de cerca de 500 exercícios de fortalecimento e de alongamento, que podem ser divididos em duas grandes categorias: exercícios no chão e exercícios em equipamentos. Os equipamentos provêm resistência através de molas e polias⁸. Um dos aparelhos mais utilizados do método Pilates é o reformer, que consiste de uma plataforma deslizante sobre

rolamentos, presa a um grupo de molas que permitem resistência variável. No reformer, são executados exercícios em decúbito dorsal, bem como nas posições de decúbito ventral, ajoelhada, sedestação e ortostática. As vantagens do uso deste equipamento tem sido descrita para o condicionamento de bailarinos e atletas^{10, 11}.

A estabilidade lombar, ou a estabilidade da musculatura central do corpo, tem se tornado um tópico popular, tanto relacionado a um nível ótimo de performance atlética e de funcionalidade nas atividades de vida diária, como relacionado com a reabilitação de dores na região lombar¹². Diversas técnicas vem sendo utilizadas para o fortalecimento do centro do corpo, inclusive métodos alternativos de condicionamento corporal, tais como o tai-chi, a yoga e o Pilates¹³⁻¹⁵.

Em termos de coluna vertebral, um comportamento estável é fundamental para a coluna suportar e transferir cargas da cabeça e do tronco à pelve e aos membros inferiores, permitir movimento nas atividades da vida diária, e ao mesmo tempo proteger a medula espinhal e evitar a lesão e dor¹⁶⁻¹⁸. Portanto, a estabilidade e o controle da coluna lombar devem ser pensados como um processo dinâmico de controle da posição estática, quando adequada ao contexto funcional, mas permitindo o tronco se mover com eficiência em outras situações.¹⁹.

Os exercícios de estabilização, entre os quais se pode incluir o Pilates⁵, são aqueles que levam ao controle dinâmico das forças sobre a coluna lombar, porém eliminando as lesões repetitivas aos discos intervertebrais, facetas articulares e outras estruturas adjacentes²⁰. Embora exista uma grande variedade de exercícios que podem ser considerados exercícios de estabilização, envolvendo diferentes posições do corpo, a serem aplicados nas diferentes necessidades e fases da reabilitação, os exercícios feitos em posição de quadrupedia, com o tronco na horizontal e joelhos e mãos apoiados no solo, são escolhidos

por proporcionarem uma relativa redução da carga compressiva na região lombar, especialmente necessária nos estágios iniciais da reabilitação de disfunções da lombar²¹⁻²⁴.

Dentre os diversos exercícios do Método Pilates, há os exercícios chamados de “Knee Stretch” que são feitos em posição de quadrupedia^{25, 26}. Estes exercícios são clinicamente recomendados^{5, 27, 28} porque têm a finalidade de desafiar a estabilidade da musculatura do tronco, mantendo posições padrões de tronco e de pelve, enquanto ciclicamente movimenta o quadril em flexão e extensão^{25, 29}.

A posição de quadrupedia é considerada adequada para facilitar o trabalho de conscientização da posição neutra da pelve, para o trabalho de dissociação de tronco das cinturas escapular e pélvica, bem como para atingir o controle diferencial da musculatura da região do tronco, como, por exemplo, os músculos transverso do abdome e multifido^{21, 22, 30, 31}. Esta posição vem sendo estudada para o condicionamento da musculatura extensora do tronco, para o aumento gradual da carga compressiva sobre a região lombar, por meio do acréscimo de variações na posição, como a extensão de um membro inferior e ainda de um membro superior contralateral, e para a estabilização do tronco, de maneira geral^{22, 23, 32-38}.

Apesar dos exercícios “knee stretch” serem um método alternativo para o desenvolvimento do controle dinâmico da musculatura estabilizadora do tronco, poucos estudos sobre estes exercícios são encontrados na literatura científica^{5, 28}. Hipotetiza-se que estes exercícios possam trazer os mesmos benefícios que os exercícios tradicionais na posição de quadrupedia, e há ainda a possibilidade de desafiar progressivamente a musculatura estabilizadora do tronco em função de mudanças nas posições de pelve e de tronco, e não pela mudança do suporte de membros inferior e superior no chão, como os exercícios tradicionais de quadrupedia fazem. Além desta diferença, estes exercícios do método Pilates são executados tracionando (na fase de extensão do quadril) e resistindo (na

fase de flexão do quadril) a resistência de duas molas fixas na plataforma móvel do reformer. Estas molas proporcionam um desafio adicional ao controle dos músculos do tronco e dos membro inferiores, bem como dos músculos estabilizadores da cintura escapular, que pode ser útil ao processo de reabilitação^{5, 10, 27}.

A análise eletromiográfica de exercícios utilizados na prática fisioterapêutica pode fornecer conhecimento sobre o padrão de recrutamento muscular e fases da ação muscular, bem como sobre a intensidade de co-contracção, que contribuem para a adequação do exercício à situação clínica específica^{33, 39, 40}. Efetuar este tipo análise com os exercícios do Método Pilates ganha mais relevância diante da diversidade de indicações clínicas que esta prática vem recebendo, e a aparente escassez, já assinalada, de bibliografia sobre os seus aspectos biomecânicos.

Especificamente, o conhecimento dos padrões de ativação muscular nos exercícios em quadrupedia auxiliará futuramente na compreensão de sua aplicabilidade no ganho de estabilização da coluna lombar dentro da terapêutica das disfunções da região lombar.

Parte dos dados apresentados nesta dissertação de mestrado foi publicada no periódico *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, em janeiro de 2010⁴¹.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo do presente projeto foi avaliar e comparar o padrão de atividade eletromiográfica dos músculos flexores e extensores de tronco e extensor de quadril, durante a execução de quatro variações dos exercícios “knee stretch” em quadrupedia do Método Pilates.

2.2 Objetivos Específicos

- Descrever e comparar as variáveis eletromiográficas unilaterais dos músculos reto do abdome, oblíquos interno e externo, glúteo máximo, iliocostal e multífido durante as fases de extensão e de flexão de quadril, em quatro padrões de exercícios “knee stretch”: em anteversão da pelve com extensão de tronco; em retroversão da pelve com flexão de tronco; pelve neutra com o tronco inclinado em relação ao solo; e pelve neutra com o tronco paralelo ao solo;
- Descrever e comparar os índices de co-contração entre a soma da atividade eletromiográfica dos músculos extensores do tronco (iliocostal e multífido), e dos músculos flexores do tronco (reto do abdome e oblíquos externo e interno), durante a execução dos quatro padrões do “knee stretch”, em ambas as fases.
- Descrever e comparar os índices da relação entre a atividade eletromiográfica dos

músculos multifido (local) e iliocostal (global), e da relação entre oblíquo interno (local) e reto do abdome (global), durante a execução dos quatro padrões do “knee stretch”, em ambas as fases.

3 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DE LITERATURA

3.1 O Método Pilates

A seguir é apresentada uma revisão dos estudos que foram localizados a partir da palavra chave “Pilates”, nas bases de dados indexadas e públicas, que abordam a eficiência do treinamento com os exercícios do Pilates na melhora do equilíbrio dinâmico de bailarinos e atletas, na melhora do padrão funcional do equilíbrio postural da população em geral, no condicionamento seletivo da musculatura abdominal, e ainda como recurso de estabilização da região lombar para melhora da dor e da função. Também foram incluídos os artigos sobre aspectos biomecânicos, que ajudem a compreender as especificidades do Pilates. A busca foi feita nas bases de dados PubMed, EMBASE e LILACS, no período de maio de 1995 a fevereiro de 2010. Foram incluídos ainda artigos localizados pela busca eletrônica manual⁴².
43.

Self *et al.* (1996)¹⁰ analisaram a diferença na execução do “demi-plié” do balé clássico, na posição ortostática e em decúbito dorsal no aparelho reformer, com relação a cinemática do joelho e a força aplicada na direção caudal. Os autores encontraram que a força, durante a execução do “demi-plié”, foi maior na posição ortostática do que no aparelho reformer, sendo que na posição ortostática estas cargas são dependentes da aceleração do centro de gravidade, enquanto que no reformer esta força era proporcional ao ângulo do joelho. Os autores concluem que no “reformer”, diferentemente da situação de sustentação de peso, é encontrado um ambiente controlado para redução de cargas sobre as articulações, podendo ser utilizado no contexto de reabilitação.

McMillan, Proteau e Lèbe (1998)⁴² avaliaram o efeito de um treinamento baseado no método Pilates, sobre o alinhamento vertical de cabeça, ombro e pelve, durante a execução das posições de balé “grand plié” e “relevé”. O treinamento consistiu de exercícios de Pilates executados no solo e no equipamento reformer, e exercícios de balé executados sobre um disco rotacional de propriocepção. Foi encontrada uma melhora significativa, porém modesta, no alinhamento da cabeça e do ombro, em relação ao alinhamento da pelve no plano sagital.

Hutchinson *et al.* (1998)¹¹ avaliaram o efeito de um treinamento pliométrico na piscina e com o equipamento reformer, sobre as habilidades de salto de ginástica rítmica. Foi encontrado que após um mês deste treinamento, houve melhora na altura do salto em 16,2%, tempo de reação em 49,8% e força explosiva em 220,4%.

Kolyniak, Cavalcanti e Aoki (2004)⁴⁴ estudaram o efeito de um treinamento de Pilates sobre a musculatura flexora e extensora do tronco pela dinamometria isocinética. Foi encontrado aumento nos parâmetros de pico de torque (25%), trabalho total (29%), potência (30%) na musculatura extensora. Com relação à musculatura flexora do tronco, houve um discreto aumento nas variáveis de trabalho total (10%), concluindo assim que este treinamento é mais eficiente para o fortalecimento da musculatura extensora do tronco.

Esco *et al.* (2004)⁴³ estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto do abdome, oblíquo externo do abdome e reto femoral em exercícios selecionados do chão do Método Pilates, em relação a um exercício abdominal convencional (flexão de tronco em decúbito dorsal, com joelhos flexionados e pés apoiados no solo), observando que os exercícios do Pilates produziram valores eletromiográficos iguais ou maiores nos músculos estudados, aparentando portanto, recrutar a musculatura abdominal em uma intensidade maior e suficiente para o condicionamento físico. Também comparou os exercícios do Pilates “roll-up” (flexão do tronco a partir do decúbito dorsal) e “teaser” (flexão de tronco e de

membros inferiores, a partir do decúbito dorsal), encontrando que o “teaser” apresentava valores eletromiográficos mais alto para o músculo reto femoral em relação ao “roll-up”, mas semelhante para os músculos reto do abdome e oblíquo externo. Os autores concluem que o “roll-up” pode ser mais recomendado quando o condicionamento da musculatura abdominal for a preocupação principal.

Herrington e Davies (2005)⁴⁵ compararam indivíduos saudáveis distribuídos em três grupos: treinados com exercícios do Pilates, treinados por meio de exercícios abdominais tradicionais em academias, e indivíduos sem treinamento. Os autores observaram que 83% dos indivíduos treinados em Pilates, 33% dos treinados em abdominais tradicionais e 25% dos sem treinamento, tinham a capacidade efetiva de contrair o transversos abdominal, avaliado por meio de uma unidade de pressão de biofeedback na altura da cicatriz umbilical. Avaliaram ainda a estabilidade lombo-pélvica, em decúbito dorsal, relacionada com a ação do músculo transversos do abdome. Os sujeitos deveriam manter a pressão em torno de 40 mmHg na unidade de pressão sob a região sacra, enquanto erguiam um dos membros inferiores de um apoio de 70° até a altura de 90°. Do grupo Pilates, 42% tiveram sucesso neste teste, e nenhum dos sujeitos dos outros grupos. Os autores concluíram que o treinamento em Pilates proporciona níveis mais altos de atividade dos abdominais profundos.

Petrofsky *et al.* (2005)⁴⁶ conduziram um estudo comparativo da atividade eletromiográfica de diversos grupos musculares, em seis indivíduos saudáveis, durante a execução de exercícios em equipamentos de musculação convencional e em exercícios baseados no método Pilates. Estes exercícios de Pilates foram avaliados com e sem a utilização de um equipamento oblongo elástico, que possibilita circunscrever os membros inferiores, também baseado em equipamentos do método Pilates. Sem este equipamento, os exercícios Pilates apresentaram uma atividade eletromiográfica dos músculos abdominais e

paravertebrais em níveis inferiores à encontrada durante os exercícios em equipamentos de musculação convencional. Mas com a utilização do equipamento houve um aumento da atividade da musculatura abdominal e paravertebral, tornando os exercícios equivalentes aos feitos em equipamentos de musculação tradicional, porém permitindo trabalhar diversos grupos musculares simultaneamente. O trabalho de extensão de quadril feito com equipamento aumentou a atividade dos músculos paravertebrais, abdominais, glúteo máximo e isquiotibiais a um nível equivalente ao obtido nos equipamentos de musculação com 50 kg de resistência.

Sacco *et al.* (2005)⁴⁷ estudaram comparativamente a cinesiologia e a biomecânica de exercícios semelhantes dentro da técnica Pilates, porém executados no solo ou em diferentes aparelhos. Os autores concluíram que a variação de aparelhos permite a adaptação às condições físicas de cada executante, sendo a musculatura abdominal o principal grupo muscular trabalhado.

Johnson *et al.* (2006)⁴⁸ avaliou o efeito de um treinamento baseado nos exercícios Pilates sobre o equilíbrio dinâmico de adultos saudáveis, encontrando que houve melhora significativa do equilíbrio do grupo que praticou Pilates. Já Gladewell *et al.* (2006)⁹ avaliaram o efeito de um programa modificado de exercícios Pilates em indivíduos ativos com dor lombar crônica não específica. A intervenção teve a duração de seis semanas, com uma aula de uma hora por semana, complementada por instruções para um trabalho individual em casa, de duas sessões de 30 minutos, cada semana. Os autores concluíram que a intervenção resultou em melhoras nos aspectos gerais da saúde, na participação em esportes, na flexibilidade, no equilíbrio proprioceptivo, e na diminuição da dor medida por escala analógica visual.

Donzelli *et al.* (2006)⁴⁹ comparou a efetividade de um treinamento baseado no método Pilates, com o tratamento cinesioterapêutico utilizando os princípios da “Back School”, em indivíduos com dor lombar crônica, encontrando para os dois grupos melhora classificada como acentuada, com relação à dor e a função, a qual foi mantida nos períodos de avaliação seguintes. Os autores concluem que o tratamento baseado no Pilates é tão eficiente quanto o tratamento da “Back School”.

Rydeard, Leger e Smith (2006)²⁸ investigaram a eficácia de uma abordagem terapêutica de exercícios baseados no Pilates, com ênfase na estabilidade lombo-pélvica e na função do músculo glúteo máximo, em indivíduos fisicamente ativos, com dor lombar crônica e não específica, encontrando que este tratamento levou a uma diminuição significativa no nível de incapacidade, avaliada pelo Questionário de Incapacidade de Roland Morris e também diminuição no nível da dor, medida por escala visual numérica.

Kaesler *et al.* (2007)⁵⁰ examinaram o efeito de uma intervenção com exercícios baseados no Pilates, sobre o equilíbrio postural ortostático de adultos, com idade entre 66 e 71 anos, sem contra-indicações para a prática de exercícios, mas sob acompanhamento médico. Foi observada melhora no equilíbrio estático e também no equilíbrio dinâmico.

Sekendiz *et al.* (2007)⁵¹ investigaram o efeito de um treinamento de exercícios de chão do método Pilates, com a duração de 5 semanas e frequência de três vezes por semana em mulheres sedentárias com idade entre 26 e 47 anos comparando-as a um grupo controle sem atividade de condicionamento físico. Através da dinamometria isocinética foi encontrada uma melhora relativamente maior no desenvolvimento da força dos flexores abdominais do que na força dos extensores lombares nas mulheres que treinaram Pilates. Rogers e Gibson (2009)⁵² também investigaram o efeito de um treinamento com exercícios de chão do método Pilates, com duração de 8 semanas, com frequência de três vezes por semana em adultos

saudáveis comparando-os a um grupo que praticou atividades de condicionamento físico diversificadas. Foi encontrada uma melhora relativamente maior no desenvolvimento da resistência da musculatura abdominal em relação à resistência da musculatura extensora lombar. Em ambos os estudos os autores descreveram que há uma predominância de exercícios para a musculatura flexora do tronco nos exercícios de chão do método Pilates.

Endleman e Critchley (2008)⁵³ avaliaram, através de ultrassonografia, a ativação da musculatura profunda do abdome em exercícios selecionados do método Pilates. Foi encontrado que estes exercícios, quando executados com a contração da parede abdominal, há a ativação tanto do músculo oblíquo interno quanto do transversos do abdome, estando a ativação destes músculos sempre simultânea nestes exercícios.

Fonseca, Magini e Freitas (2009)⁵⁴ avaliaram, em um estudo cego randomizado, o efeito de 15 sessões do método Pilates sobre as características da marcha em um grupo de adultos com dor lombar, em comparação com dois grupos de adultos, um com dor lombar e outro de saudáveis, não submetidos a este treinamento. Foi encontrado que os sujeitos submetidos ao treinamento melhoraram a descarga de peso na perna esquerda, mudança esta atribuída a melhora da dor promovida pelo método Pilates.

Silva *et al.* (2009)⁵⁵ estudaram o efeito das posições das molas no exercício de extensão de quadril, executado em decúbito dorsal, no equipamento “cadillac” do método Pilates, por um grupo de adultos praticantes deste método. Foi encontrado que a mudança da posição da mola de “baixa” para “alta” (20 cm e 86 cm respectivamente, em relação ao nível em que estava o indivíduo), levava a uma mudança na carga externa imposta ao praticante do exercício, e também no ângulo de aplicação desta carga na extremidade distal do membro inferior, onde as molas são presas, fazendo a atividade do músculo bíceps femoral aumentar de 16% para 78% da CVIM, e do músculo semitendíneo de 25% para 78% da CVIM. Porém

esta mesma mudança de posição de mola fez o músculo reto femoral ter uma pequena variação decrescente de intensidade, de 16% para 14% da CVIM.

Kuo, Tully e Gálea (2009)⁵⁶ estudaram as mudanças na postura sagital de adultos saudáveis, com idade entre 60 e 75 anos, após um programa de exercícios baseados no Pilates, com frequência de duas sessões por semana, durante dez semanas. Foi encontrado uma discreta melhora na postura do torax (2,3°).

Os estudos anteriormente descritos aparentemente confirmam a eficácia do Pilates na melhora do equilíbrio, condicionamento físico, dor e função e podem orientar uma fundamentação científica para uma aplicação deste método, quer do ponto de vista de condicionamento físico, quer do ponto vista terapêutico. Contudo, alguns aspectos destes trabalhos merecem ser discutidos. A aplicação dos exercícios originais do Método Pilates vem sendo modificada por influências vindas de diversos campos, como da fisioterapia, práticas somáticas como o Método Feldenkrais e outros,⁵⁷ com uma clara tendência a individualização de novas abordagens, com a introdução de novos princípios⁵⁸, portanto dificultando a comparação entre os estudos sobre este método^{9-11, 28, 42-47, 49-52, 54, 59}

Também alguns estudos^{11, 42, 50} usam uma amostra reduzida, além de combinar os exercícios de Pilates com outras técnicas, portanto não se pode concluir sobre a eficácia do método isoladamente. Outros estudos^{28, 46, 49} não discriminam de maneira satisfatória os exercícios do método utilizados. Desta forma, apesar da atual difusão clínica do Pilates⁶⁰ destacamos que ainda assim a literatura não é conclusiva em relação ao método ou ao efeito de exercícios isolados do Pilates na lombalgia ou na melhora da função.

3.2 Estabilidade da coluna vertebral

A estabilidade é um dos conceitos mais fundamentais para se avaliar um sistema, seja inorgânico ou biológico, indicando que este pode cumprir com objetivos e funções. Quando um sistema é estável, em equilíbrio estático ou dinâmico, o comportamento gerado por uma perturbação que altere sua posição ou trajetória, não deve impedir que o sistema conserve suas características estruturais, podendo voltar a sua condição inicial⁶¹.

Panjabi (1992)¹⁸ conceituou o sistema de estabilização da coluna como consistindo de três sub-sistemas: o sub-sistema passivo músculoesquelético; o sub-sistema ativo músculoesquelético; e o sub-sistema neural. Embora conceitualmente separados, são funcionalmente interdependentes, idealmente fornecendo a coluna suficiente estabilização para atender instantaneamente às mudanças posturais, como também às cargas estáticas e dinâmicas.

O sub-sistema passivo músculoesquelético inclui as vértebras, as facetas articulares, os discos intervertebrais, os ligamentos espinhais, as cápsulas articulares, bem como as propriedades viscoelásticas dos músculos¹⁸. Estes diversos componentes contribuem para a estabilidade da coluna vertebral em graus variáveis. Com a utilização de unidades funcionais da coluna lombar, formada por pares de vértebra, disco intervertebral e ligamentos, em um experimento *in vitro*, pode ser verificado que o seccionamento dos ligamentos supra-espinhal e interespinhal não afetou a amplitude de movimento da coluna lombar, porém a facetectomia medial unilateral aumentou a flexão, e a facetectomia unilateral total aumentou a rotação para o lado oposto^{17, 62}. Em outro estudo, também *in vitro*, com a coluna lombar, foi verificado que

as mudanças na amplitude de movimentação vertebral eram muito maiores quando da remoção do núcleo pulposo, do que quando somente ocorria a lesão do anel fibroso⁶³.

O sub-sistema ativo músculoesquelético consiste dos músculos e tendões circundando a coluna vertebral¹⁸. Um corte transversal do corpo na região da coluna lombar, revela que os músculos em torno da coluna vertebral ocupam uma área muito maior que a área óssea, com braços de alavanca muito maiores que aqueles dos discos intervertebrais e ligamentos¹⁷. O sistema ligamentar da coluna é inerentemente instável, podendo a coluna colapsar sob uma carga de 88 N em experimentos feitos *in vitro*^{64, 65}. Experimentos conduzidos *in vivo* mostraram que os discos intervertebrais suportam normalmente cargas superiores a 1.500 N⁶⁶, podendo esta diferença entre as cargas suportadas *in vitro* e *in vivo* serem atribuídas ao sistema muscular, o qual atuando como um sistema de enrijecimento da coluna vertebral, aumenta a sua capacidade de suportar cargas críticas se mantendo estável¹⁷.

O terceiro componente da estabilidade da coluna, o sub-sistema neural, avalia e determina os requerimentos para a estabilidade, coordenando a resposta muscular através dos diversos receptores localizados em ligamentos, tendões e músculos, e dos centros de controle neural. Este sub-sistema responde às variações da postura dinâmica, isto é, variações nos braços de alavanca, nas cargas inerciais das diferentes massas corporais e nas forças externas¹⁸.

Estudos em modelos animais vêm contribuindo para a compreensão da atuação do sub-sistema neural, através do estudo das alterações nos padrões de atividade muscular, em resposta aos mecanorreceptores ligamentares¹⁷. Em uma pesquisa feita com felinos⁶⁷, o ligamento supra-espinhal foi mantido em alongamento por dois períodos de 30 minutos, com 10 minutos de intervalo, enquanto era monitorada a atividade do músculo multifido.

Alterações na excitabilidade muscular foram verificadas até sete horas após a conclusão do alongamento. De modo geral, sujeitos humanos parecem responder de modo similar ao modelo felino, quando submetidos à cargas estáticas e cíclicas no tecido ligamentar⁶⁷. Foi observado que 10 minutos de carga estática no ligamento cruzado anterior de humanos provocou espasmos e hiper-excitabilidade no músculo quadríceps⁶⁸. Estas desordens neuromusculares são indicativas que atividades repetitivas de longa duração podem diminuir a estabilidade muscular, pelas alterações na excitabilidade muscular e presença de espasmos, por falha no controle neural, podendo deixar a coluna vertebral suscetível à lesão^{17, 67}.

A instabilidade mecânica da coluna vertebral significa a incapacidade desta em suportar cargas adequadamente com a conseqüente instabilidade clínica, a qual inclui as conseqüências de déficit neurológico e/ou dor¹⁷. Todo tipo de lesão tecidual, com a perda da integridade mecânica de qualquer tecido destinado a suportar carga, pode levar à perda de rigidez e ao aumento do risco de comportamento instável²⁴.

Panjabi (1992)⁶⁹ considera necessário, para a adequada definição de instabilidade clínica, introduzir o conceito de “Zona Neutra”, que é o intervalo de movimento intervertebral, dentro do qual o movimento é produzido com mínima resistência interna. Um aumento da “zona neutra” pode significar um aumento indevido do movimento intervertebral, com as possíveis conseqüências de compressão de raízes nervosas e dos discos intervertebrais, e também maior atrito nas articulações facetarias. Desta forma, para Panjabi (1992)⁶⁹, a instabilidade clínica é definida como um decréscimo significativo na capacidade do sistema estabilizador da coluna em manter a “zona neutra” intervertebral dentro de limites fisiológicos, de forma a evitar disfunções neurológicas, deformações maiores e dor incapacitante. Portanto um aumento na amplitude da “zona neutra” seria um indicador da instabilidade clínica.

Na instabilidade clínica esta “zona neutra” teria então um limite superior de amplitude de movimento, onde a micro-deformação de tecidos moles provocaria dor ou, o alongamento e compressão dos elementos neurais, devido a deformação da coluna vertebral, levando a déficits neurológicos. No limite inferior desta “zona neutra”, com a restrição de movimento, haveria um esforço muscular excessivo, causando fadiga muscular ou a rigidez da coluna, causando a formação de osteófitos e outros problemas degenerativos. Panjabi (1992)⁶⁹ propõe a hipótese de que o treinamento dos músculos circundando a coluna lombar é capaz de restabelecer a estabilidade da coluna, após uma lesão. Deve-se permitir o movimento em torno da postura neutra, aquela de mínima tensão da estrutura da coluna e de mínimo esforço muscular, e a estabilização crescente à medida que a coluna vertebral se desloca em direção aos limites da amplitude de movimento fisiológico. Por outro lado, o achado clínico de atividade muscular ampliada na musculatura do tronco seria um indicador objetivo de disfunção no sub-sistema passivo de estabilização da coluna lombar⁷⁰.

3.3 O papel dos músculos na estabilidade da coluna lombar

O sistema neuromuscular deve satisfazer a tarefa de criar torque, o qual sustenta a postura e possibilita o movimento, mas também têm o papel crítico de assegurar a estabilidade da coluna²⁴. Uma distinção funcional que se tornou de uso comum é a de classificar os músculos como intersegmentares, ou “locais”, funcionando primariamente como estabilizadores, e músculos multisegmentares ou “globais”, funcionando primariamente como produtores de torque⁷¹. Os músculos locais atuam sobre os movimentos individuais de segmentos da coluna, controlando as mudanças de postura da coluna lombar, tendo um efeito mínimo sobre a caixa torácica e não provocando conflito com a respiração. Enquanto

isto, os músculos globais estariam envolvidos nas outras funções de movimento, respondendo as cargas externas, transferindo diretamente as forças entre a pelve e a caixa torácica^{19, 35, 71}.

A classificação dos músculos estabilizadores da coluna lombar em “globais” e “locais” foi proposta por Bergmark (1989)⁷¹, em um trabalho pioneiro sobre a estabilização da coluna vertebral. Os músculos que têm suas origens e inserções nas vértebras foram definidos como “locais”: os músculos multífido, intertransversários e interespinhais. Músculos com origem na pelve e inserção nas vértebras lombares também seriam “locais”: a parte lombar do músculo eretor da espinha e parte do músculo quadrado lombar. Os músculos ligando diretamente a pelve à caixa torácica foram definidos como “globais”: a parte torácica do músculo eretor da espinha, parte do músculo quadrado lombar e os músculos oblíquo interno, oblíquo externo e reto do abdome.

A estabilização da coluna depende de um trabalho coordenado de diversos grupos musculares, mas a definição de quais grupos musculares e qual o padrão de ativação muscular necessária ainda é objeto de diversas investigações. A co-ativação de músculos agonistas e antagonistas tem um papel importante na estabilização articular, mas uma excessiva co-ativação pode provocar compressão articular e impedir o movimento⁷². Hoffer e Andreassen (1981)⁷³, utilizando modelo animal, mostraram que a rigidez articular aumenta rapidamente com a ativação muscular de forma que um aumento de tensão de 20%, em relação à sua tensão máxima, em um músculo antagonista, pode duplicar a estabilização e a rigidez de uma articulação. Baseado neste modelo, Richardson e Jull (1995)²¹ propõe que a ativação da musculatura do tronco em 25% da CVIM seria adequado para a estabilização da coluna lombar.

Contudo Cholewicki *et al.* (1997)⁷⁰, estudando sujeitos saudáveis e utilizando um modelo baseado em dados eletromiográficos, observaram que um esforço da musculatura antagonista da ordem de 3% CVIM seria capaz de estabilizar a coluna lombar, quando da produção de uma oscilação de 20° na direção de flexão ou extensão em torno da posição neutra, com o tronco sustentando uma massa de 32 kg. Na hipótese de mudanças nas propriedades mecânicas da coluna, causada por lesão, esta co-ativação deveria aumentar para 5%.

O aumento da co-ativação também leva a um aumento da compressão articular. Granata e Marras (2000)⁷⁴, também utilizando um modelo baseado em dados eletromiográficos, avaliando sujeitos saudáveis durante a atividade de flexão do tronco para erguer cargas de 22,7 kg., encontraram que a atividade antagonista dos flexores do tronco elevava a compressão na coluna lombar de 12% para 18%, significando um acréscimo de compressão de 440 N. Porém esta atividade muscular levou a um aumento de 36% para 64% na capacidade da coluna em suportar cargas críticas, indicando um aumento de estabilidade, significando um acréscimo de 2.925 N na tolerância à compressão.

Lee, Rogers e Granata (2006)⁷⁵ também observaram em sujeitos saudáveis, que a co-contração máxima da musculatura flexora do tronco, na manutenção da posição ortostática contra uma resistência para extensão do tronco, elevava a rigidez do tronco em 37,8%, aumentando desta forma a estabilidade da coluna.

Na definição de músculos mais importantes para a estabilização da coluna lombar alguns grupos terapêuticos, partindo da classificação de Bergmark, consideram que o grupo de músculos “locais” deve ser priorizado, especialmente em indivíduos com dor lombar. Consideram o músculo transverso do abdome como também pertencente a este grupo¹⁹. Hodges e Richardson (1996)⁷⁶ estudando a atividade eletromiográfica da musculatura do

tronco (músculos transverso do abdome, oblíquo interno, oblíquo externo, reto do abdome e multífido), durante a movimentação rápida do ombro, observaram em sujeitos saudáveis que o músculo transverso do abdome era invariavelmente o primeiro músculo ativo, tanto em relação aos músculos do tronco quanto em relação ao músculo deltóide, e que sua ativação não dependia da direção do movimento do ombro, diferentemente do músculo reto do abdome, por exemplo, cuja ativação inicial variava significativamente em todas as direções de movimento. Porém, nos sujeitos com dor lombar, a contração do músculo transverso do abdome era significativamente retardada em todos os movimentos.

Hodges e Richardson (1997)⁷⁷, também encontraram que durante a movimentação de membro inferior, o músculo transverso do abdome é o primeiro a ser ativado, enquanto o tempo de reação dos músculos reto do abdome e multífido variava conforme a direção de movimento de membro inferior. Para Hodges (1999)⁷⁸, o músculo transverso do abdome é controlado independentemente dos outros músculos do tronco, devendo ser treinado independentemente dos outros músculos, sendo o principal músculo afetado nos indivíduos com dor lombar.

Grenier e McGill (2007)⁷⁹ avaliaram, por meio da eletromiografia e de métodos cinemáticos, a possibilidade de contrair somente o músculo transverso do abdome, em um nível funcional, em sujeitos saudáveis, conforme técnica descrita por Richardson *et al.* (2002)⁸⁰. Verificaram, no entanto, ser esta tarefa extremamente desafiadora, senão impossível, já que outros músculos do tronco apresentavam atividade eletromiográfica simultânea a ele. Também encontraram que o esforço isométrico de contração de toda a musculatura abdominal leva a um índice de estabilidade 32% superior àquele obtido durante a tentativa de ativar somente o músculo transverso do abdome. Através de cálculo de estabilidade, a partir dos valores eletromiográficos e de modelagem matemática, verificaram

ainda que a contribuição do músculo transverso do abdome, para a estabilidade lombar, podia ser considerada como muito pequena, diante dos outros músculos do tronco. Concluem que do ponto de vista mecânico, outros músculos além do transverso do abdome contribuem mais para evitar um comportamento instável da coluna.

A musculatura do quadril gera potência para a marcha, para atividades atléticas e diversas atividades da vida diária, com a pelve atuando como uma plataforma de base para a coluna vertebral ²⁴. O glúteo máximo é considerado um importante transmissor de forças entre a região lombar e a pelve e membros inferiores, através da fásia tóraco-lombar⁸¹. A dor lombar tem sido associada com alterações no padrão de ativação e fraqueza do glúteo máximo ^{28, 82}, e a fraqueza dos abdutores do quadril tem sido correlacionada com a presença de lesões em atletas⁸³. A estabilidade lombar, portanto, tem sido associada ao adequado funcionamento da musculatura do quadril e o condicionamento desta musculatura vem ganhando relevância no tratamento das disfunções da região lombar ^{24, 28, 84, 85}.

3.4 Exercícios de estabilização e posição de quadrupedia

O treinamento específico dos músculos considerados como capazes de prover a estabilidade dinâmica da coluna lombar, atuam para manter a “zona neutra” de movimento articular, na conceituação de Panjabi (1992)⁶⁹, dentro de limites normais para as atividades funcionais⁸⁶. Portanto os exercícios de estabilização devem minimizar a carga articular ao mesmo tempo em que proporcionam aos músculos estímulo suficiente de treinamento. Contudo, não há um conjunto ideal de exercícios que sejam adequados para todos os indivíduos, devendo a prescrição destes exercícios ser adequada a cada situação pela combinação de conhecimento científico e história clínica ³⁴.

A posição da coluna lombar influencia o tamanho dos forames intervertebrais⁸⁷: aumenta com a flexão e diminui com a extensão⁸⁸. Portanto, pessoas com síndromes facetárias, espondilolisteses e estenoses vertebrais ou intervertebrais, não podem ser submetidos a exercícios de extensão do tronco⁸⁹. Com relação ao disco intervertebral lombar, a protusão posterior aumenta com a flexão e diminui com a extensão da coluna. Porém ao sofrer sobrecarga de compressão, há o aumento da protusão posterior, tanto na posição de flexão ou de extensão, quanto na posição neutra⁸⁸. Por conseguinte, indivíduos com herniação discal posterior devem evitar exercícios em flexão da coluna lombar, particularmente com atividade muscular simultânea, porque esta atividade aumenta a carga compressiva articular³⁴.

Dentre os exercícios de estabilização da coluna lombar, existem os exercícios feitos em posição de quadrupedia, com o tronco na horizontal e joelhos e mãos apoiados no solo, e que são escolhidos por proporcionarem uma relativa redução da carga compressiva na região lombar²². A posição de quadrupedia, em si, é considerada adequada para facilitar o trabalho de conscientização da posição neutra da pelve e o controle diferencial da musculatura da região do tronco, principalmente do músculo transverso do abdome e do músculo multífido²¹. Em parte dos estudos eletromiográficos, relativos à exercícios de estabilização, a contração do músculo oblíquo interno é considerada representativa da contração do músculo transverso do abdome.^{31, 79} Gill e Callaghan (1998)⁹⁰ sugere que esta posição em quadrupedia facilitaria e intensificaria a aferência provinda dos proprioceptores da região lombar em função da alteração da posição corporal, que passa a não depender dos receptores cutâneos da planta dos pés.

Beith et al. (2001)³¹ investigaram, por meio da eletromiografia, o padrão de recrutamento da musculatura abdominal na posição em quadrupedia. Observaram que

apenas 55% dos sujeitos conseguiam isolar satisfatoriamente a contração do músculo oblíquo interno da contração do músculo oblíquo externo. Koumantakis *et al.* (2001)³⁷ confirmaram, por eletromiografia, a contração do músculo multífido na posição de quadrupedia, conforme procedimento de Richardson e Jull (1995)²¹.

Stevens *et al.* (2006)²² avaliaram por meio da eletromiografia, a mudança na capacidade de contração diferencial do músculo transverso do abdome e do músculo multífido, na posição de quadrupedia, com extensão de membro inferior e flexão de membro superior contralateral, após treinamento de 3 meses de exercícios de estabilização lombar, conforme instruções de Richardson e Jull (1995)²¹. Foi observado que a contração do músculo oblíquo interno ipsilateral, dado como representante do músculo transverso do abdome, havia aumentado significativamente em relação à contração dos músculos reto do abdome e oblíquo externo. Porém, não houve mudança significativa na atividade do músculo multífido em relação a do músculo iliocostal lombar.

Os exercícios em quadrupedia, além de provocarem menor compressão intra-articular, também são escolhidos para condicionamento da musculatura extensora do tronco³⁴. Callaghan *et al.* (1998)²³ compararam exercícios na posição de quadrupedia, com extensão de membro inferior e também com a adição de flexão de membro superior contralateral, em relação a exercícios de extensão de tronco e de extensão de tronco com de membros inferiores e superiores, em posição antigravitária. Foi avaliada a atividade eletromiográfica da musculatura do tronco e, por dinâmica inversa, a força compressiva em torno das vértebras L4-L5. Os exercícios em quadrupedia apresentaram menor atividade da musculatura extensora do tronco e também menor força compressiva articular, em relação aos exercícios de extensão de tronco. O exercício em quadrupedia com extensão de membro inferior e flexão contralateral de membro superior, comparado com quadrupedia com simples

extensão de membro inferior, provocou um aumento de 1.000 N na força compressiva articular e um aumento de 30% na atividade dos músculos eretores da coluna, sendo portanto o primeiro exercício mais adequado para fases avançadas da reabilitação.

Arokoski *et al.* (1999)³⁶ compararam exercícios na posição de quadrupedia, com extensão de membro inferior e flexão de membro superior contralateral, com o exercício de sustentação antigravitária do tronco, em decúbito ventral. O exercício em quadrupedia produziu menos atividade elétrica na musculatura paravertebral em relação ao outro exercício.

Souza *et al.* (2001)³⁸ avaliaram o exercício na posição de quadrupedia, com extensão de membro inferior e flexão de membro superior contralateral, com e sem o acréscimo de pesos colocado em punhos e tornozelo. Observaram uma atividade significativamente maior dos músculos oblíquos do abdome em relação ao músculo reto do abdome, tanto com quanto sem pesos adicionais. Contudo, a atividade dos músculos eretores da coluna e do músculo glúteo máximo foi significativamente maior na situação com carga adicional.

Stevens *et al.* (2007)⁹¹ investigaram a atividade elétrica da musculatura do tronco e do quadril em três variações de exercício em quadrupedia: (1) com um membro inferior em extensão; (2) com o acréscimo da flexão de membro superior contralateral; e (3) com o acréscimo, além do membro superior, de uma flexão de quadril de 30°. Os músculos que apresentaram atividade mais alta (>20% da CVIM) das três variações foram os músculos multifido lombar e glúteo máximo ipsilaterais; e o de atividade mais baixa (<10% CVIM) foi o músculo reto abdominal, bilateralmente. O músculo oblíquo interno contralateral e oblíquo externo ipsilateral também tiveram atividade mais alta nas variações 1 e 2. A variação 3 provocou atividade mais alta no músculo iliocostal lombar, parte lombar e parte torácica, bilateralmente.

Ekstrom, Donatelle e Carp (2007)⁸⁴ avaliaram o exercício de quadrupedia com extensão de membro inferior e flexão de membro superior contralateral e observaram uma atividade de glúteo máximo de 56% da CVIM e para o músculo multífido de 46%. Para estes autores, a atividade do glúteo máximo, por ser superior a 50% da CVIM, pode ser suficiente para o treinamento de força, enquanto o nível de ativação do músculo multífido, seria indicado para ganho de resistência.

McGill e Karpowicz (2009)⁹² avaliaram o exercício de quadrupedia com flexão e abdução do membro superior esquerdo e extensão do membro inferior direito, com a adição de uma contração isométrica da musculatura do tronco, e o compararam com um exercício de quadrupedia somente com a extensão do membro inferior direito. Observou-se que as modificações implementadas no exercício, promoveram um aumento da atividade da musculatura torácica extensora de 23% para 35% da CVIM.

Kavcic *et al.* (2004 e 2004)^{33, 35} compararam a eletromiografia e os momentos internos em diversos exercícios de estabilização: abdominal convencional; ponte em decúbito dorsal mantendo os dois pés apoiados; ponte em decúbito dorsal e extensão de uma perna; ponte com o corpo em posição lateral; quadrupedia com um membro inferior em extensão; quadrupedia com um membro inferior em extensão e membro superior em flexão; sentar em uma bola de ginástica; e para comparação, sentar em um banco. Foram avaliados os músculos reto do abdome, oblíquo externo, oblíquo interno, latíssimo do dorso, longuíssimo do tórax e iliocostal em T9 e L3, e multífido. Para estes autores, nenhum músculo isoladamente foi identificado como provocador potencial de uma situação de instabilidade que fosse comum a todos os exercícios. De modo geral, os músculos antagonistas em cada exercício eram os mais efetivos, através da co-contração, em aumentar a estabilidade da coluna lombar. Foi encontrado ainda que o exercício de quadrupedia com extensão de

membro inferior e flexão de membro superior contralateral era o exercício capaz de provocar a estabilidade mais alta, mas também a maior compressão na região lombar de L4-L5; e que sentar em uma bola de ginástica ou em um banco provocavam a compressão mais baixa nesta região, mas também o menor nível de estabilidade. Os autores concluem que aumentar o padrão de co-contração aumenta a estabilidade da coluna lombar, mas também aumenta proporcionalmente a compressão na região de L4-L5.

A co-contração pode ser avaliada tanto pela relação força-torque, através de dinâmica inversa e modelagem matemática, como também através do sinal eletromiográfico⁹³. Van Dieën *et al.* (2003)⁹⁴ propuseram o estudo do padrão de co-contração, avaliando a relação entre a soma da atividade eletromiográfica dos músculos extensores e flexores do tronco, durante movimentos lentos do tronco, para diferenciação do padrão motor de sujeitos saudáveis e sujeitos com dor lombar. Neste estudo os sujeitos com dor lombar apresentaram maior taxa de co-contração dos músculos antagonistas em relação aos agonistas, indicativo de uma atividade motora destinada ao aumento da estabilidade da coluna.

Drake *et al.* (2006)⁹⁵ também avaliaram a relação entre a soma da atividade eletromiográfica dos músculos extensores e flexores do tronco para determinar os desafios ao sistema musculoesquelético proporcionado pelos exercícios de estabilização. Estes autores encontraram que a utilização de uma bola suíça como superfície de apoio ao tronco para execução dos exercícios de quadrupedia, embora sendo uma superfície instável, diminuiu o padrão de co-contração da musculatura do tronco em relação aos exercícios feitos somente com o apoio no chão, apresentando, portanto, menos desafio ao sistema musculoesquelético.

Porém, para diversos autores^{22, 94-98}, estabelecer a relação de atividade entre músculos globais e locais, na definição de Bergmark (1989)⁷¹, como a relação entre a intensidade da atividade eletromiográfica dos músculos eretores lombares em relação aos

erectores torácicos, e do músculo oblíquo interno/transverso do abdome em relação ao músculo reto do abdome ou oblíquo externo, deve orientar a escolha dos exercícios de estabilização e do padrão de contração da musculatura abdominal. Contudo, a efetividade destas escolhas como prática terapêutica ainda é sujeita a questionamentos⁹⁹⁻¹⁰⁴, como também é questionada a capacidade dos chamados músculos locais em terem maior capacidade de estabilizar a coluna que os músculos denominados de globais^{35, 72, 105-107}.

3.5 Os exercícios “knee stretch” do Método Pilates

Os exercícios “knee stretch” do Método Pilates são feitos no equipamento reformer em posição de quadrupedia. A extremidade superior do corpo se apóia, pelas mãos, em uma barra fixa, enquanto que a parte inferior se apóia pelos joelhos em uma plataforma móvel, acoplada com molas, para prover resistência (Figura 1). A extensão do quadril move a plataforma para traz, contra a força oferecida pelas molas, força esta a ser resistida na fase de flexão do quadril. O tronco do praticante fica em uma posição de inclinação em relação à vertical, e o exercício na forma original é executado com a pelve em retroversão e tronco em flexão (Figura 1-A); e com a pelve em anteversão e tronco em extensão (Figura 1-B). Um dos objetivos atribuídos a este exercício é o de aumentar o controle da musculatura do tronco, em ação idealmente isométrica, ao mesmo tempo em que a movimentação de membro inferior, em extensão e flexão de quadril, desafia o controle da isometria e a posição da pelve^{25, 29}.

Preocupações com a ativação da musculatura profunda do tronco e da pelve, e com a utilização da coluna em posição neutra, para diminuir o impacto articular, levou diversos praticantes da técnica Pilates a utilizarem os exercícios “knee stretch” em posição aproximada de pelve neutra (Figura 1-C), adotando-se, algumas vezes, a posição do tronco

paralela ao solo (Figura 1-D) ^{5, 26, 28, 58}. Estes exercícios vêm tendo diversas indicações clínicas, como trabalhar a dissociação da cintura pélvica, da cintura escapular, de membros inferiores ou de membros superiores, em relação ao tronco, para treinar com mais eficiência a musculatura estabilizadora do tronco^{5, 26, 28}.

Apesar da provável grande utilização destes exercícios, muitas vezes a partir de orientações transmitidas oralmente nos cursos de formação de instrutores do método Pilates, não foi encontrado, nas bases de dados públicas consultadas, nenhum artigo que especificasse a função biomecânica destes exercícios e suas possíveis implicações fisiopatológicas.

Um ponto a ser destacado na execução dos “knee stretch” é o fato dos joelhos ficarem apoiados em uma superfície móvel, o que difere de um exercício de quadrupedia tradicional executado em uma superfície estável. Vera-Garcia et al. (2000)¹⁰⁸ observaram que exercícios abdominais feitos em superfícies instáveis aumentam a atividade da musculatura flexora do tronco em relação aos mesmos exercícios feitos em superfícies estáveis, sugerindo um aumento da co-contração estabilizadora, e também um aumento da carga compressiva sobre a coluna lombar. Portanto, a literatura recomenda que o exercício de reabilitação deveria começar sobre uma superfície estável¹¹². Como o equipamento “reformer” permite movimento só em uma direção, os exercícios “knee stretch” poderiam ser qualificados como exercícios em uma superfície intermediária entre a superfície estável e a instável.

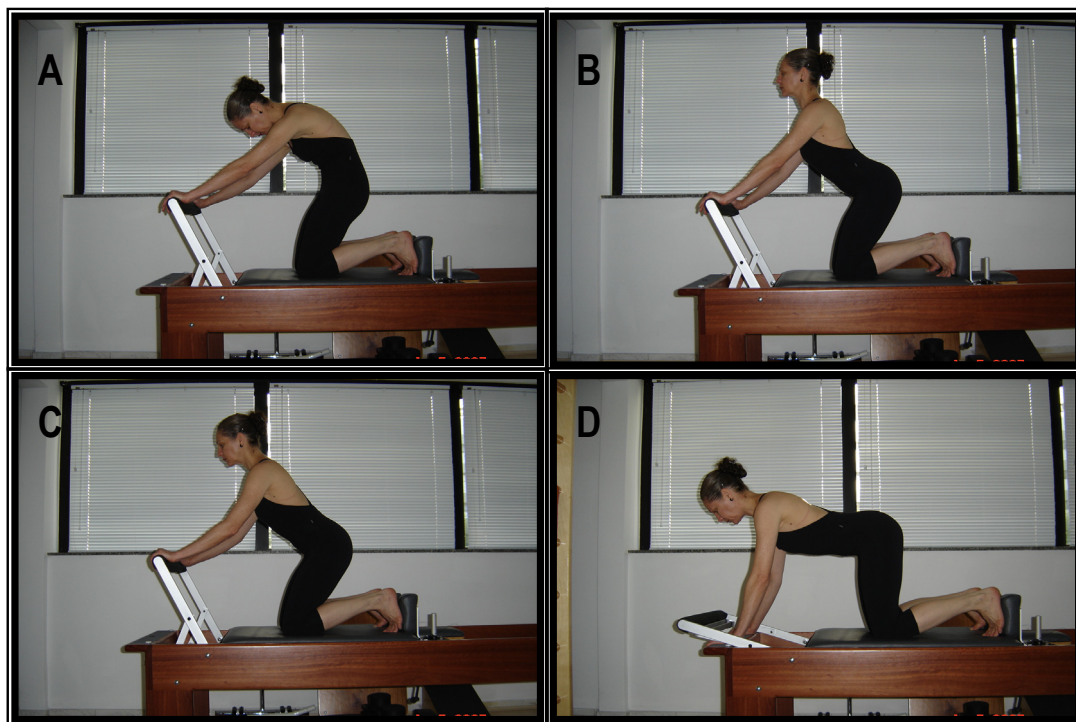


Figura 1 – Exercícios Knee Stretch: (A) com pelve em retroversão e tronco em flexão; (B) com pelve em retroversão e tronco em extensão; (C) inclinação do tronco em relação ao solo e pelve neutra e (D) com tronco horizontal em relação ao solo e pelve neutra.

Haynes (2004)¹⁰⁹ também sugere que superfícies instáveis estimulam, além do controle da musculatura do tronco, o controle motor sobre a estabilidade multi-segmentar. Nos exercícios “knee stretch” há o envolvimento de três articulações, além da região lombar: a do ombro, do quadril e do joelho, embora todos em condições de cadeia cinética fechada.

Escamilla *et al.* (2006)⁸⁹ analisaram um exercício semelhante aos exercícios “knee stretch”: o chamado “power wheel roll-out”. Este exercício é feito na posição de quadrupedia, braços, quadris e joelhos a aproximadamente 90° na posição inicial, com as mãos segurando o eixo de uma roda, a qual deve ser deslocada no solo, provocando com isto o deslocamento do tronco, mas com manutenção de coluna lombar e pelve em posição neutra. Os autores observaram uma ativação dos músculos reto abdominal e oblíquo interno em valores próximos a 80% da CVIM, porém com baixo valor de ativação para a musculatura paravertebral lombar. Os autores concluem que este exercício pode ser efetivo na

estabilização da coluna lombar e da pelve, ao se tomar à atividade do músculo oblíquo interno como representativo da ação do músculo transverso do abdome.

Joseph Pilates tinha a intenção de, durante a execução seqüenciada de seus exercícios, alternar padrões de flexão com padrões de extensão. E afirmava que a juventude do corpo era proporcional à flexibilidade da coluna.¹¹⁰ Reeves *et al.* (2006)¹¹¹ afirmaram que uma excessiva co-ativação muscular levando a uma coluna lombar rígida, conduzia a uma degradação do controle postural, avaliando sujeitos sentados em superfície instável. Portanto, Reeves, Narendra e Cholewicki (2007)⁶¹ propõem uma combinação de exercícios de estabilidade e de desafios de flexibilidade, no tratamentos de disfunções da coluna lombar, o que conduz a uma proximidade com o pensamento de Joseph Pilates.

Porém, McGill (1998 e 2001)^{34, 112} chama a atenção para iniciar os exercícios de estabilização enfatizando a contração geral e isométrica da musculatura abdominal, na posição de lordose lombar fisiológica. Esta posição de coluna lombar neutra permite o equilíbrio elástico, minimiza a força dos tecidos passivos sobre a coluna, e reduz o risco de lesão causada pela carga da contração muscular^{34, 112}. A coluna lombar deve primeiramente atingir a estabilidade, antes da produção aumentada de torque e força muscular, com objetivos de melhorar o desempenho funcional ou esportivo.

Portanto, as diversas posições dos exercícios “knee stretch” - em anteversão da pelve com extensão de tronco, retroversão de pelve com flexão de tronco, pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo e pelve neutra com o tronco paralelo ao solo - podem contribuir de formas diferentes para um planejamento terapêutico.

Também é uma intenção do método Pilates tradicional manter em contração idealmente isométrica a musculatura do abdome durante a realização de todos os seus exercícios. É o que é chamado de acionar a “casa de força”. Este tipo de contração guarda

similaridade com a contração das três camadas da musculatura abdominal (músculos oblíquo externo, oblíquo interno e transverso do abdome) preconizada por McGill (2001 e 2002)^{24, 112} e por McGill e Grenier (2007)⁷⁹, e considerada por estes como mais eficiente para a estabilização da coluna lombar, do que a tentativa de contração diferenciada do músculo transverso do abdome. Portanto, seguir uma orientação tradicional do método Pilates pode condizer com a preocupação terapêutica.

4 CONJECTURAS INICIAIS

Espera-se observar ao final deste estudo que as alterações nas posições de pelve e de tronco produziram diferentes padrões de ativação muscular, e que estes diferentes padrões poderiam guiar a escolha destes exercícios através do processo de reabilitação. Particularmente, as hipóteses iniciais do estudo são: (i) deverá haver uma predominância de atividade da musculatura flexora de tronco no exercício de pelve em retroversão e tronco em flexão, (ii) uma importante ativação tanto da musculatura extensora de tronco, pela posição da pelve e do tronco, quanto da musculatura flexora, pelo esforço de contenção da posição pélvica, no exercício com pelve em anteversão e tronco em extensão; (iii) de modo geral, se espera que na fase de extensão do quadril, durante a execução de qualquer uma das variações do “knee stretch”, aumente a intensidade tanto da atividade da musculatura extensora lombar quanto da musculatura abdominal; (iv) espera-se observar no exercício de pelve neutra com tronco inclinado uma relação de co-contração entre extensores e flexores menor do que no exercício em anteversão de pelve e maior do que no exercício em retroversão de pelve; (v) espera-se observar que os exercícios em pelve neutra apresentem uma relação maior de músculo locais (multífido e oblíquo interno) sobre os globais (iliocostal e reto do abdome).

5 CASUÍSTICA E MÉTODOS

5.1 Casuística

Foram avaliados 20 voluntários adultos, instrutores de Pilates e bailarinos, que tinham um treinamento prévio de Pilates de pelo menos seis meses, com um mínimo de uma aula por semana (24 sessões) [13 mulheres, 7 homens, 31 ± 5 anos, 60 ± 11 kg, 166 ± 9 cm]. A experiência de prática de Pilates dos sujeitos foi de 3 ± 2 anos. Foi critério de exclusão a presença de dor lombar nos últimos dois anos com duração de mais de 7 dias, dor ou comprometimentos musculoesqueléticos de membros superiores e inferiores, cirurgias prévias da região abdominal ou lombar, distúrbios neuromusculares, presença de escoliose, assimetria de membros inferiores ou desvios posturais. Excluiu-se um sujeito da amostra, após verificação dos critérios de exclusão, já que havia apresentado distúrbio neuromuscular como resultado de anestesia peridural por ocasião de um parto realizado há aproximadamente dois anos. Desta forma, a amostra avaliada totalizou 19 sujeitos.

Foi realizado o cálculo amostral no software G Power v.3.0.10, assumindo-se um erro tipo I (α) de 5%, poder do teste de 80%, com tamanho do efeito moderado ($f=0,25$), um design estatístico de teste F para medidas repetidas (efeito within), obtendo-se um n de 24. Não foi possível atingir o n calculado em função da dificuldade em se encontrar uma amostra com os critérios de inclusão rigidamente estabelecidos e sem apresentar quaisquer dos critérios de exclusão, dentre os quais dor lombar nos últimos 2 anos, critério este bastante comum na população de bailarinos procurada. Mas acredita-se que em função do tamanho da amostra avaliada efetivamente neste estudo, e da homogeneidade da mesma, as

inferências feitas possam ser generalizadas, considerando o tamanho médio de amostra em estudos deste tipo ($n=11\pm 4$, aproximadamente^{33, 36, 38, 42, 75, 79, 92, 106, 113-116}).

Todos os sujeitos tiveram conhecimento dos procedimentos desta pesquisa por meio de um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1), elaborado conforme resolução 196/196 do Conselho Nacional de Saúde, aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da USP (ANEXO 2) e após o conhecimento e esclarecimento de possíveis dúvidas, assinaram este termo.

5.2 Protocolo de coleta

Este protocolo foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do Movimento e Postura Humana do departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da USP e foi constituído de 5 etapas:

(1) **entrevista inicial** para coleta de dados pessoais, antecedentes cirúrgicos, de dor, de lesões musculoesqueléticas, dados antropométricos e tempo de experiência com o Método Pilates;

(2) **avaliação postural** para eliminar possibilidades de alterações musculoesqueléticas visíveis e para estabelecimento da postura da pelve neutra.

(3) **preparo para a avaliação biomecânica:** colocação de eletrogoniômetros para controle da posição do quadril durante a execução dos exercícios de forma sincronizada a EMG e localização dos pontos de colocação dos eletrodos de eletromiografia, segundo normas estabelecidas pela *European concerted action – surface EMG for a non-invasive assesment of muscles SENIAM*¹¹⁷;

(4) **avaliação eletromiográfica da contração voluntária isométrica máxima (CVIM)** para efeitos de normalização dos dados dos exercícios “knee stretch”;

(5) **avaliação biomecânica** eletromiográfica durante a execução das quatro variações dos exercícios “knee stretch”.

Após estas cinco etapas experimentais, foi feita as análises das variáveis e análise estatística dos dados.

5.2.1 *Entrevista inicial*

Foi feita uma entrevista com cada sujeito para coleta de dados pessoais, antecedentes cirúrgicos, de dor, de lesões musculoesqueléticas, dados antropométricos e tempo de experiência com o Método Pilates com o objetivo de caracterizar a amostra avaliada e de verificar os critérios de exclusão previamente estabelecidos.

5.2.2 *Avaliação Postural*

Foi feita uma avaliação postural, por inspeção visual, em posição ortostática, para verificação de desvios posturais importantes, como escolioses e diferenças de comprimento de membro (fita métrica). Além deste objetivo de verificar parte dos critérios de exclusão, utilizou-se a postura ortostática para avaliar a postura neutra de pelve de cada sujeito. A posição de pelve neutra foi definida alinhando-se horizontalmente as espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) e estas com a sínfise púbica em um mesmo plano frontal (vertical)¹¹⁸. A partir desta observação, foram demarcadas com etiquetas auto-adesivas de 9mm de diâmetro as EIAS e as espinhas ilíacas pôstero-superiores (EIPS) e foi posicionado o

eletrogoniômetro na pelve conforme descrição no item 5.2.3.

5.2.3 Preparo para avaliação biomecânica

A preparação para a aquisição do sinal eletromiográfico durante os exercícios consistiu na locação dos eletrodos da eletromiografia e na colocação dos eletrogoniômetros para identificação das fases do movimento (flexão e extensão do quadril) e para o controle do posicionamento da pelve.

Para a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia e a abrasão da pele com uma gaze embebida em álcool nos locais de fixação a fim de remover a gordura presente na superfície de contato, diminuindo assim a sua impedância. Os eletrodos foram fixados nos locais pré-determinados, do lado direito do corpo, sendo essa fixação reforçada com fita adesiva do tipo transpore na pele e faixa elástica envolvendo-os para evitar ao máximo artefatos do movimento.

Os eletrodos dos músculos iliocostal, multifido e glúteo máximo (Figura 2-C) foram fixados no ventre muscular, afastados do ponto motor, de forma paralela à direção das fibras musculares de acordo com o *European concerted action – surface EMG for a non-invasive assesment of muscles SENIAM*¹⁷. Para o músculo iliocostal, os eletrodos foram colocados na distância de um dedo medial à linha traçada da espinha ilíaca pósterio superior até o ponto mais baixo da 12ª costela, no nível de L2. Para o multifido, os eletrodos foram colocados no nível de L5, sobre uma linha traçada da extremidade caudal da espinha ilíaca ântero-superior até o inter-espaco entre L1 e L2. Para o glúteo máximo, no ponto medial entre as vertebrae sacrais e o grande trocanter, sobre a proeminência glútea. Os eletrodos do músculo reto do abdome (Figura 2-D) foram fixados de acordo com Grenier e McGill (2007)⁷⁹, 2 cm lateral à

cicatriz umbilical. Os eletrodos dos músculos oblíquo externo e oblíquo interno (Figura 2-D) foram fixados de acordo com Escamilla (2006)⁸⁹. Para o oblíquo externo, foram posicionados acima da EIAS, no nível da cicatriz umbilical e para o oblíquo interno posicionados 2 cm inferomedial à EIAS, dentro de um triângulo desenhado pelo ligamento inguinal, borda lateral do músculo reto abdominal e linha conectando as EIASs. O eletrodo terra foi posicionado sobre a espinha íliaca ântero-superior esquerda.

Foram utilizados eletrogoniômetros da marca Biometrics (Figura 2-A e B), e a fixação das hastes foi feita com fita dupla face. Os eletrogoniômetros são constituídos por dois blocos terminais ligados por uma mola protetora. Dentro da mola há um fio composto que possui uma célula de carga (*strain gauge*) montada ao redor da circunferência do fio. Na medida em que o ângulo entre os blocos terminais se modifica, a mudança no estiramento ao longo do fio é medida pela célula de carga, e a medida é dada em ângulos.

Estes eletrogoniômetros foram colocados em cada hemipelve. Um foi colocado para garantir a manutenção das posições de pelve neutra, de anteversão e de retroversão, conforme as exigências de cada exercício, sendo afixado com um bloco sobre a linha axilar média, à altura das costelas flutuantes, e o outro bloco sobre a região lateral da pelve, em direção ao trocanter maior¹⁹ (Figura 2-A), do lado esquerdo do corpo. Este eletrogoniômetro foi tarado com o valor “zero” com o sujeito em pé, na posição de pelve neutra, valor este que foi reproduzido durante a execução dos exercícios em quadrupedia que requereram esta posição. Da mesma forma, para os exercícios que exigem pelve em anteversão e em retroversão, o eletrogoniômetro foi zerado nestas posições e foi mantido durante a execução dos exercícios que exigem tais posicionamentos. Este controle foi feito online observando a variação angular no amplificador do eletrogoniômetro.

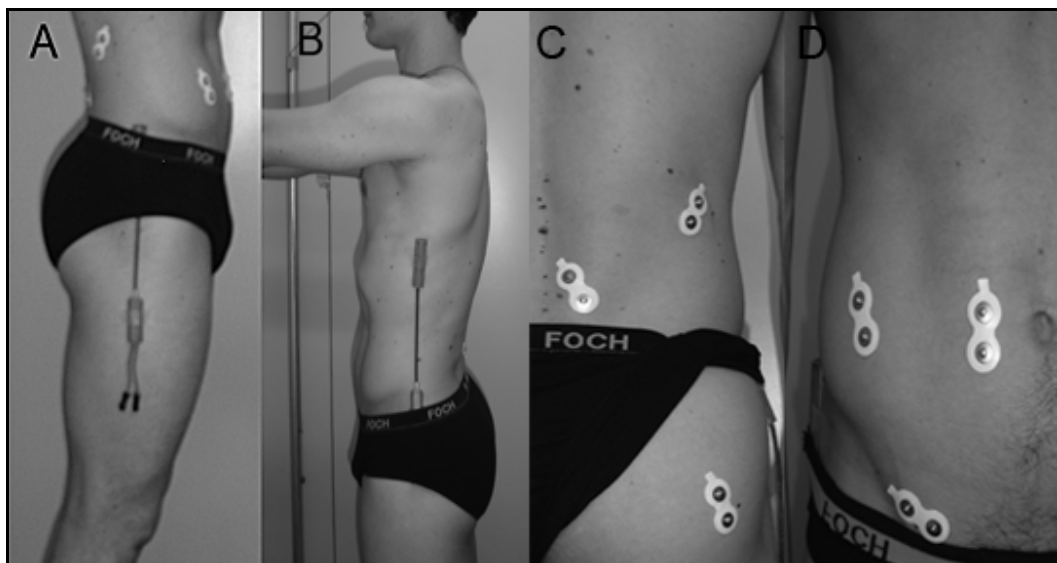


Figura 2 – Posição do eletrogoniômetro de quadril (A) e de pelve (B) em um voluntário. Colocação do eletrodo eletromiográfico bipolar de superfície sobre os músculos: (C) glúteo máximo, multífido e iliocostal; (D) oblíquo interno, oblíquo externo e reto do abdome.

O segundo eletrogoniômetro avaliou a variação angular da movimentação do quadril, sendo destinado a servir de marcado temporal para a eletromiografia. O bloco móvel foi colocado na linha média do quadril, sobre o ponto ósseo trocanter maior. O bloco fixo foi colocado sobre a pelve, na direção da linha média axilar¹⁹ (Figura 2-B), do lado direito do corpo.

5.2.4 Avaliação eletromiográfica da contração voluntária isométrica máxima

Para efeitos de normalização, antes da execução dos exercícios, foi coletado 4 s da atividade eletromiográfica de cada músculo a ser analisado, enquanto o sujeito executava uma CVIM contra resistência manual. O valor da média móvel mais alta do sinal retificado, com a duração de 500 ms, de uma janela de 2 s, escolhido de duas tentativas para cada músculo, foi dado como representativo da CVIM.

A CVIM foi coletada em posições específicas para cada músculo. Para os músculos iliocostal e multífido, foi executada uma extensão do tronco em decúbito ventral, com os membros inferiores fixados, e a resistência máxima aplicada na parte superior do tronco¹¹⁷. Para o músculo glúteo máximo, em decúbito ventral, o membro inferior direito foi estendido contra a resistência máxima aplicada na sua parte distal¹¹⁷. Para o músculo reto do abdome, em decúbito dorsal, a parte superior do tronco foi fletida ao máximo, com a resistência máxima aplicada na região do ombro, na direção de extensão do tronco, mantendo-se os joelhos fletidos à 90° e os pés fixados⁸⁹. Para os músculos oblíquo externo e interno, em decúbito dorsal, o tronco foi fletido ao máximo e rotacionado para os lados esquerdo e direito, com a resistência máxima aplicada na região dos ombros em direção oposta à rotação, mantendo-se os joelhos fletidos à 90° e os pés fixados⁸⁹. A resistência aplicada em todos os testes foi manual ou corporal de um fisioterapeuta experiente.

5.2.5 Avaliação Biomecânica

Cada padrão de movimento do exercício “knee stretch” foi executado três vezes durante um período de oito segundos, sendo repetida esta sequência quatro vezes, com intervalos de um minuto, o que forneceu um total de 12 ciclos para fins de análise estatística. Para controlar a velocidade de execução do movimento um avaliador deu comandos verbais ao sujeito, durante fases de extensão e flexão de quadril de cada variação do exercício “knee stretch”, seguindo a cadência de 50 batimentos por minuto demarcado por um metrônomo digital, instruindo também para se manter respirando normalmente. Para minimizar os reposicionamentos dos eletrogoniômetros nas posições de pelve características de cada exercício (pelve neutra, ante e retroversão), as variações do “knee stretch” foram executadas na seguinte ordem: os exercícios em pelve neutra iniciaram a sequência de maneira aleatória

(tronco inclinado em relação ao solo e tronco paralelo ao solo); depois disto, também de maneira aleatória, foram executados os exercícios com pelve em retroversão e flexão de tronco e com pelve em anteversão e extensão de tronco.

A posição de pelve antevertida foi determinada com o sujeito na posição de quadrupedia, no equipamento reformer, sendo solicitado que este executasse a anteversão máxima de pelve que fosse possível manter durante o exercício. O mesmo procedimento foi seguido para retroversão pélvica. Durante a execução de cada exercício, o examinador fornecia feedback em tempo real, sobre a posição pélvica, baseado no deslocamento angular fornecido pelo eletrogoniômetro.

Durante o exercício com a pelve antevertida e tronco estendido, e durante os exercícios em pelve neutra, tronco inclinado em relação ao solo e tronco paralelo ao solo, 10° de deslocamento angular pélvico foram aceitos, como variabilidade natural da execução. Durante o exercício com retroversão de pelve e flexão de tronco foi aceito 25° de deslocamento angular pélvico, porque os sujeitos não puderam manter a pelve retrovertida durante a extensão do quadril. A posição de retroversão pélvica implica que o quadril já está estendido no início do exercício, conseqüentemente a amplitude de movimento do exercício é executada com o auxílio do movimento da coluna lombar e pelve, modificando de forma mais ampla o posicionamento da pelve durante o exercício.

Foi utilizado para a aquisição do sinal eletromiográfico um eletromiógrafo da *EMG System do Brasil* modelo 800C (Figura 3-A), que possui oito canais analógicos. O eletromiógrafo possibilita a análise dos músculos por meio de eletrodos condutores adesivos superficiais ativos, com configuração bipolar. Utilizou-se eletrodos auto-adesivos de Ag/AgCl, descartáveis, da marca *EMG System do Brasil*, únicos, do tipo “double”, de formato circular (10 mm de diâmetro), com distância intereletrodos de 20mm centro a centro (Figura 3-C). O

contato entre os eletrodos e o eletromiógrafo foi feito por meio de uma interface ativa banhada a ouro (Figura 3-B), cujos contatos para os eletrodos descartáveis foram conectados a um pré-amplificador diferencial bipolar de ganho 20 vezes. O eletromiógrafo contém um amplificador de ganho fator 50, totalizando em um ganho de 1000 para o sinal eletromiográfico.

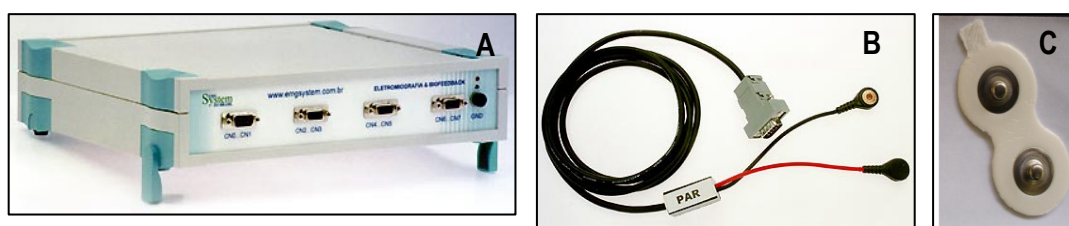


Figura 3 - Eletromiógrafo da *EMG System do Brasil* (A), interface ativa (B) e eletrodo descartável do tipo double da *EMG System do Brasil* (C).

O amplificador apresenta um modo comum de rejeição (CMMR) de 100 dB. A taxa de ruído do sinal é de $3\mu\text{V}$ RMS, e apresenta um filtro analógico do tipo Butterworth de dois pólos passa-banda de 20 - 500Hz.

A aquisição da EMG foi sincronizada à aquisição dos dados goniométricos por meio de um conversor analógico/digital (A/D) de 12 bits de resolução (placa de aquisição DT3002, AMTI). A frequência da amostragem foi de 2000Hz.

5.3 Análise matemática dos dados

A aquisição, processamento e exportação em formato ASCII dos sinais foram realizados por meio dos softwares da AMTI-NetForce e Bioanalysis e o tratamento matemático dos dados foi feito por meio de uma rotina matemática em linguagem Matlab elaborada para este fim (Apêndice 1).

Os dados da variação angular do quadril serviram para definir as fases de extensão e

de flexão do quadril no sinal eletromiográfico, por meio da rotina matemática em linguagem Matlab (Apêndice 1).

O sinal bruto eletromiográfico em cada fase do exercício foi filtrado digitalmente por um passa-banda (10-500 Hz), retirado o “off-set”, retificado em onda cheia, e normalizado pela CVIM. Para cada um destes intervalos, foram calculados os valores da raiz média quadrada (RMS). Cada exercício e músculo foram representados pelo valor médio do RMS dos 12 ciclos.

Os dados eletromiográficos também foram retificados, filtrados com um filtro passa-baixa tipo *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 5Hz, e normalizados pela CVIM para a construção dos envoltórios lineares. A partir dos envoltórios lineares, foi calculada a integral de cada músculo em cada exercício. Esta integral dos envoltórios foi utilizada para o cálculo dos índices de co-contracção entre os músculos extensores de tronco (iliocostal e multifido) e flexores de tronco (oblíquos interno e externo e reto do abdome), conforme a equação (1). Também utilizou-se a integral dos envoltórios lineares para o cálculo da razão entre a atividade dos músculos multifido (local) e iliocostal (global), e da relação entre o oblíquo interno (local) e o reto do abdome (global). Estes cálculos estão ilustrados nas equações (2) e (3).

$$Co - contraçãoEXT / FLEX = \frac{\int MU + \int IL}{\int RAb + \int OE + \int OI} \quad (1)$$

onde EXT representa atividade elétrica dos extensores, FLEX dos flexores, $\int MU$ representa a integral do envoltório do músculo multifido; $\int IL$ do iliocostal; $\int RAb$ do reto do abdome, $\int OE$ do oblíquo externo, $\int OI$ do oblíquo interno.

$$Raz\tilde{a}oEXT_{local} / Ext_{global} = \frac{\int MU}{\int IL} \quad (2)$$

onde EXT_{local} representa atividade elétrica do extensor local (músculo multífido), EXT_{global} representa atividade elétrica do extensor local (músculo iliocostal), $\int MU$ representa a integral do envoltório do músculo multífido; $\int IL$ do iliocostal.

$$Raz\tilde{a}oFLEX_{local} / FLEX_{global} = \frac{\int OI}{\int RAb} \quad (3)$$

onde $FLEX_{local}$ representa atividade elétrica do flexor local (músculo oblíquo interno), $FLEX_{global}$ representa atividade elétrica do flexor local (músculo reto do abdome), $\int RAb$ representa a integral do envoltório do músculo reto do abdome, $\int OI$ do oblíquo interno.

5.4 Análise estatística dos dados

Após a confirmação da normalidade dos dados (teste Kolmogorov-Smirnov) e da homogeneidade das variâncias (teste Levene), os exercícios e fases foram comparados por meio de ANOVAS 2-fatores para medidas repetidas (2X4), sendo duas fases, extensão e flexão de quadril, e quatro variações dos exercícios, seguidas de testes post-hoc HSD Tukey ($\alpha=0,05$).

6 RESULTADOS

6.1 RMS normalizada pela contração voluntária isométrica máxima

Houve interação significativa entre os tipos de exercício e as fases do ciclo de movimento para a atividade dos músculos multífido, glúteo máximo, reto do abdome, oblíquo externo e interno. Não houve efeito significativo entre nenhum dos exercícios e fases para o músculo iliocostal.

Tabela 1 - Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios dos valores normalizados de RMS (%CVIM) nas fases de extensão e flexão de quadril.

RMS	Fase	PRF (%CVIM)	PAE (%CVIM)	PNI (%CVIM)	PNP (%CVIM)	p ¹
Multífido	Extensão	17,92 ± 11,60	38,85 ± 17,70	29,55 ± 16,05	22,70 ± 13,93	0,001
	Flexão	9,95 ± 7,47	34,22 ± 17,94	25,06 ± 17,79	24,90 ± 18,06	
Glúteo máximo	Extensão	40,89 ± 26,50	17,81 ± 10,98	17,59 ± 14,26	13,62 ± 11,49	0,001
	Flexão	28,34 ± 18,83	11,05 ± 9,74	10,74 ± 8,76	7,93 ± 7,66	
Reto do abdome	Extensão	10,40 ± 9,21	7,90 ± 4,47	8,94 ± 7,91	6,95 ± 4,33	0,013
	Flexão	11,26 ± 10,08	7,39 ± 7,14	6,82 ± 6,15	5,82 ± 4,27	
Oblíquo externo	Extensão	43,00 ± 40,21	32,00 ± 24,28	29,67 ± 24,74	27,07 ± 17,33	0,004
	Flexão	47,37 ± 45,82	23,56 ± 17,90	26,50 ± 23,07	21,63 ± 13,04	
Oblíquo interno	Extensão	33,19 ± 14,85	32,73 ± 21,86	24,02 ± 16,60	25,24 ± 14,75	0,018
	Flexão	39,82 ± 28,72	30,22 ± 22,72	28,08 ± 22,61	27,83 ± 25,25	
Iliocostal	Extensão	20,23 ± 17,64	20,53 ± 15,57	18,30 ± 16,37	17,01 ± 15,84	0,160
	Flexão	14,40 ± 12,63	22,28 ± 18,57	12,88 ± 8,98	15,94 ± 12,31	

¹ ANOVAs 2-fatores (2X4)

pelve em retroversão e tronco em flexão (PRF); pelve em anteversão e tronco em extensão (PAE); pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo (PNI); pelve neutra com tronco paralelo ao solo (PNP).

O músculo multífido apresentou atividade significativamente maior ($p < 0,001$) no exercício com pelve em anteversão em comparação com os outros exercícios, tanto na fase de extensão como de flexão. Este músculo também demonstrou atividade significativamente

maior ($p < 0,001$) no exercício com pelve neutra e tronco inclinado em comparação com o exercício com pelve em retroversão em ambas as fases, e comparado com o exercício com pelve neutra e tronco paralelo ao solo ($p < 0,05$) na fase de extensão do quadril. Durante o exercício com pelve em retroversão, a atividade do multífido foi maior durante a fase de extensão de quadril em comparação com a fase de flexão ($p < 0,05$).

A atividade do glúteo máximo foi significativamente maior ($p < 0,001$) no exercício com pelve em retroversão em comparação com os outros exercícios em ambas as fases. A maior atividade deste músculo foi na fase de extensão do quadril em relação à de flexão, em todos os exercícios (pelve em retroversão, $p < 0,001$; pelve em anteversão, $p < 0,001$; pelve neutra com tronco inclinado, $p < 0,05$; e pelve neutra com tronco paralelo ao solo, $p < 0,05$).

A atividade do reto do abdome foi significativamente maior no exercício com pelve em retroversão quando comparado com os exercícios com pelve em anteversão ($p < 0,05$) e com pelve neutra e tronco paralelo ao solo ($p < 0,001$), em ambas as fases. No exercício com pelve em retroversão, a atividade do reto do abdome foi significativamente maior ($p < 0,001$) quando comparado com o exercício com pelve neutra e tronco inclinado, durante a fase de flexão do quadril. Não houve diferença significativa entre ambas as fases durante todos os exercícios.

O músculo oblíquo externo mostrou atividade significativamente maior ($p < 0,001$) no exercício com retroversão de pelve em relação aos outros exercícios em ambas as fases. A maior atividade deste músculo durante o exercício com pelve antevertida foi na fase de extensão de quadril quando comparado com a fase de flexão ($p < 0,05$).

O oblíquo interno demonstrou uma atividade significativamente maior ($p < 0,001$) na posição de pelve em retroversão quando comparado com os dois exercícios em pelve neutra (tronco inclinado e tronco paralelo ao solo) em ambas as fases; e comparado com o exercício

em anteversão de pelve na fase de flexão de quadril. A atividade deste músculo também foi significativamente mais alta ($p < 0,001$) no exercício em anteversão de pelve em comparação com ambos exercícios em pelve neutra, na fase de extensão do quadril. A atividade do oblíquo interno foi mais alta no exercício com retroversão de pelve durante a fase de flexão em comparação com a fase de extensão do quadril ($p < 0,001$).

6.2 Co-contração entre músculos extensores e flexores

Houve interação significativa entre os índices de co-contração entre flexores (reto do abdome, oblíquos interno e externo) e extensores de tronco (iliocostal e multifido) e as fases do ciclo de movimento (Tabela 2).

Tabela 2 – Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios dos índices de co-contração entre a soma da integral dos envoltórios dos extensores do tronco (iliocostal e multifido) e dos flexores do tronco (reto do abdome, oblíquos externo e interno), nas fases de extensão e flexão de quadril.

Fase	PRF	PAE	PNI	PNP	p ¹
Extensão	0,44 ± 0,34	0,94 ± 0,59	0,87 ± 0,68	0,57 ± 0,29	0,009
Flexão	0,31 ± 0,33	0,94 ± 0,55	0,72 ± 0,51	0,70 ± 0,50	

¹ ANOVA 2-fatores (2X4)

pelve em retroversão e tronco em flexão (PRF); pelve em anteversão e tronco em extensão (PAE); pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo (PNI); pelve neutra com tronco paralelo ao solo (PNP).

O índice de co-contração entre extensores e flexores de tronco foi significativamente maior no exercício com a pelve em anteversão do que nos exercícios com pelve neutra e tronco paralelo e pelve em retroversão, tanto na fase de extensão ($p < 0,001$) quanto na fase de flexão de quadril ($p < 0,05$ e $p < 0,001$, respectivamente); também foi significativamente

maior do que no exercício com pelve neutra e tronco inclinado na fase de flexão de quadril ($p < 0,05$).

O índice de co-contracção entre extensores e flexores de tronco foi significativamente maior no exercício com a pelve neutra e tronco inclinado do que no exercício com pelve em retroversão, tanto na fase de extensão quanto na fase de flexão de quadril ($p < 0,001$), e também do que no exercício com pelve neutra e tronco paralelo ao solo na fase de extensão de quadril ($p < 0,001$).

O índice de co-contracção entre extensores e flexores de tronco foi significativamente maior no exercício com a pelve neutra e tronco paralelo do que no exercício com pelve em retroversão, tanto durante a fase de extensão ($p < 0,05$) quanto durante a fase de flexão de quadril ($p < 0,001$).

Comparando-se as fases, o índice de co-contracção foi significativamente maior no exercício em pelve neutra com tronco inclinado na fase de extensão em relação a fase de flexão do quadril ($p < 0,05$); e no exercício com pelve neutra e tronco paralelo ao solo foi maior na fase de flexão em relação a fase de extensão do quadril ($p < 0,05$).

6.3 Razão da atividade elétrica entre os músculos multífido e iliocostal

Tabela 3 - Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios da razão entre a soma da integral do envoltório do músculo multífido com a do iliocostal, nas fases de extensão e flexão de quadril.

Fase	PRF	PAE	PNI	PNP	p ¹
Extensão	1,45 ± 1,22	2,26 ± 1,58	2,37 ± 2,01	1,42 ± 0,70	0,001
Flexão	0,85 ± 0,97	2,31 ± 1,67	2,15 ± 1,56	2,01 ± 1,79	

¹ ANOVA 2-fatores (2X4).

pelve em retroversão e tronco em flexão (PRF); pelve em anteversão e tronco em extensão (PAE); pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo (PNI); pelve neutra com tronco paralelo ao solo (PNP).

A razão entre a atividade dos músculos multífido e iliocostal foi significativamente maior no exercício pelve em anteversão do que no exercício com pelve em retroversão, tanto durante a fase de extensão quanto durante a fase de flexão de quadril ($p < 0,001$); também foi significativamente maior do que no exercício com pelve neutra e tronco paralelo ao solo na fase de extensão de quadril ($p < 0,001$).

A razão entre a atividade dos músculos multífido e iliocostal foi significativamente maior no exercício pelve neutra com tronco inclinado do que no exercício pelve em retroversão, tanto durante a fase de extensão quanto durante a fase de flexão de quadril ($p < 0,001$); também foi significativamente maior do que no exercício com pelve neutra e tronco paralelo ao solo na fase de extensão de quadril ($p < 0,001$).

A razão entre a atividade dos músculos multífido e iliocostal foi significativamente maior no exercício pelve neutra com tronco paralelo do que no exercício com pelve em retroversão na fase de extensão do quadril ($p < 0,001$).

Comparando-se as fases, esta razão foi significativamente maior no exercício em pelve neutra com tronco paralelo ao solo na fase de flexão em relação a fase de extensão

($p < 0,05$); e no exercício com pelve em retroversão foi maior na fase de extensão em relação a fase de flexão do quadril ($p < 0,05$).

6.4 Razão da atividade elétrica entre os músculos oblíquo interno e reto do abdome

Tabela 4 - Médias, desvio-padrão e valores de p da comparação inter-exercícios da razão entre a soma da integral do envoltório do músculo oblíquo interno com a do reto do abdome, nas fases de extensão e flexão de quadril.

Fase	PRF	PAE	PNI	PNP	p ¹
Extensão	6,55 ± 6,51	6,26 ± 6,28	5,32 ± 5,73	5,17 ± 3,89	0,001
Flexão	2,26 ± 3,61	2,96 ± 4,52	6,91 ± 5,66	6,37 ± 4,56	

¹ ANOVA 2-fatores (2X4)

pelve em retroversão e tronco em flexão (PRF); pelve em anteversão e tronco em extensão (PAE); pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo (PNI); pelve neutra com tronco paralelo ao solo (PNP).

A razão entre a atividade dos músculos oblíquo interno e reto do abdome foi significativamente maior no exercício em pelve neutra com tronco inclinado do que nos exercícios com pelve em anteversão e em retroversão na fase de flexão de quadril ($p < 0,001$).

A razão entre a atividade dos músculos oblíquo interno e reto do abdome foi significativamente maior no exercício pelve neutra com tronco paralelo ao solo em relação aos exercícios com pelve em anteversão ($p < 0,05$) e em retroversão ($p < 0,001$) na fase de flexão de quadril.

Comparando-se as fases, a razão entre a atividade dos músculos oblíquo interno e reto do abdome foi significativamente maior na fase de extensão do que na fase de flexão nos exercícios com pelve em anteversão ($p < 0,05$) e em retroversão ($p < 0,001$).

7 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi comparar o padrão de ativação dos músculos flexores e extensores de tronco e extensor de quadril durante quatro exercícios “knee stretch” do método Pilates, com relação as variações de posições de pelve e de tronco. O resultado mostrou evidências que apóiam a nossa hipótese inicial que as variações propostas de posição de pelve e de tronco provocariam alterações nas atividades dos músculos multifido, glúteo máximo, reto do abdome e oblíquos. Contudo, nossos resultados não mostraram influência da posição de pelve e tronco na atividade do músculo iliocostal. A retroversão pélvica e a flexão de tronco consistentemente aumentaram a atividade de oblíquo externo e de glúteo máximo mas, em comparação com as outras posições, diminuiu a atividade de multifido. Também a atividade de reto do abdome foi maior nesta posição de retroversão pélvica e flexão de tronco. A atividade do multifido aumentou substancialmente durante a extensão de tronco com anteversão pélvica. Particularmente, a posição com pelve neutra e tronco paralelo ao solo promoveu menor atividade dos músculos glúteo máximo, reto do abdome e oblíquos quando comparado com as outras posições de tronco e de pelve.

Quanto ao índice de co-contracção entre músculos extensores e flexores de tronco, na comparação entre exercícios, a posição de anteversão pélvica e extensão de tronco teve o maior índice, portanto com maior predomínio da musculatura extensora sobre a flexora, e a posição de pelve em retroversão e flexão de tronco o menor índice, portanto menor predomínio da musculatura extensora sobre a flexora.

A atividade de multifido foi maior em relação ao iliocostal nas posições com pelve em anteversão e tronco em extensão e pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo, em

comparação com as outras posições. A atividade de oblíquo interno foi maior em relação ao reto do abdome nas duas posições em pelve neutra (tronco inclinado em relação ao solo e tronco paralelo ao solo), em comparação com as outras posições.

Baseados na análise da arquitetura anatômica e em medidas intra-cirúrgicas, Ward *et al.* (2009)¹²⁰, Rosatelli *et al.* (2008)¹²¹, e Bojadsen *et al.* (2000)¹²² propuseram que o músculo multifido é um importante extensor lombar e também um músculo chave para a estabilidade lombar. Arokoski *et al.* (1999)³⁶ observou uma ativação de 34% da CVIM para este músculo durante um exercício de extensão de tronco no equipamento “mesa extensora”. Também observamos uma alta atividade extensora do músculo multifido, de aproximadamente 39% da CVIM, no exercício com anteversão de pelve e extensão de tronco. Nos exercícios executados no equipamento “mesa extensora” no estudo de Arokoski *et al.* (1999)³⁶, a pelve e membros inferiores estavam apoiados, enquanto o tronco estava sem apoio. Por outro lado, nos exercícios “knee stretch”, os membros inferiores e superiores estavam simetricamente apoiados, o que pode ser uma vantagem de estratégia em intervenções terapêuticas, em relação ao exercício avaliado por Arokoski *et al.* (1999)³⁶.

Mudanças na posição pélvica de retroversão (pelve em retroversão e flexão de tronco) para neutra (com o tronco inclinado em relação ao solo), e mudança de pelve neutra para pelve em anteversão com tronco estendido, promoveram um aumento significativo na atividade de multifido, de 18% para 39% da CVIM, particularmente na fase de extensão do quadril. A partir destes resultados, pode-se sugerir que a atividade do multifido está relacionada com o aumento da extensão de tronco e com a mudança de posição pélvica de retroversão para neutra, e de neutra para a anteversão, coerente com o seu papel como músculo local, isto é, responsável pelo controle da estabilidade e da curvatura sagital da coluna lombar, na teoria de Bergmark (1989)⁷¹. No exercício com retroversão pélvica e tronco

fletido, o multífido esta alongado, devido à posição de flexão do tronco e retroversão pélvica, o que pode ser responsável pelo seu nível mais baixo de atividade.

A preocupação acerca da associação entre a disfunção do glúteo máximo e a dor lombar crônica levou Rydeard *et al.* (2006)²⁸ a propor o uso terapêutico de exercícios do método Pilates na posição de pelve neutra, inclusive os exercícios “knee stretch” no equipamento “reformer”. Estes autores sugeriram o acréscimo de exercícios fora da posição de pelve neutra para a progressão do tratamento. Segundo os resultados do presente estudo, o exercício “knee stretch” na posição de pelve neutra e tronco paralelo ao solo pode ser recomendado para uma ativação do glúteo máximo de 7% a 17% da CVIM. O “knee stretch” na posição de retroversão pélvica e flexão de tronco pode aumentar a atividade do glúteo máximo até 40% da CVIM. Contudo, deve ser observado que estudos com modelo animal indicam que a herniação do disco intervertebral pode ser causada por movimentos de flexão repetitivos^{123, 124}, e a amplitude de flexão de tronco no exercício “knee stretch” com pelve em retroversão é maior do que a executada nas demais variações dos “knee stretch” (25°).

Para Natarajan *et al.* (2006)¹²⁵, a degeneração do disco intervertebral é um fenômeno complexo, dependente de variáveis tanto biomecânicas quanto bioquímicas, onde a intensidade e repetição da carga pode levar a lesão deste disco. Porém, caso o disco intervertebral esteja intacto, uma baixa velocidade de repetição de cargas cíclicas pode possibilitar o tempo necessário para a recuperação da matriz plástica discal, através da re-hidratação, havendo portanto uma diminuição da possibilidade de lesão. É importante destacar que existem discrepâncias entre os resultados que correlacionam cargas mecânicas e degeneração discal obtidos pelos estudos que usaram diferentes modelos: modelos cadavéricos, estudos “in vivo” e de modelagem matemática.

Para McGill *et al.* (2000)¹²⁶, a completa flexão da coluna lombar muda a linha de ação do complexo muscular longuíssimo e iliocostal, comprometendo a capacidade destes extensores lombares de suportarem as forças de cisalhamento atuando sobre a coluna vertebral fletida, aumentando a suscetibilidade do disco a lesão. Porém, para Brown e McGill (2008)¹¹³, é possível aumentar a estabilidade da coluna e, conseqüentemente, reduzir o risco de lesão nas estruturas da coluna, através do controle de força da musculatura abdominal, desde que a flexão da coluna não ultrapasse 40% da sua amplitude de movimento máxima, que de acordo com Wong *et al.* (2004)¹²⁷ é de cerca de 40°.

Adams *et al.* (1994)¹²⁸, através de estudos com modelos cadavéricos humanos, observaram que a coluna lombar resiste melhor a forças compressivas quando posicionada entre 0% e 75% da sua capacidade de flexão total. Patwardhan *et al.* (1999 e 2003)^{129, 130}, também em estudos com modelos cadavéricos humanos, observaram que uma coluna lombar íntegra, por ter a possibilidade de transmissão das forças compressivas através de linhas tangentes a curvatura vertebral, tem a capacidade de suportar forças compressivas de até 1200 N, se mantendo dentro de limites fisiológicos de deslocamento inter-vertebral, sem lesões, tanto na posição de lordose neutra, quanto em flexão de até 25°. Dolan e Adams¹³¹ (2001), em artigo de revisão, concluíram que uma moderada flexão lombar tende a equalizar forças de estresse através de todo o disco lombar, embora observem que flexões repetidas ou de longa duração podem levar a diminuição dos reflexos protetores e à fadiga muscular, aumentando o potencial de lesão. Adams *et al.* (2006)¹³² recomendaram uma moderada flexão da coluna lombar para os levantadores de peso, ao invés da postura de manutenção da lordose fisiológica.

Considerando todos estes resultados dos estudos anteriormente discutidos sobre a flexão lombar e sua estabilização, pode-se sugerir que o exercício “knee stretch” em

retroversão de pelve e flexão de tronco, embora não recomendável quando já se tenha instalado uma degeneração discal, possa ser utilizado para o condicionamento físico, desde que com uma flexão lombar moderada, de 25° até 30°, obedecendo ainda a uma baixa frequência de repetição, uma velocidade moderada de exercício e uma eficiente contração da musculatura abdominal.

As variações dos “knee stretch” com pelve neutra e em anteversão não produziram mudanças significativas na atividade do reto do abdome, a qual foi abaixo de 9% da CVIM. De modo similar, Stevens *et al.* (2007)⁹¹ encontrou um nível constante de atividade deste músculo, abaixo de 5% da CVIM, durante as mudanças de posição de membros superior e inferior durante o exercício na posição tradicional de quadrupedia. De acordo com McGill (1996, 2007)^{24, 133}, o reto do abdome é o principal flexor de tronco. Adicionalmente, a fâscia que envolve o reto do abdome é uma importante transmissora de força dos músculos oblíquos, lateralmente posicionados, e também uma âncora para estes músculos. O exercício com retroversão de pelve e flexão de tronco realmente demonstrou uma atividade significativamente maior do reto do abdome, contudo esta ainda não foi significativamente maior em relação aos outros exercícios (11% da CVIM).

Os resultados do presente estudo sugerem que o músculo reto do abdome é principalmente responsável pela estabilidade pélvica em todos os exercícios “knee stretch” e pelo controle do torque extensor, gerado pelo movimento de extensão de quadril na plataforma móvel do “reformer”. E a ativação dos músculos multifido e oblíquos estaria mais relacionada com as mudanças de posição da pelve e do tronco (com atividade máxima de 39% da CVIM no exercício com anteversão de pelve e de 47% da CVIM no exercício com retroversão de pelve, respectivamente).

Urquhart *et al.* (2005)¹³⁴ demonstraram que em exercícios abdominais com retroversão de pelve, semelhante ao exercício “knee stretch” estudado (PRF), houve um predomínio na atividade do músculo oblíquo externo quando comparados a exercícios abdominais com pelve neutra. De maneira semelhante, no presente estudo foi observado um aumento da atividade do músculo oblíquo externo com a mudança de posição de pelve neutra para retroversão (de 27% para 43% da CVIM). Contudo, também foi observado um aumento simultâneo da atividade do músculo oblíquo interno (de 25% para 33% da CVIM). Este fato sugere que estes dois músculos trabalham em sinergia, para manter a retroversão de pelve com flexão de tronco.

Um fato interessante observado em relação à ativação dos músculos oblíquos, foi a alta atividade do oblíquo interno tanto no “knee stretch” com anteversão quanto com retroversão pélvica (32% e 33% da CVIM, respectivamente), em comparação com os exercícios com pelve neutra. O músculo oblíquo externo foi mais ativo somente no exercício com retroversão de pelve e flexão de tronco. Uma hipótese para explicar esta diferença na atividade dos músculos oblíquos é que o interno estaria mais relacionado e portanto também ativo na limitação do movimento pélvico contra o torque extensor de quadril no exercício com pelve em anteversão e tronco em extensão. Portanto, o músculo oblíquo interno pode ter uma importância maior no controle da posição pélvica em relação ao papel do oblíquo externo nesta mesma tarefa.

De acordo com McGill, a ativação de cerca de 10% da CVIM, ou até menos, dos músculos do tronco, é suficiente para a obtenção de satisfatória e suficiente estabilização da coluna para a performance das atividades de vida diária. Os exercícios “knee stretch” promoveram uma atividade acima deste valor para a maioria dos músculos estudados, com exceção do reto do abdome. Cabe destacar também que a ativação muscular observada

durante estes exercícios, está acima da ativação avaliada em diversos outros estudos sobre exercícios em quadrupedia^{38, 91, 97}, onde a intensidade observada para o músculo reto do abdome foi abaixo de 5% da CVIM.

Os exercícios “knee stretch” com pelve neutra podem ser indicados com o objetivo de treinamento e controle da estabilização da coluna em fases iniciais de um processo de reabilitação, e também, do ponto de vista do controle motor, para manutenção da posição pélvica e dissociação entre a cintura pélvica e o movimento do quadril. O exercício com pelve antevertida e tronco em extensão também pode ser recomendado com o objetivo de estabilização, desafio de treinamento de força para os músculos multífido e oblíquo interno, além do trabalho de dissociação entre posição pélvica e movimento do quadril. Já o “knee stretch” com retroversão pélvica e flexão de tronco pode ser recomendado, para sujeitos hígidos, para treinamento e fortalecimento de glúteo máximo, já que promove ativação de até 40% da CVIM.

A extensão repetida tem sido utilizada por terapeutas manuais como auxílio para o retorno do disco intervertebral herniado de volta para o seu centro, seguindo a abordagem preconizada pelo método McKenzie¹³⁵. Baseados em modelo animal, Scannel e McGill (2009)¹²⁴ encontraram uma fundamentação científica para esta prática. Isto traz a possibilidade de que o exercício “knee stretch” com pelve em anteversão e tronco em extensão possa auxiliar a centralização do disco herniado, em adição a sua função como um exercício de estabilização e de fortalecimento do músculo multífido.

A co-contração dos músculos do tronco tem a capacidade de aumentar a resistência da coluna vertebral a perturbações externas desestabilizadoras^{74, 136}, portanto, dependendo da relação de ativação entre o grupo de flexores e de extensores de tronco, tem-se situações de vantagem ou desvantagem mecânica. Desequilíbrios previamente existentes entre

músculos flexores e extensores podem estar relacionados a disfunções da região lombar²⁴,^{137, 138}. Para Kavcic *et al.* (2004)³³, quando se trabalha com exercícios de estabilização, se torna necessário verificar a predominância de músculos extensores ou flexores no exercício escolhido. Pode-se ordenar os exercícios “knee stretch” pelo índice de co-contração entre extensores e flexores: (1) o exercício com pelve em anteversão e tronco em extensão apresentou o maior índice indicando uma predominância de extensores em relação aos flexores comparando-se aos outros exercícios; (2) o exercício com pelve em retroversão e tronco em flexão apresentou o menor índice indicando a mais baixa relação de extensores sobre flexores comparando-se aos outros exercícios; (3) e os exercícios em pelve neutra apresentaram índices intermediários entre os demais exercícios. Comparando-se os índices de co-contração entre extensores e flexores nos exercícios “knee stretch” em pelve neutra, tem-se que o realizado com o tronco inclinado apresenta este índice mais alto, indicando uma predominância de extensores em relação ao com tronco paralelo ao solo. Contudo deve ser observado que para o cálculo do índice de co-contração utilizado neste estudo levou-se em conta a soma da atividade de apenas dois músculos extensores do tronco (o multífido e o iliocostal), enquanto que para os músculos flexores do tronco foi utilizada a soma de todos os músculos flexores acessíveis à eletromiografia de superfície (o reto do abdome e os oblíquos externo e interno), o que pode limitar o alcance das conclusões com vistas ao entendimento do predomínio relativo de músculos extensores e flexores nos exercícios.

Alguns métodos fisioterapêuticos^{22, 24, 85, 97, 139} vêm preconizando a escolha de exercícios, principalmente nas fases iniciais do processo de reabilitação de disfunções lombares, baseando-se na predominância de ação de músculos locais sobre os globais, na concepção de Bergmark (1989)⁷¹. Baseados em estudos “in vitro”, “in vivo” e modelagem matemática, Rohlmann *et al.* (2001)¹⁴⁰, Wilke *et al.* (2003)¹⁴¹ e Kim e Kim (2008)¹⁴², propõem

que o papel dos músculos profundos da coluna (locais), como os intertransversários e multifido, tem um efeito proporcionalmente maior na estabilização da coluna, do que o papel dos músculos mais superficiais (globais), como o iliocostal. Comparado com os demais exercícios, as posições de pelve em anteversão e tronco em extensão e pelve neutra com tronco inclinado por apresentarem uma proporção mais alta de atividade de multifido (músculo local) sobre o iliocostal (músculo global), seriam os exercícios de escolha para esta abordagem fisioterapêutica, onde o predomínio de atividade de locais, em relação aos globais, favoreceria mais o trabalho terapêutico de estabilização da coluna.

Também baseado nesta proposição de maximizar a atividade e papel dos músculos locais sobre os globais, busca-se uma maior proporção de atividade do transverso do abdome (músculo local) sobre o reto do abdome (músculo global)^{97, 143, 144}. Na eletromiografia de superfície, a atividade do transverso do abdome tem sido representada, em alguns estudos, pela atividade do oblíquo interno¹⁴⁵, estando as fibras do transverso do abdome e do oblíquo interno fundidas no local de colocação dos eletrodos^{89, 97, 146}. Em comparação com os demais exercícios, as posições de pelve neutra com tronco inclinado e com tronco paralelo ao solo tiveram maior proporção de atividade do oblíquo interno sobre o reto do abdome, a qual pode estar relacionada a uma maior atividade do músculo local transverso do abdome em relação ao músculo global reto do abdome. Estudando exercícios de estabilização na posição de ponte, Stevens *et al.* (2006)²² encontrou um maior índice de relação entre oblíquo interno e reto do abdome (de aproximadamente 8), para a posição de apoio assimétrico (extensão do tronco em decúbito dorsal, com apoio em um só membro inferior). Os exercícios “knee stretch” fornecem valores próximo a estes (entre 6 e 7 aproximadamente), porém com a vantagem, já apontada, da posição simétrica de apoio de membros inferiores e superiores.

Comparando os exercícios “knee stretch” em pelve neutra, observou-se que o exercício com o tronco inclinado apresenta uma relação de atividade entre multífido e iliocostal mais alta do que o com tronco paralelo ao solo, e uma relação entre a atividade do oblíquo interno e reto abdominal, semelhante entre os exercícios. Portanto, para os terapeutas que seguem a abordagem de predomínio dos músculos locais sobre os globais, nas fases da reabilitação onde seriam desejáveis exercícios na posição de pelve neutra, o exercício com tronco inclinado em relação ao solo pode ser escolhido para uma maximização desta relação entre músculos locais e globais.

Embora os exercícios “knee stretch” tragam a perspectiva de diversas aplicações terapêuticas, estudos adicionais com pacientes com disfunções lombares deveriam ser conduzidos para investigar se os padrões de ativação muscular observados em sujeitos hígidos seriam os mesmos, e, desta forma, aprofundar a discussão sobre as implicações da aplicação destes exercícios em populações que poderiam se beneficiar terapêuticamente de seu uso.

Nos exercícios tradicionais em quadrupedia, a extensão de um membro inferior e a elevação do membro superior contralateral desafiam a capacidade dos músculos extensores na manutenção do controle e produção de força, contudo através de um padrão de ativação muscular assimétrico^{23, 33-38, 147}. Esta modificação também aumenta a força compressiva e a força de cisalhamento sobre L4 e L5^{33, 95}, o que pode não ser desejável para alguns dos estágios da reabilitação. Os exercícios “knee stretch” podem aumentar a ação extensora de uma maneira mais simétrica, devido ao apoio simétrico dos membros no solo. Adicionalmente, pode ser possível controlar de uma forma mais adequada a intensidade das forças de compressão e de cisalhamento nas vértebras lombares, devido ao movimento controlado de extensão do quadril, quando o sujeito movimentar, contra a resistência das

molhas, a plataforma móvel do “reformer”. Contudo, a confirmação destas hipóteses só poderá ser possível através de estudos que avaliem bilateralmente a atividade muscular e a força de compressão e de cisalhamento nas vértebras lombares.

8 CONCLUSÃO

As variações de posições nos exercícios “knee stretch” do método Pilates mudam o padrão de ativação dos músculos multifido, glúteo máximo, reto do abdome e oblíquos. Contudo, o baixo nível de ativação do músculo reto do abdome sugere que ele mantém a sua ação para garantir a estabilidade pélvica nos quatro exercícios, independentemente das posições de tronco e pelve. A posição de pelve neutra com tronco paralelo ao solo promove uma atividade dos músculos multifido, glúteo máximo e oblíquos de 8% a 28% da CVIM.

Para os músculos extensores, as posições de pelve em anteversão e tronco em extensão e pelve neutra com tronco inclinado apresentam uma proporção mais alta de atividade do músculo local multifido sobre o global iliocostal. Para os músculos flexores, as posições em pelve neutra apresentam uma relação mais alta do oblíquo interno, correlacionado ao músculo local transverso do abdome, sobre o músculo global reto do abdome. A posição de pelve neutra com tronco inclinado em relação ao solo, de modo geral, fornece uma maior proporção de atividade de músculos classificados como locais em relação aos globais.

A posição com pelve antevertida e tronco estendido apresentou uma maior atividade do músculo multifido, consistente com o papel deste músculo como um importante extensor lombar. Esta posição também apresentou uma maior proporção de atividade de músculos extensores em relação aos flexores do que as demais posições.

ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Pesquisa: **“Avaliação Eletromiográfica Comparativa de Diferentes Exercícios em Quadrupedia do Método Pilates”**

Eu, _____, concordo em participar da pesquisa conduzida pelo Fisioterapeuta Bergson Weber Cabral Queiroz no Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Os resultados, guardadas as devidas identificações e mantida a confidencialidade, serão analisados e utilizados única e exclusivamente para fins científicos.

Objetivo do estudo: o objetivo deste estudo é analisar a atividade dos músculos do abdome e da região lombar durante a execução de exercícios com o indivíduo “ de quatro” (quadrupedia) do Método Pilates.

- o(a) senhor(a) será entrevistado através de um questionário sobre seus dados pessoais e seu tempo de prática do Método Pilates;
- Na posição em pé será feita uma avaliação da postura do seu corpo;
- Fixaremos 2 hastes maleáveis com fita adesiva no quadril e no tórax, bem como alguns eletrodos a pele da sua barriga e costas, que são ligados a um computador, e o senhor (a) executará 4 exercícios na posição “de quatro”. Um computador gravará todos os dados enquanto o senhor (a) fizer estes exercícios. O(a) senhor(a) não sentirá nenhuma dor, ou qualquer outra sensação na barriga ou costas..

Duração do experimento: os testes terão a duração de aproximadamente uma hora e serão realizados em apenas um dia.

Benefícios: Não haverá benefício direto ao senhor(a), mas a sua participação irá contribuir para o entendimento da contribuição destes exercícios usados hoje na clínica para tratamento de lombalgias .

Desconforto e risco: o experimento não é invasivo e envolve risco mínimo à sua saúde física e mental, como em qualquer prática de exercícios físicos. .

Liberdade de participação: a sua participação neste estudo é voluntária, o sr/sra tem o direito de interrompê-la a qualquer momento. O(a) senhor(a) tem o direito de fazer qualquer pergunta nos intervalos do experimento. Os pesquisadores se prontificam a responder todas as questões sobre o experimento. Sua participação neste estudo é de livre e espontânea vontade.

É seu direito manter uma cópia deste consentimento.

Assinatura do voluntário

Assinatura do investigador

Data: _____ Mais dúvidas e esclarecimentos relacionados a este estudo, por favor, entrar em contato com Ft. Bergson Weber Cabral Queiroz, e/ou Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco (orientadora e coordenadora do Laboratório de Biomecânica). Rua Cipotânea, 51, Cidade Universitária, CEP: 05360-160, São Paulo, SP. Tel: 3091-8426. <http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/labimph/index.php>

ANEXO 2 – APROVAÇÃO DA PESQUISA PELA CAPPESQ - HCFMUSP**APROVAÇÃO**

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 01/08/2007, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0567/07**, intitulado: **"AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA COMPARATIVA DE DIFERENTES EXERCÍCIOS EM QUADRUPEDIA DO MÉTODO PILATES"** apresentado pela **ÁREA DE FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Isabel de Camargo Neves Sacco**

Pesquisador (a) Executante: **Bergson Weber Cabral Queiroz**

CAPPesq, 08 de Agosto de 2007

Prof. Dr. Eduardo Massad
**Presidente da Comissão
de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa**

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP e da FMUSP Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo Rua Ovídio Pires de Campos, 255, 5º andar - CEP 05403 010 - São Paulo - SP Fone: 011 3069 6442 Fax: 011 3069 6492 e-mail: cappesq@hcnet.usp.br / secretariacappesq2@hcnet.usp.br - fe

9 REFERÊNCIAS

1. Gallagher SP, Kryzanowska R, editors. The complete writings of Joseph H Pilates. Philadelphia: BainBridgeBooks; 2000.
2. Lately P. The Pilates method: history and philosophy. *J Bodyw Mov Ther.* 2001;5(4):275-82.
3. Friedman P, Eisen G. The Pilates method of physical and mental conditioning. New York: Viking Studio; 2005.
4. Siler B. The Pilates body. New York: Broadway Books; 2000.
5. Anderson B, Spector A. Introduction to Pilates-based rehabilitation. *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America.* 2000;9(3):395-410.
6. Chang Y. Grace under pressure. Ten years ago, 5,000 people did the exercise routine called Pilates. The number now is 5 million in America alone. But what is it, exactly? *Newsweek.* 2000 Feb 28;135(9):72-3.
7. Shedden M, Kravitz L. Pilates exercise - a reserch-based review. *Journal of Dance Medicine & Science.* 2006;10(3):111-6.
8. Muscolino JE, Cipriani C. Pilates and the "powerhouse"-I. *J Bodyw Mov Ther* 2004 Jan;8(1):15-24.
9. Gladewell V, Head S, Haggar M, Beneke R. Does a program of Pilates improve chronic non-specific low back pain? *J Sports Rehabil.* 2006;15:338-50.
10. Self BP, Bagley AM, Triplett TL, Paulos LE. Functional biomechanical analysis of the Pilates-based reformer during demi-plie movements. *J Appl Biomech.* 1996 Aug;12(3):326-37.
11. Hutchinson MR, Tremain L, Christiansen J, Beitzel J. Improving leaping ability in elite rhythmic gymnasts. *Med Sci Sports Exerc.* 1998 Oct;30(10):1543-7.
12. McGill SM, Cholewicki J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001 Feb;31(2):96-100.
13. Hall AM, Maher CG, Latimer J, Ferreira ML, Lam P. A randomized controlled trial of tai chi for long-term low back pain (TAI CHI): study rationale, design, and methods. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10:55.
14. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004 Mar;85(3 Suppl 1):S86-92.
15. Williams K, Abildso C, Steinberg L, Doyle E, Epstein B, Smith D, et al. Evaluation of the effectiveness and efficacy of iyengar yoga therapy on chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009 Sep 1;34(19):2066-76.
16. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1996 Jan;11(1):1-15.
17. Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Aug;13(4):371-9.
18. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992 Dec;5(4):383-9; discussion 97.
19. Hodges P. Lumbopelvic stability: a functional model of the biomechanics and motor control. In: Richardson C, Hodges PW, Hides J, editors. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization - a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain.* 2 ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2005. p. 13-28.
20. Saal JA, Saal JS. Nonoperative treatment of herniated lumbar intervertebral disc with radiculopathy. An outcome study. *Spine.* 1989 Apr;14(4):431-7.

21. Richardson CA, Jull GA. Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Man Ther.* 1995 Nov;1(1):2-10.
22. Stevens VK, Bouche KG, Mahieu NN, Coorevits PL, Vanderstraeten GG, Danneels LA. Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskelet Disord.* 2006;7:75.
23. Callaghan JP, Gunning JL, McGill SM. The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Phys Ther.* 1998 Jan;78(1):8-18.
24. McGill SM. *Low back disorders - evidence-based prevention and rehabilitation.* 2nd ed. Champaign: Human Kinetics; 2007.
25. *The Pilates studio - teacher training manual - part I.* New York: The Pilates Studio; 1997.
26. Education P, editor. *Polestar Pilates advanced spine.* Polestar Education.
27. Anderson B, editor. *Polestar Pilates advanced spine.* Salvador: Polestar Education; 2004.
28. Rydeard R, Leger A, Smith D. Pilates-based therapeutic exercise: effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 Jul;36(7):472-84.
29. King B, Gentry E. *Physicalmind encyclopedia - the universal reformer.* Santa Fe: Physicalmind Institute; 1992.
30. Lee D. *The pelvic girdle.* 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2005.
31. Beith ID, Synnott RE, Newman SA. Abdominal muscle activity during the abdominal hollowing manoeuvre in the four point kneeling and prone positions. *Man Ther.* 2001 May;6(2):82-7.
32. Axler CT, McGill SM. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Med Sci Sports Exerc.* 1997 Jun;29(6):804-11.
33. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine.* 2004 Oct 15;29(20):2319-29.
34. McGill SM. Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Phys Ther.* 1998 Jul;78(7):754-65.
35. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine.* 2004 Jun 1;29(11):1254-65.
36. Arokoski JP, Kankaanpaa M, Valta T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, et al. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999 Jul;80(7):842-50.
37. Koumantakis GA, Oldham JA, Winstanley J. Intermittent isometric fatigue study of the lumbar multifidus muscle in four-point kneeling: an intra-rater reliability investigation. *Man Ther.* 2001 May;6(2):97-105.
38. Souza GM, Baker LL, Powers CM. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Nov;82(11):1551-7.
39. Fornari MCS, Sacco ICN, Serrão JC, Amadio AC. Resposta eletromiográfica de tronco e abdômen durante exercícios terapêuticos para tratamento de lombalgia em indivíduos com e sem lombalgia mecânica. *Revista Brasileira de Biomecânica.* 2003;4(7):29-39.
40. Pardal DMM, Sacco ICN, Serrão JC, Amadio AC. Comparação de atividade eletromiográfica de músculos abdominais durante exercícios convencionais. *Revista Brasileira de Biomecânica.* 2003;4(6):29-37.

41. Queiroz BC, Cagliari MF, Amorim CF, Sacco IC. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010 Jan;91(1):86-92.
42. Emery K, De Serres SJ, McMillan A, Cote JN. The effects of a Pilates training program on arm-trunk posture and movement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Feb;25(2):124-30.
43. Esco MR, Olson MS, Martin R, Woollen E, Ellis M, Wiliford H. Abdominal EMG of selected Pilates mat exercises - Annual Meeting Abstracts: H-25. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(5):S357.
44. Kolyniak IEG, Cavalcanti SMB, Aoki MS. Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: efeito do método Pilates. *Rev Bras Med Esporte*. 2004;10(6):487-90.
45. Herrington L, Davies R. The influence of Pilates training on the ability to contract the transversus abdominis muscle in asymptomatic individuals. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2005;9(1):52-7.
46. Petrofsky JS, Morris A, Bonacci J, Hanson A, Jorritsma R, Hill J. Muscle use during exercise: a comparison of conventional weight equipment to Pilates with and without a resistive exercise device. *The Journal of Applied Research*. 2005;5(1):160-73.
47. Sacco ICN, Andrade MS, Souza PS, Nisiyama M, Cantuária AL, Maeda FYI, et al. Método Pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural - estudos de caso. *R Bras Ei e Mov*. 2005;13(4):65-78.
48. Johnson EG, Larsen A, Ozawa H, Wilson CA, Kennedy KL. The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. *J Bodyw Mov Ther*. 2007 Jul;11(3):238-42.
49. Donzelli S, Di Domenica E, Cova AM, Galletti R, Giunta N. Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: a randomized controlled trial. *Eura Medicophys*. 2006 Sep;42(3):205-10.
50. Kaesler DS, Mellifont RB, Kelly S, Taaffe DR. A novel balance exercise program for postural stability in older adults: a pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2007;11(1):37-43.
51. Sekendiz B, Altun Ö, Korkusuz F, Akin S. Effects of Pilates exercise on trunk strength, endurance and flexibility in sedentary adult females. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2007;11:318-26.
52. Rogers K, Gibson AL. Eight-week traditional mat Pilates training-program effects on adult fitness characteristics. *Res Q Exerc Sport*. 2009 Sep;80(3):569-74.
53. Endleman I, Critchley DJ. Transversus abdominis and obliquus internus activity during pilates exercises: measurement with ultrasound scanning. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008 Nov;89(11):2205-12.
54. da Fonseca JL, Magini M, de Freitas TH. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a pilates intervention. *J Sport Rehabil*. 2009 May;18(2):269-82.
55. Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A., Loss JF. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(1):82-8.
56. Kuo YL, Tully EA, Galea MP. Sagittal spinal posture after Pilates-based exercise in healthy older adults. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009 May 1;34(10):1046-51.
57. Lange C, Unnithan V, Larkam E, Latta PM. Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2000;4(2):99-108.

58. Latey P. Updating the principles of the Pilates method - part 2. *J Bodyw Mov Ther.* 2002;6(2):94-101.
59. Keays KS, Harris SR, Lucyshyn JM, MacIntyre DL. Effects of Pilates exercises on shoulder range of motion, pain, mood, and upper-extremity function in women living with breast cancer: a pilot study. *Phys Ther.* 2008 Apr;88(4):494-510.
60. Cook J. Jumping on bandwagons: taking the right clinical message from research. *Br J Sports Med.* 2008 Nov;42(11):563.
61. Reeves NP, Narendra KS, Cholewicki J. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007 Mar;22(3):266-74.
62. Abumi K, Panjabi MM, Kramer KM, Duranceau J, Oxland T, Crisco JJ. Biomechanical evaluation of lumbar spinal stability after graded facetectomies. *Spine.* 1990 Nov;15(11):1142-7.
63. Panjabi MM, Krag MH, Chung TQ. Effects of disc injury on mechanical behavior of the human spine. *Spine.* 1984 Oct;9(7):707-13.
64. Stokes IA, Gardner-Morse M. Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Aug;13(4):397-402.
65. Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clinical Biomechanics.* 1992;7:27-32.
66. Nachemson A, Morris JM. In Vivo Measurements of Intradiscal Pressure. *Discometry, a Method for the Determination of Pressure in the Lower Lumbar Discs.* *J Bone Joint Surg Am.* 1964 Jul;46:1077-92.
67. LaBry R, Sbriccoli P, Zhou BH, Solomonow M. Longer static flexion duration elicits a neuromuscular disorder in the lumbar spine. *J Appl Physiol.* 2004 May;96(5):2005-15.
68. Chu D, LeBlanc R, D'Ambrosia P, D'Ambrosia R, Baratta RV, Solomonow M. Neuromuscular disorder in response to anterior cruciate ligament creep. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003 Mar;18(3):222-30.
69. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992 Dec;5(4):390-6; discussion 7.
70. Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine.* 1997 Oct 1;22(19):2207-12.
71. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;230:1-54.
72. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Aug;13(4):353-9.
73. Hoffer JA, Andreassen S. Regulation of soleus muscle stiffness in pre-mammillary cats: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol.* 1981 Feb;45(2):267-85.
74. Granata KP, Marras WS. Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine.* 2000 Jun 1;25(11):1398-404.
75. Lee PJ, Rogers EL, Granata KP. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006 Feb;16(1):51-7.
76. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996 Nov 15;21(22):2640-50.
77. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997 Feb;77(2):132-42; discussion 42-4.
78. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Man Ther.* 1999 May;4(2):74-86.

79. Grenier SG, McGill SM. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Jan;88(1):54-62.
80. Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, Damen L, Pas MS, Storm J. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine.* 2002 Feb 15;27(4):399-405.
81. Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine.* 1995 Apr 1;20(7):753-8.
82. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hanninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000 Jan;81(1):32-7.
83. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004 Jun;36(6):926-34.
84. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007 Dec;37(12):754-62.
85. Richardson C, Hodges PW, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization - a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain 2nd ed. Edinburgh Churchill Livingstone; 2005.
86. O'Sullivan PB, Phyty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine.* 1997 Dec 15;22(24):2959-67.
87. Weishaupt D, Schmid MR, Zanetti M, Boos N, Romanowski B, Kissling RO, et al. Positional MR imaging of the lumbar spine: does it demonstrate nerve root compromise not visible at conventional MR imaging? *Radiology.* 2000 Apr;215(1):247-53.
88. Fredericson M, Lee SU, Welsh J, Butts K, Norbash A, Carragee EJ. Changes in posterior disc bulging and intervertebral foraminal size associated with flexion-extension movement: a comparison between L4-5 and L5-S1 levels in normal subjects. *Spine J.* 2001 Jan-Feb;1(1):10-7.
89. Escamilla RF, Babb E, DeWitt R, Jew P, Kelleher P, Burnham T, et al. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Phys Ther.* 2006 May;86(5):656-71.
90. Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine.* 1998 Feb 1;23(3):371-7.
91. Stevens VK, Vleeming A, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA. Electromyographic activity of trunk and hip muscles during stabilization exercises in four-point kneeling in healthy volunteers. *Eur Spine J.* 2007 May;16(5):711-8.
92. McGill SM, Karpowicz A. Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009 Jan;90(1):118-26.
93. Cheng CH, Lin KH, Wang JL. Co-contraction of cervical muscles during sagittal and coronal neck motions at different movement speeds. *Eur J Appl Physiol.* 2008 Aug;103(6):647-54.
94. van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine.* 2003 Apr 15;28(8):834-41.

95. Drake JD, Fischer SL, Brown SH, Callaghan JP. Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *J Manipulative Physiol Ther.* 2006 Jun;29(5):354-62.
96. Chanthapetch P, Kanlayanaphotporn R, Gaogasigam C, Chiradejnant A. Abdominal muscle activity during abdominal hollowing in four starting positions. *Man Ther.* 2009 Feb 27.
97. Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005 Feb;86(2):242-9.
98. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998 Feb;27(2):114-24.
99. Hall L, Tsao H, MacDonald D, Coppieters M, Hodges PW. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009 Oct;19(5):763-73.
100. Allison GT, Morris SL. Transversus abdominis and core stability: has the pendulum swung? *Br J Sports Med.* 2008 Nov;42(11):630-1.
101. Allison GT, Morris SL, Lay B. Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008 May;38(5):228-37.
102. Hodges P. Transversus abdominis: a different view of the elephant. *Br J Sports Med.* 2008 Dec;42(12):941-4.
103. Standaert CJ, Herring SA. Expert opinion and controversies in musculoskeletal and sports medicine: core stabilization as a treatment for low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Dec;88(12):1734-6.
104. Long A, Donelson R, Fung T. Does it matter which exercise? A randomized control trial of exercise for low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004 Dec 1;29(23):2593-602.
105. Cholewicki J, VanVliet J. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002 Feb;17(2):99-105.
106. Vera-Garcia FJ, Elvira JL, Brown SH, McGill SM. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007 Oct;17(5):556-67.
107. Demoulin C, Distree V, Tomasella M, Crielaard JM, Vanderthommen M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. *Ann Readapt Med Phys.* 2007 Nov;50(8):677-84, 69-76.
108. Vera-Garcia FJ, Grenier SG, McGill SM. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther.* 2000 Jun;80(6):564-9.
109. Haynes W. Core stability and the unstable platform device. *Journal of Bodywork and Movement Therapies.* 2004;8:88-103.
110. Pilates JH. The complete writings of Joseph H. Pilates. Philadelphia: BainBridgeBooks; 2000.
111. Reeves NP, Everding VQ, Cholewicki J, Morrisette DC. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Exp Brain Res.* 2006 Oct;174(4):694-700.
112. McGill SM. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2001;29(1):26-31.
113. Brown SH, McGill SM. How the inherent stiffness of the in vivo human trunk varies with changing magnitudes of muscular activation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008 Jan;23(1):15-22.
114. Granata KP, Lee PE, Franklin TC. Co-contraction recruitment and spinal load during isometric trunk flexion and extension. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005 Dec;20(10):1029-37.

115. Cordo PJ, Gurfinkel VS, Smith TC, Hodges PW, Verschueren SM, Brumagne S. The sit-up: complex kinematics and muscle activity in voluntary axial movement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Jun;13(3):239-52.
116. Cordo PJ, Hodges PW, Smith TC, Brumagne S, Gurfinkel VS. Scaling and non-scaling of muscle activity, kinematics, and dynamics in sit-ups with different degrees of difficulty. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006 Oct;16(5):506-21.
117. SENIAM. Project 2005. [cited April 03, 2009]; Available from: <http://www.seniam.org>
118. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. *Músculos provas e funções.* 4 ed. São Paulo: Editora Manole; 1995.
119. *Goniometer and torsionmeter operating manual.* Gwent: Biometrics Ltd; 2002.
120. Ward SR, Kim CW, Eng CM, Gottschalk LJt, Tomiya A, Garfin SR, et al. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Jan;91(1):176-85.
121. Rosatelli AL, Ravichandiran K, Agur AM. Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of lumbar multifidus and its functional implications. *Clin Anat.* 2008 Sep;21(6):539-46.
122. Bojadsen TW, Silva ES, Rodrigues AJ, Amadio AC. Comparative study of Mm. Multifidi in lumbar and thoracic spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Jun;10(3):143-9.
123. Callaghan JP, McGill SM. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001 Jan;16(1):28-37.
124. Scannell JP, McGill SM. Disc prolapse: evidence of reversal with repeated extension. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009 Feb 15;34(4):344-50.
125. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GB. Modeling changes in intervertebral disc mechanics with degeneration. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Apr;88 Suppl 2:36-40.
126. McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000 Dec;15(10):777-80.
127. Wong KW, Leong JC, Chan MK, Luk KD, Lu WW. The flexion-extension profile of lumbar spine in 100 healthy volunteers. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004 Aug 1;29(15):1636-41.
128. Adams MA, McNally DS, Chinn H, Dolan P. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clin Biomech.* 1994;9:5-14.
129. Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine (Phila Pa 1976).* 1999 May 15;24(10):1003-9.
130. Patwardhan AG, Havey RM, Carandang G, Simonds J, Voronov LI, Ghanayem AJ, et al. Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine. *J Orthop Res.* 2003 May;21(3):540-6.
131. Dolan P, Adams MA. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16 Suppl 1:S8-S16.
132. Adams MA, Bogduk N, Burton K, Dolan P, Freeman BJ. *The biomechanics of back pain.* 2 ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2006.
133. McGill SM. A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts. *J Biomech.* 1996 Jul;29(7):973-7.
134. Urquhart DM, Hodges PW, Allen TJ, Story IH. Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. *Man Ther.* 2005 May;10(2):144-53.
135. Clare HA, Adams R, Maher CG. Construct validity of lumbar extension measures in McKenzie's derangement syndrome. *Man Ther.* 2007 Nov;12(4):328-34.

136. van Dieen JH, Kingma I, van der Bug P. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *J Biomech*. 2003 Dec;36(12):1829-36.
137. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, et al. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur Spine J*. 2006 Apr;15(4):409-14.
138. Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Jan 1;24(1):54-7.
139. Hides JA, Stanton WR, McMahon S, Sims K, Richardson CA. Effect of stabilization training on multifidus muscle cross-sectional area among young elite cricketers with low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008 Mar;38(3):101-8.
140. Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke HJ. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001 Dec 15;26(24):E557-61.
141. Wilke HJ, Rohlmann A, Neller S, Graichen F, Claes L, Bergmann G. ISSLS prize winner: A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension: a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003 Dec 1;28(23):2585-93.
142. Kim K, Kim YH. Role of trunk muscles in generating follower load in the lumbar spine of neutral standing posture. *J Biomech Eng*. 2008 Aug;130(4):041005.
143. Allison GT, Godfrey P, Robinson G. EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998 Feb;8(1):51-7.
144. Hodges P, Richardson C, Jull G. Evaluation of the relationship between laboratory and clinical tests of transversus abdominis function. *Physiother Res Int*. 1996;1(1):30-40.
145. McGill S, Jucker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech*. 1996 Nov;29(11):1503-7.
146. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003 Oct;13(5):477-89.
147. Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, Mahieu NN, Vanderstraeten GG, Danneels LA. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. *Man Ther*. 2007 Aug;12(3):271-9.


```

ind=load([pastasaida base 'ind' base exercicio{i} tentativas{j}
'.txt']);

%verificação da trimagem e definição do índice do
%goniometro
figure;
plot(n, goniof, 'b', ind, goniof(ind), 'or', n, velang, 'k', ind,
velang(ind), 'or');
grid on;

%definição do índice do gonio
Rind=input('O índice do gonio vai ser a partir de: ');
Rons=input('O índice do onset vai ser: ');

else
R=0;
disp('O ARQUIVO NÃO EXISTE REFAÇA A TRIMAGEM !!!!')
disp('\n')
end

end

if R==0 %se não tiver o arquivo faço a trimagem

while(trimagem==0) %condição para verificar se no final essa
trimagem vai ser aceita ou não
disp(sprintf('INÍCIO DA TRIMAGEM DA TENTATIVA %s DO
EXERCÍCIO %s \n', tentativas{j}, exercicio{i}));

figure;
plot(n, goniof, 'b', n, goniof, 'r');

% acha os índices que dividem o ciclo
[pico, ind1]= findpeaks(goniof);
[vale, ind2]= findpeaks(-goniof);

% descarta pontos que porventura tenham sido achados por
um
% erro de filtragem

ind1new=[];
for k=1:size(ind1,2)
if (abs(velang(ind1(k)))<=eps)
ind1new= [ind1new; ind1(k)];
end
end

ind2new=[];
for k=1:size(ind2,2)
if (abs(velang(ind2(k)))<=eps)
ind2new= [ind2new; ind2(k)];
end
end

% junta os índices encontrados
ind=[ind1new; ind2new];
ind=sort(ind) % ordena os índices encontrados em ordem
crescente

%figura que mostra a trimagem automática
figure;
plot(n, goniof, 'b', ind, goniof(ind), 'or', n, velang, 'k', ind,
velang(ind), 'or');
grid on;

%pergunta se alguma coreção precisa ser feita

R=input('Quais pontos voce deseja considerar? \nSe for mais
de um ponto coloque na forma [npto1 npto2 npto ...]: ');
ind=ind(R);
R=input('Quantos pontos voce deseja acrescentar? ');

%correção da trimagem feita manualmente
if (R~=0);
[indnew,y]= ginput(R);
indnew=round(indnew);
ind=[ind;indnew];
ind=sort(ind)
end

%figura que mostra a trimagem final

figure;
plot(n, goniof, 'b', ind, goniof(ind), 'or', n, velang, 'k', ind,
velang(ind), 'or');
grid on;

%pergunta se a trimagem vai ser aceita ou precisa ser refeita

trimagem= input('Se você concorda com a trimagem, digite 1,
se não digite 0: ');

if(isempty(trimagem)||ischar(trimagem)); trimagem=3; end %
para não dar problema no teste da condição do while de erro da pergunta

while(trimagem~=1 & trimagem~=0)%para evitar que programa
pare de funcionar
disp('ERRO DE ENTRDA!')
trimagem=input('Se você concorda com a trimagem, digite 1,
se não digite 0: ');
end

end

%para definir qual vai ser o índice que mede o início do
movimento

Rind=input('O índice do gonio vai ser a partir de: ');
Rons=input('O índice do onset vai ser: ');

%salvando os índices que foram trimados
save([pastasaida base 'ind' base exercicio{i} tentativas{j} '.txt'],
'ind', '-ascii')
close all; % fecha as figuras
end

%DEFINIÇÃO DOS CICLOS, NORMALIZAÇÃO PELO TEMPO e
CALCULO DO ONSET
ig=ind(Rind:end);
io=ind(Rons);

%CONTAS PARA O GONIOMETRO

% ciclo de extensão para os dados do goniometro

ex1=goniof(ig(1):(ig(2)-1),1);
ex1n=normal(ex1, Taq);

ex2=goniof(ig(3):(ig(4)-1),1);
ex2n=normal(ex2, Taq);

ex3=goniof(ig(5):(ig(6)-1),1);
ex3n=normal(ex3, Taq);

exgonio(:,1:3,j)=[ex1n ex2n ex3n];

% ciclo de flexão para os dados do goniometro

fx1=goniof(ig(2):(ig(3)-1),1);
fx1n=normal(fx1, Taq);

fx2=goniof(ig(4):(ig(5)-1),1);
fx2n=normal(fx2, Taq);

fx3=goniof(ig(6):(ig(7)-1),1);
fx3n=normal(fx3, Taq);

fxgonio(:,1:3,j)=[fx1n fx2n fx3n];

%CONTAS PARA A EMG

%RETIFICAÇÃO E NORMALIZAÇÃO DO EMG E CALCULO DO
ENVOLTÓRIO LINEAR
emgN=abs(emg); % retificação

%calculo do onset
[d, deltat]= onset(io, 0.1, freq, emgN);

%DEFINIÇÃO DOS CICLOS EMG E NORMALIZAÇÃO PELO
TEMPO

```

```

for w=1:2
    if w==2
        emgN=emgN/(repmat(cvm.size(emgN,1),1));% normalização
pela cvm
        emgN=filfilt(a1,b1,emgN); %envoltório linear
    end

    %dados de eletromio pra fase de extensão

    emgNex1=emgN(ig(1):(ig(2)-1),:);
    emgNex2=emgN(ig(3):(ig(4)-1),:);
    emgNex3=emgN(ig(5):(ig(6)-1),:);

    emgNfx1=emgN(ig(2):(ig(3)-1),:);
    emgNfx2=emgN(ig(4):(ig(5)-1),:);
    emgNfx3=emgN(ig(6):(ig(7)-1),:);

    if w==1
        rmsex(1,:)=rmscalc(emgNex1);
        rmsex(2,:)=rmscalc(emgNex2);
        rmsex(3,:)=rmscalc(emgNex3);
        rmsfx(1,:)=rmscalc(emgNfx1);
        rmsfx(2,:)=rmscalc(emgNfx2);
        rmsfx(3,:)=rmscalc(emgNfx3);

    end

    if w==2

        emgex1=normal(emgNex1,Taq); % estão armazenados tds os
musculos
        emgex2=normal(emgNex2,Taq);
        emgex3=normal(emgNex3,Taq);
        emgex1=normal(emgNfx1,Taq); % estão armazenados tds os
musculos
        emgex2=normal(emgNfx2,Taq);
        emgex3=normal(emgNfx3,Taq);
    end
end

exILC(:,1:3,j)=[emgex1(:,1) emgex2(:,1) emgex3(:,1)]; %
armazenamento dos dados do musculo ilc nas 3 fases de extensão das 4
tentativas
exMU(:,1:3,j)=[emgex1(:,2) emgex2(:,2) emgex3(:,2)];
exGM(:,1:3,j)=[emgex1(:,3) emgex2(:,3) emgex3(:,3)];
exRAB(:,1:3,j)=[emgex1(:,4) emgex2(:,4) emgex3(:,4)];
exOE(:,1:3,j)=[emgex1(:,5) emgex2(:,5) emgex3(:,5)];
exOI(:,1:3,j)=[emgex1(:,6) emgex2(:,6) emgex3(:,6)];

fxILC(:,1:3,j)=[emgex1(:,1) emgex2(:,1) emgex3(:,1)]; %
armazenamento dos dados do musculo ilc nas 3 fases de flexão das 4
tentativas
fxMU(:,1:3,j)=[emgex1(:,2) emgex2(:,2) emgex3(:,2)];
fxGM(:,1:3,j)=[emgex1(:,3) emgex2(:,3) emgex3(:,3)];
fxRAB(:,1:3,j)=[emgex1(:,4) emgex2(:,4) emgex3(:,4)];
fxOE(:,1:3,j)=[emgex1(:,5) emgex2(:,5) emgex3(:,5)];
fxOI(:,1:3,j)=[emgex1(:,6) emgex2(:,6) emgex3(:,6)];

end

%FAZER O GRÁFICO DE TDS OS MUSCULOS PARA CONFERIR
QUAIS TENTATIVAS VAI
%USAR NA MÉDIA

%Gráfico do musculo GM
figure;
subplot(2,3,1)
plot(0:100,exGM(:,1,1),'-r',0:100,exGM(:,1,2),'-b',0:100,exGM(:,1,3),'-
k',0:100,exGM(:,1,4),'-g')
pause
subplot(2,3,2)
plot(0:100,exGM(:,2,1),'-r',0:100,exGM(:,2,2),'-b',0:100,exGM(:,2,3),'-
k',0:100,exGM(:,2,4),'-g')
pause
subplot(2,3,3)
plot(0:100,exGM(:,3,1),'-r',0:100,exGM(:,3,2),'-b',0:100,exGM(:,3,3),'-
k',0:100,exGM(:,3,4),'-g')
title('GM')

figure;
subplot(2,3,1)
plot(0:100,exRAB(:,1,1),'-r',0:100,exRAB(:,1,2),'-
b',0:100,exRAB(:,1,3),'-k',0:100,exRAB(:,1,4),'-g')
subplot(2,3,2)
plot(0:100,exRAB(:,2,1),'-r',0:100,exRAB(:,2,2),'-b',0:100,exRAB(:,2,3),'-
k',0:100,exRAB(:,2,4),'-g')
subplot(2,3,3)
plot(0:100,exRAB(:,3,1),'-r',0:100,exRAB(:,3,2),'-b',0:100,exRAB(:,3,3),'-
k',0:100,exRAB(:,3,4),'-g')
title('RAB')

%Gráfico do musculo OE
figure;
subplot(2,3,1)
plot(0:100,exOE(:,1,1),'-r',0:100,exOE(:,1,2),'-b',0:100,exOE(:,1,3),'-
k',0:100,exOE(:,1,4),'-g')
subplot(2,3,2)
plot(0:100,exOE(:,2,1),'-r',0:100,exOE(:,2,2),'-b',0:100,exOE(:,2,3),'-
k',0:100,exOE(:,2,4),'-g')
subplot(2,3,3)
plot(0:100,exOE(:,3,1),'-r',0:100,exOE(:,3,2),'-b',0:100,exOE(:,3,3),'-
k',0:100,exOE(:,3,4),'-g')
title('OE')

%plota o gráfico que resume os dados pergunta qual tentativa vai ser
excluída

%QUAIS TENTATIVAS VÃO SER CONSIDERADAS

resp=input('Quais as tentativas que deseja considerar?');

%CALCULO DAS MÉDIAS para serem salvas

%média do gonio

mexgonio=[mean(exgonio(:,:,resp),3) std(exgonio(:,:,resp),0,3)];
%exemplo de calculo da média da curva do gonio para extensão
mfxgonio=[mean(fxgonio(:,:,resp),3) std(fxgonio(:,:,resp),0,3)];
%exemplo de calculo da média da curva do gonio para flexão

MGONIO=[mexgonio mfxgonio];

save([pastasaida base '\ base exercicio{i} 'gonio.txt'], 'MGONIO', '-
ascii')

%MEDIA DA CURVA DO ENVOLTÓRIO:

mlLCex=mean(exILC(:,:,resp),3);% para extensão

```

mILCex=[mILCex mean(mILCex,2)]; % matriz 101x4 : as 3 primeiras colunas corresponde a media da curva por tentativa , e a ultima corresponde à media global sem distinsão de ciclo

mMUex =mean(exMU(:, :,resp),3);
mMUex =[mMUex mean(mMUex,2)];

mGMex =mean(exGM(:, :,resp),3);
mGMex =[mGMex mean(mGMex,2)];

mRABex =mean(exRAB(:, :,resp),3);
mRABex =[mRABex mean(mRABex,2)];

mOEex =mean(exOE(:, :,resp),3);
mOEex =[mOEex mean(mOEex,2)];

mOlex =mean(exOI(:, :,resp),3);
mOlex =[mOlex mean(mOlex,2)];

ENVEX=[mILCex mMUex mGMex mRABex mOEex mOlex]; % para salvar: agrupando os referentes aos musculos nos periodods de extensão

save([pastasaida base \ base exercicio{i} 'envex.txt', 'ENVEX', '-ascii')

mILCfx=mean(fxILC(:, :,resp),3);% para flexão
mILCfx=[mILCfx mean(mILCfx,2)]; % matriz 101x4

mMUfx =mean(fxMU(:, :,resp),3);
mMUfx =[mMUfx mean(mMUfx,2)];

mGMfx =mean(fxGM(:, :,resp),3);
mGMfx =[mGMfx mean(mGMfx,2)];

mRABfx =mean(fxRAB(:, :,resp),3);
mRABfx =[mRABfx mean(mRABfx,2)];

mOEfx =mean(fxOE(:, :,resp),3);
mOEfx =[mOEfx mean(mOEfx,2)];

mOifx =mean(fxOI(:, :,resp),3);
mOifx =[mOifx mean(mOifx,2)];

ENVFX=[mILCfx mMUfx mGMfx mRABfx mOEfx mOifx]; % para salvar: agrupando os referentes aos musculos nos periodods de extensão

save([pastasaida base \ base exercicio{i} 'envfx.txt', 'ENVFX', '-ascii')

%CALCULO DO VALOR MÁXIMO E MÉDIA DO VALOR MÁXIMO

%extensão

[maxexILC, ind]=max(exILC(:, :,resp)); % 1(valor maximo) X 3 X no de tentativas validas

MmaxexILC=mean(maxexILC,3);

ind=ind-ones(size(ind)); % pqa matriz começa a contar no 1 e o tempo no 0

indmc=mean(ind,3); %instante medio em q acontece o valor máximo do envoltório por ciclo

maxex(1,:)= [MmaxexILC mean(MmaxexILC,2)];
mindex(1,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxexMU, ind]=max(exMU(:, :,resp));
MmaxexMU=mean(maxexMU,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxex(2,:)= [MmaxexMU mean(MmaxexMU,2)];
mindex(2,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxexGM, ind]=max(exGM(:, :,resp));
MmaxexGM=mean(maxexGM,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxex(3,:)= [MmaxexGM mean(MmaxexGM,2)];
mindex(3,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxexRAB, ind]=max(exRAB(:, :,resp));
MmaxexRAB=mean(maxexRAB,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxex(4,:)= [MmaxexRAB mean(MmaxexRAB,2)];
mindex(4,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxexOE, ind]=max(exOE(:, :,resp));
MmaxexOE=mean(maxexOE,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxex(5,:)= [MmaxexOE mean(MmaxexOE,2)];
mindex(5,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxexOI, ind]=max(exOI(:, :,resp));
MmaxexOI=mean(maxexOI,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxex(6,:)= [MmaxexOI mean(MmaxexOI,2)];
mindex(6,:)= [indmc mean(indmc,2)];

%flexão

[maxfxILC, ind]=max(fxILC(:, :,resp)); % 1(valor maximo) X 3 X no de tentativas validas

MmaxfxILC=mean(maxfxILC,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxfx(1,:)= [MmaxfxILC mean(MmaxfxILC,2)];
mindfx(1,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxfxMU, ind]=max(fxMU(:, :,resp));
MmaxfxMU=mean(maxfxMU,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxfx(2,:)= [MmaxfxMU mean(MmaxfxMU,2)];
mindfx(2,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxfxGM, ind]=max(fxGM(:, :,resp));
MmaxfxGM=mean(maxfxGM,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxfx(3,:)= [MmaxfxGM mean(MmaxfxGM,2)];
mindfx(3,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxfxRAB, ind]=max(fxRAB(:, :,resp));
MmaxfxRAB=mean(maxfxRAB,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxfx(4,:)= [MmaxfxRAB mean(MmaxfxRAB,2)];
mindfx(4,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxfxOE, ind]=max(fxOE(:, :,resp));
MmaxfxOE=mean(maxfxOE,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxfx(5,:)= [MmaxfxOE mean(MmaxfxOE,2)];
mindfx(5,:)= [indmc mean(indmc,2)];

[maxfxOI, ind]=max(fxOI(:, :,resp));
MmaxfxOI=mean(maxfxOI,3);
ind=ind-ones(size(ind));
indmc=mean(ind,3);

maxfx(6,:)= [MmaxfxOI mean(MmaxfxOI,2)];
mindfx(6,:)= [indmc mean(indmc,2)];

%maxfx e maxex são matrizes q vão ser 6(musculos) x 4(3medias dos ciclos, 1 mediaglobal)

MAX=[maxex' maxfx']; % ambas são matrizes 4(3 medias dos ciclos, 1 mediaglobal) x 12(6 musculos na extensão e 6 na flexão)

INDMAX=[mindex' mindfx'];

save([pastasaida base \ base exercicio{i} 'max.txt', 'MAX', '-ascii')

save([pastasaida base \ base exercicio{i} 'indmax.txt', 'INDMAX', '-ascii')


```

%MEDIA DA RMS

%extensão
mrmsex=mean(rmse(:, :, resp), 3); % média do ciclo por tentativa
(linhas ciclo, coluna musculo)
mrmsex=[mrmsex; mean(mrmsex, 1)]; % media de todos os ciclo
(linhas CICLOS, coluna MUSCULOS, 3 primeiras linhas media por ciclo e
a última linha media global)

%flexão
mrmsfx=mean(rmsfx(:, :, resp), 3); % média do ciclo por tentativa (linhas
ciclo, coluna musculo)
mrmsfx=[mrmsfx; mean(mrmsfx, 1)]; % matriz 4X6

RMS=[mrmsex mrmsfx];

save([pastasaida base \ base exercicio{i} 'rms.txt', 'RMS', '-ascii'])

%INTEGRAL

%calculo da integral por tentativa e calculo da média de cada ciclo por
tentativa:
x=0:100;x=x';

%extensão
intexILC=trapz(x, exILC(:, :, resp), 1);
mintex(1, :) = mean(intexILC, 3); % para considerar o desvio padrão da
media do ciclo por tentativas faça: [mean(intexILC, 3) std(intexILC, 0, 3)];

intexMU=trapz(x, exMU(:, :, resp), 1);
mintex(2, :) = mean(intexMU, 3);

intexGM=trapz(x, exGM(:, :, resp), 1);
mintex(3, :) = mean(intexGM, 3);

intexRAB=trapz(x, exRAB(:, :, resp), 1);
mintex(4, :) = mean(intexRAB, 3);

intexOE=trapz(x, exOE(:, :, resp), 1);
mintex(5, :) = mean(intexOE, 3);

intexOI=trapz(x, exOI(:, :, resp), 1);
mintex(6, :) = mean(intexOI, 3);

%flexão
intfxILC=trapz(x, fxILC(:, :, resp), 1);
mintfx(1, :) = mean(intfxILC, 3);

intfxMU=trapz(x, fxMU(:, :, resp), 1);
mintfx(2, :) = mean(intfxMU, 3);

intfxGM=trapz(x, fxGM(:, :, resp), 1);
mintfx(3, :) = mean(intfxGM, 3);
disp('***'))

intfxRAB=trapz(x, fxRAB(:, :, resp), 1);
mintfx(4, :) = mean(intfxRAB, 3);

intfxOE=trapz(x, fxOE(:, :, resp), 1);
mintfx(5, :) = mean(intfxOE, 3);

intfxOI=trapz(x, fxOI(:, :, resp), 1);
mintfx(6, :) = mean(intfxOI, 3);

%media global para a integral linhas e colunas dispostas no inverso de
%rms

mintex=[mintex mean(mintex, 2)];
mintfx=[mintfx mean(mintfx, 2)];

INT=[mintex' mintfx']; % para ficar igual a rms

save([pastasaida base \ base exercicio{i} 'int.txt', 'INT', '-ascii'])

%GRAFICO DA MÉDIA DO GONIO:
figure;
subplot(1,3,1)
errorbar(0:100, mexgonio(:, 1), mexgonio(:, 4), '-r')

subplot(1,3,2)
errorbar(0:100, mexgonio(:, 2), mexgonio(:, 5), '-r')

subplot(1,3,3)
errorbar(0:100, mexgonio(:, 3), mexgonio(:, 6), '-r')
title('Ciclo de Extensão')

figure;
subplot(1,3,1)
errorbar(0:100, mfxgonio(:, 1), mfxgonio(:, 4), '-r')

subplot(1,3,2)
errorbar(0:100, mfxgonio(:, 2), mfxgonio(:, 5), '-r')

subplot(1,3,3)
errorbar(0:100, mfxgonio(:, 3), mfxgonio(:, 6), '-r')
title('Ciclo de Flexão')

close all
clear mintfx mintex INT intfxILC intfxMU %completar % integral
clear mrmsfx mrmsex RMS rmsex rmsfx %ok
clear maxfx maxex mindfx mindex MAX INDMAX %OK
clear mexgonio mfxgonio MGONIO %OK
clear fxILC exILC mfxILC mexILC ENVFX ENVEX % COMPLETAR

end

disp('***** FIM DA DETERMINAÇÃO DOS CICLOS GÔNIO
E NORMALIZAÇÃO EMG *****');

```

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)