

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

WINICYUS NOBRE BISPO PEREIRA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS GLÚTEO MÁXIMO,
RETOFEMORAL, ISQUIOTIBIAL, GASTROCNÊMIO E TIBIAL ANTERIOR
DURANTE O TREINAMENTO PROPRIOCEPTIVO.**

BRASÍLIA
2006

WINICYUS NOBRE BISPO PEREIRA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS GLÚTEO MÁXIMO,
RETOFEMORAL, ISQUIOTIBIAL, GASTROCNÊMIO E TIBIAL ANTERIOR
DURANTE O TREINAMENTO PROPRIOCEPTIVO.**

Dissertação de mestrado apresentada à Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Valdir Filgueiras Pessoa

BRASÍLIA
2006

DEDICATÓRIA

A minha esposa, Priscilla, pela sua paciência e incentivo durante todo o transcorrer dessa jornada, peça fundamental do meu sucesso, minha inspiração e a grande responsável por ter alcançado meus objetivos e a felicidade, TE AMO;

Aos meus pais, Waldete e Marina, por terem me dado os dons maiores possíveis, a vida e seus ensinamentos.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Valdir, meu orientador, pela paciência e incentivo durante o transcorrer desta pesquisa.

A Unigran, que me possibilitou a realização deste mestrado, meus sinceros agradecimentos.

Aos participantes, meu franco agradecimento, pois sem eles nada disso seria possível.

*É preciso reviver os sonhos e a certeza
de que tudo irá mudar;
É necessário abrir os olhos e perceber que as coisas boas estão dentro de nós: onde os
sentimentos não precisam de motivos nem os desejos de razão.
O importante é aproveitar o momento e aprender sua duração, pois a vida está nos olhos
de quem saber ver...
Dificuldades reais podem ser resolvidas, apenas as imaginárias são insuperáveis".*

Theodore N. Vail

RESUMO

O objetivo geral desta pesquisa foi analisar e comparar a atividade eletromiográfica dos músculos glúteo máximo, retofemoral, isquiotibial, gastrocnêmio e tibial anterior antes, durante e após o treino proprioceptivo com os equipamentos balancim e cama elástica. Foram selecionados 20 participantes, sexo feminino, com $IMC < 25$ e que não apresentassem qualquer disfunção no sistema osteomioarticular das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Posteriormente os participantes foram divididos em dois grupos, com dez sujeitos em cada grupo. O grupo 1 foi tratado com o balancim e o grupo 2 com a cama elástica. Os participantes foram posicionados sobre os equipamentos de forma idêntica: semi-flexão do joelho direito em 30° , com os pés desnudos, e jogando uma bolinha ao solo para inibir o controle consciente corporal, permanecendo nesta posição por 30 segundos e descansando 30 segundos. O tratamento foi realizado com 5 sessões semanais, no período de 2 semanas, totalizando 10 sessões. A coleta dos dados foi através da eletromiografia de superfície, para analisar as atividades elétricas dos músculos pesquisados antes, durante e após o treinamento proprioceptivo na 1ª e 10ª sessão. Os resultados obtidos demonstram que: 1) as atividades elétricas musculares geradas pelos equipamentos balancim e cama elástica se assemelham, embora o tempo total da terapia possa ter influenciado neste resultado e 2) diferentemente do balancim, onde a resposta eletromiográfica apresentou tendência para o aumento, a cama elástica induziu uma tendência de diminuição deste sinal, nas 10 sessões após o treinamento dos músculos glúteo máximo, retofemoral e gastrocnêmio.

Palavras Chaves: Eletromiografia; Propriocepção; Treinamento Proprioceptivo.

ABSTRACT

The general aim of this study was to analyze and compare the electromyography activity of these muscles – maximum gluteus, rectus femoral, hamstring, gastrocnemius and tibialis anterior – before, during and after proprioceptive training with balancin and a small trampoline. It was chosen 20 components, all female, with IMC < 25 and who did not present any dysfunction in the osteomyoarticular system from hip, knee and ankle joints. Later, these individuals were divided in two groups, with ten in each one. Group 1 was treated with balancin and Group 2 with a small trampoline. These subjects were placed over the devices at the same position: the right knee semi-flexed in 30°, bare feet and throwing a small ball on the floor to inhibit a conscious bodily control, staying at this position for 30 seconds and resting 30 seconds too. The treatment was performed 5 times weekly, for two weeks, totaling 10 sections. The fact gathering was through a common electromyography, to analyze the electrical activities from the researched muscles before, during and after proprioceptive training at the 1st and 10th sections. The achieved results showed that: 1) muscle electrical activities effected by balancin and trampoline are similar, although total therapy period could influence this result and 2) differently from balancin, where the electromyography responses presented an increased tendency, the trampoline induced a diminished tendency of this signal, during the 10 sections after treating maximum gluteus, rectus femoral and gastrocnemius muscles.

Keywords: electromyography, proprioception, proprioceptive training.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.....	06
Figuras 2a e 2b.....	08
Figura 3.....	09
Figura 4.....	11
Figuras 5.....	19
Figuras 6.....	19
Figuras 7.....	19
Figuras 8.....	19
Figura 9a e 9b.....	21
Figuras 10a e 10b.....	22
Figuras 11a e 11b.....	22
Figura 12a e 12b.....	23
Figura 13.....	23
Figura 14a e 14b.....	24
Figura 15a e 15b.....	24
Figura 16.....	28
Figura 17.....	28
Figura 18.....	29
Figura 19 -.....	29
Figura 20.....	30
Figura 21.....	30
Figura 22.....	31
Figura 23.....	31

Figura 24	32
-----------------	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 01	27
Tabela 02	27

LISTA DE ABREVIATURAS

A/D	Placa de conversão Analógico-Digital
ANOVA	Análise da Variância
EMGS	Eletromiografia de Superfície
IMC	Índice de Massa Corporal
RMS	Root Mean Square (raiz quadrática média)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	01
1.1 importância da informação e treinamento proprioceptivo.....	01
1.2 PROPRIOCEPÇÃO	03
1.2.1 Receptores Proprioceptivos	04
1.2.2 Vias Proprioceptivas.....	10
1.3 ELETROMIOGRAFIA	12
2. OBJETIVOS.....	16
2.1 OBJETIVO GERAL.....	16
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	17
3.1 PARTICIPANTES	17
3.2 APARATO EXPERIMENTAL.....	18
3.3 PROCEDIMENTO.....	20
3.4 REGISTRO ELETROMIOGRÁFICO	21
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	25
4 RESULTADOS	26
5 DISCUSSÃO.....	33
6 CONCLUSÃO.....	39
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	40
ANEXOS	

1 INTRODUÇÃO

1.1 IMPORTÂNCIA DA INFORMAÇÃO E TREINAMENTO PROPRIOCEPTIVO

O córtex somatossensorial integra os impulsos sensoriais de todos os tipos de receptores nos tendões, articulações e na pele, bem como dos receptores visuais, auditivos e vestibulares, reenviando os sinais motores supra-segmentares aos níveis segmentares, para ajustar a postura e realizar atividades motoras (LEHMKUHL e SMITH, 1989).

ELLENBECKER (2002) relata que deficiências na via reflexa neuromuscular podem ter efeito prejudicial no sistema de controle motor, como mecanismo protetor. A diminuição do *feedback* sensitivo pode alterar a via de estabilização reflexa, causando assim uma resposta motora latente quando a região enfrenta forças inesperadas ou algum trauma. Sendo assim, patologias articulares não apenas reduzem a estabilidade mecânica, como também diminuem a capacidade do sistema de estabilização dinâmica, tornando a articulação instável do ponto de vista funcional.

A resposta propioceptiva está relacionada com a percepção consciente e inconsciente do posicionamento articular, sendo essencial para a função articular apropriada, para a modulação da função muscular e para a inicialização da estabilidade reflexa (PRENTICE, 2002). Isso inclui a sensibilidade cinestésica, que é a percepção do movimento articular, e a sensibilidade da posição articular, que é a percepção da posição articular. Assim, quando os

mecanorreceptores periféricos são deformados pelo movimento articular, é desencadeado um mecanismo proprioceptivo (ANDREWS *et al*, 2000).

Esta percepção pode ser avaliada de um modo passivo e ativo e pode ser modificada por diferentes parâmetros, como idade, lesão ligamentar/muscular ou tendinosa, anestesia, dor, fadiga, instabilidade, edema articular e sexo (FILHO e BÉRZIN, 2002).

O treino sensoriomotor deve ser introduzido durante o processo evolutivo do treinamento geral após o indivíduo ter desenvolvido condições de flexibilidade, resistência e força no local a ser estimulado. A progressão é gradual em níveis de dificuldade, respeitando-se o tipo de dor, afecção e cirurgia, bem como o nível de recuperação em que o indivíduo se encontra (COHEN e ABDALLA, 2005). É necessário que o programa de treinamento sensoriomotor seja elaborado de forma individualizada.

O treino proprioceptivo pode ser desenvolvido de diversas formas, como por exemplo, através dos aparelhos mecanoterápicos balancin e trampolim, este último também conhecido como cama elástica. Esses aparelhos proporcionam o aumento da percepção do centro de gravidade e podem aumentar a sensibilidade do fuso muscular (PRENTICE, 2002). Corridas no plano em linha reta, no plano com mudança de direção, minitrampolim e pranchas de equilíbrio são também exemplos de técnicas para se trabalhar em cadeia cinética fechada os membros inferiores e superiores, favorecendo a recuperação sensoriomotora das articulações como joelho, tornozelo, ombro e cotovelo (PECCIN, 1998).

Preconizam-se exercícios em cadeia cinética fechada, em que a articulação está fixa e normalmente envolvida por forças axiais, como ocorre em muitas atividades de vida diária e em competições esportivas (COHEN e ABDALLA, 2005). O benefício dos exercícios está fundamentado na hipótese de que a estimulação da via reflexa e dos receptores mioarticulares obtida com exercícios em cadeia cinética fechada, melhora a acuidade proprioceptiva e

cinestésica consciente, levando à percepção inconsciente do movimento e posicionamento articular (PRENTICE, 2002).

Assim, o treinamento proprioceptivo tem por objetivo restaurar e melhorar as propriedades sensoriais das estruturas de toda a cadeia osteomioarticular e a sensibilidade dos receptores aferentes periféricos (PRENTICE, 2002), maximizando a proteção articular e promovendo a eficiente restauração funcional (COHEN e ABDALLA, 2005).

1.2 PROPRIOCEPÇÃO

A palavra propriocepção vem do latim *proprio-* de si mesmo, *ceptive-* receber. Este sistema integra a sensibilidade profunda e superficial, informando sobre a posição, velocidade, distância e direção do movimento, considerando a relação existente entre um segmento e outro adjacente. As informações são geradas pelos receptores vestibulares, articulares e musculares (ELLENBECKER, 2002).

De acordo com GUYTON (1992), as sensações proprioceptivas são responsáveis em informar o cérebro sobre o estado físico do corpo, incluindo sensações como comprimento muscular, tensão nos tendões, angulação das articulações e pressão profunda plantar. Esta última pode ser considerada também como sensação exteroceptiva que, juntamente com as sensações proprioceptivas e as sensações viscerais, constituem as sensações somestésicas do organismo humano.

Muitos dos receptores estão localizados dentro dos músculos, como é o caso do fuso muscular e do órgão tendinoso de Golgi, além de receptores localizados nas fâscias

musculares. No entanto, a aferência proprioceptiva não se restringe aos músculos. Os ligamentos, o tecido celular subcutâneo e mesmo os ossos também possuem receptores, mostrando a grande importância que esta função tem na resposta proprioceptiva (BERTOLUCCI, 1999).

Todo comando motor inicia-se do reconhecimento da situação atual do corpo a partir da informação vinda dos mecanorreceptores. Além disso, a aferência proprioceptiva dá ao sistema nervoso central a capacidade de monitorar o efeito de seus comandos, num mecanismo de retroalimentação, até que o movimento seja finalizado (BERTOLUCCI, 1999).

1.2.1 RECEPTORES PROPRIOCEPTIVOS

Os receptores proprioceptivos localizam-se mais profundamente, situando-se nos músculos, tendões, ligamentos e cápsulas articulares.

Os principais receptores proprioceptivos são:

- Receptores articulares - sendo estes divididos em três categorias (GUYTON, 1992):

1. mecanorreceptores tipo I – situados na camada externa da cápsula fibrosa - responsáveis pela disposição ordenada dos músculos tônicos de adaptação lenta;
2. mecanorreceptores do tipo II – situados na camada inferior da cápsula fibrosa - responsáveis pelo sentido do movimento ordenado dos músculos fásicos de adaptação lenta;

3. mecanorreceptores do tipo III – situados próximos aos ligamentos da articulação - responsáveis pelo efeito inibidor dos reflexos sobre os neurônios motores.

BEAR *et al* (1996) e BRICOT (1999) comentam que os mecanorreceptores articulares são compostos por terminações livres, corpúsculos de Ruffini (muito sensíveis a variação de amplitude, determinando a velocidade angular e a pressão intra-articular), corpúsculos de Pacini (detectam a aceleração do movimento) e corpúsculos de Golgi (servem como protetores nos ligamentos e informam a posição respectiva do segmento e tensão ligamentar).

A maioria destes receptores emite vários potenciais de ação por segundo, numa aferência de repouso, onde o receptor é estimulado através de sua deformação. REICHEL (1998) comenta que esta deformação pode ser através da tração ou da coaptação articular. Dependendo da localização e magnitude das forças deformantes que agem sobre a articulação e da localização do receptor, alguns deles são estimulados a disparar uma rajada de alta frequência de impulsos nervosos quando a articulação se movimenta, porém adaptam-se pouco depois que o movimento cessa e, conseqüentemente, os impulsos diminuem, passando a transmitir impulsos nervosos constantes. O movimento adicional da articulação é capaz de fazer com que um grupo de receptores pare de emitir impulsos e outros se tornem ativos. Assim, a informação destes receptores articulares notifica continuamente o SNC sobre a angulação momentânea e a velocidade de movimento da articulação (LEHMKUHL E SMITH, 1989).

A) ÓRGÃOS TENDINOSOS DE GOLGI

Os órgãos tendinosos de Golgi (OTGS) estão localizados nos tendões, aponeuroses e nas junções miotendinosas (HALL, 1993). Uma média de 10 a 15 fibras tendíneas extrafusais estão normalmente envoltas em uma camada fibrosa e conectadas em série com cada órgão tendinoso de Golgi, composto por fibras nervosas do tipo Ib (fig. 01). O receptor é estimulado

pela tensão produzida por este pequeno feixe de fibras, servindo como um sistema de controle da tensão muscular (REICHEL, 1998).

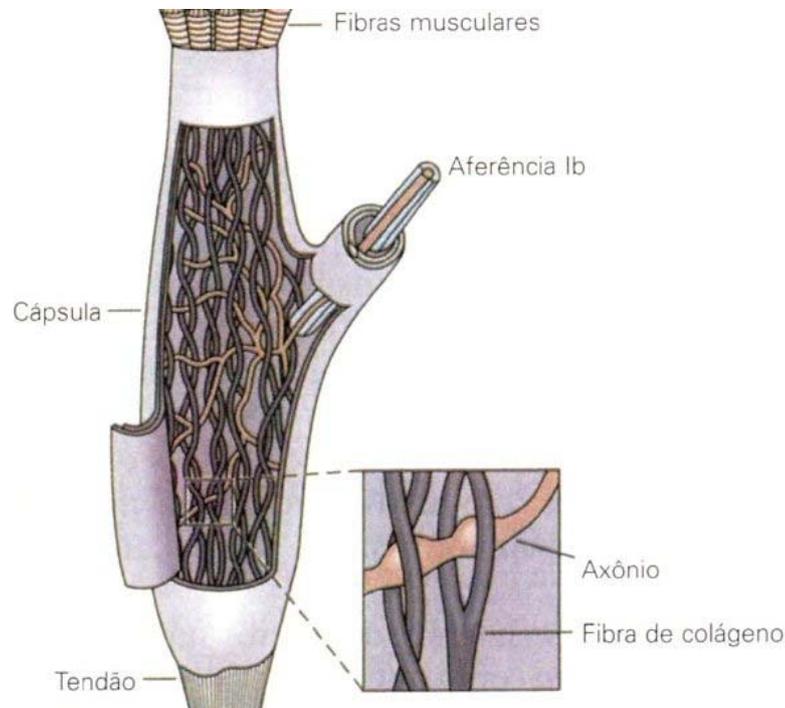


Figura 1 - Órgãos tendinosos de Golgi.
Fonte: Modificado de: KANDEL *et al* (2003).

Os OTGs são ativados através da tensão contra resistência forte (contração isométrica) e ao estiramento muscular prolongado. Os OTGs respondem através de suas conexões neurais, inibindo o desenvolvimento de tensão no músculo e iniciando a excitação com subsequente desenvolvimento de tensão nos músculos antagonistas (HALL, 1993).

Os impulsos nervosos gerados pelos OTGs são transmitidos através de axônios aferentes mielinizados da medula espinhal ao cerebelo. A chegada destes impulsos aferentes na medula excita os interneurônios inibitórios, que por sua vez inibem os motoneurônios do músculo que se contrai, limitando assim a força desenvolvida, que é aquela que pode ser tolerada pelos tecidos que estão sendo estirados. Entretanto, fibras de tendão podem ser arrancadas de seus pontos de fixação pela aplicação abrupta de uma contração muito potente,

ou pelo estiramento passivo repentino dos tecidos. Por isso, para evitar lesões, um músculo deve ser ativado ou estirado moderadamente no início, aumentando-se gradativamente a força exercida sobre os pontos de inserção (LEHMKUHL E SMITH, 1989).

Os OTGS são encapsulados em tecidos tendinosos que são relativamente inelásticos quando comparados ao músculo. É improvável que estes receptores sejam estimulados por tensão de baixa magnitude, como ocorre em um estiramento passivo discreto (HALL, 1993).

B) FUSO MUSCULAR

É um dos principais sensores proprioceptivos e está localizado na intimidade do corpo muscular (BERTOLUCCI, 1999). É formado por fibras intrafusais encapsuladas, compostas por fibras nervosas do tipo Ia e fibras do tipo II (REICHEL, 1998), que são orientadas paralelamente às fibras musculares, respondendo tanto ao estiramento passivo quanto ao ativo (HALL, 1993) (fig. 2a e 2b). A quantidade dos fusos musculares varia amplamente em diferentes músculos, sendo que os músculos usados em movimentos mais delicados são muito mais supridos com fusos que os músculos usados em movimentos grosseiros (BRODAL, 2006).

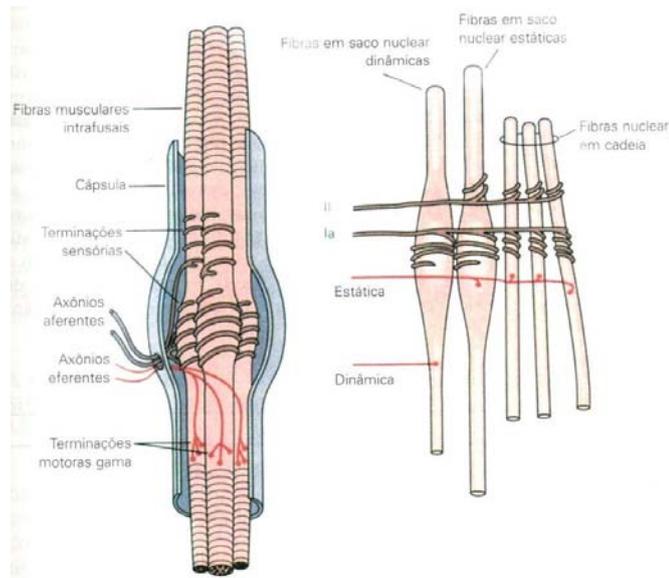


Figura 2a

Figura 2b

Figura 2a e 2b – Fuso muscular (fig. 2a) e fibras intrafusais do fuso muscular (fig. 2b).

Fonte: Modificado de:KANDEL *et al* (2003).

O fuso muscular recebe uma inervação eferente de um sistema exclusivo, denominado sistema gama, e uma inervação aferente proporcionada pelas terminações ângulo-espaciais (BERTOLUCCI, 1999; REICHEL 1998). O fuso muscular é capaz de adaptar sua sensibilidade independentemente do comprimento e do grau de contração muscular. Entretanto, deve-se considerar que tipo de efeito cada conduta terapêutica tem sobre a aferência proprioceptiva. Movimentos rápidos e bruscos e movimentos vibratórios aumentam a atividade do sistema gama, enquanto movimentos lentos a diminuem (BERTOLUCCI, 1999). Para REICHEL (1998), os fusos musculares são estirados por um estiramento muscular rápido e servem como um sistema de controle do alongamento muscular.

Basicamente, o fuso muscular funciona como um computador analisando a extensão das fibras musculares esqueléticas que o rodeiam. Se a extensão das fibras musculares extrafusais circundantes é menor que a do fuso, a frequência dos impulsos nervosos disparados pelos receptores é reduzida. Quando a porção central do fuso é estirada pela atividade eferente gama, seus receptores sensoriais descarregam mais impulsos nervosos, que

excitam reflexamente os motoneurônios para ativar as fibras musculares extrafusais, mecanismo este importante na regulação do tônus postural (LEHMKUHL e SMITH, 1989).

HALL (1993) comenta que existem duas respostas gerais dos fusos musculares estirados: a) início do reflexo de estiramento ou miotático; b) inibição do desenvolvimento de tensão nos músculos antagonistas – inibição recíproca.

O reflexo de estiramento (fig. 3) é provocado pela ativação dos fusos musculares de um músculo estirado. Esta resposta rápida envolve transmissão neural através de uma única sinapse, com neurônios aferentes carregando estímulos dos fusos à medula espinhal e neurônios eferentes retornando um sinal excitatório da medula espinhal até o músculo, resultando em contração nos músculos onde estavam os fusos (BRICOT, 1999; HALL, 1993).

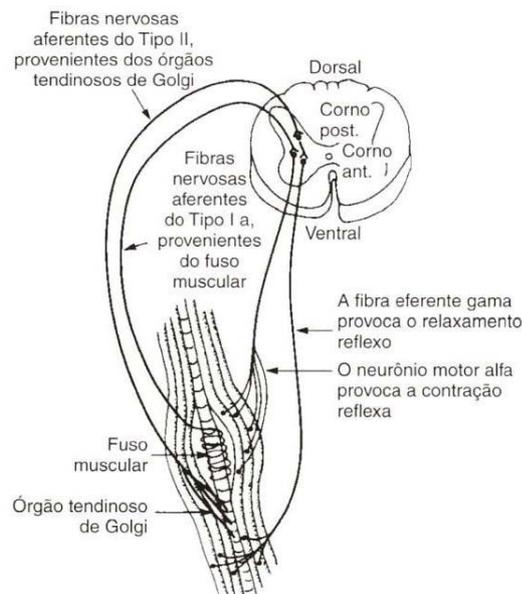


Figura 3 – Diagrama representando o reflexo de estiramento.
Fonte: Modificado de: PRENTICE (2002).

A inibição recíproca pode ser usada para tratar câibras musculares. A contração ativa de um grupo muscular agonista provoca inibição reflexa da musculatura antagonista, levando ao relaxamento muscular (HALL, 1993).

1.2.2 VIAS PROPRIOCEPTIVAS

A principal via sensorial propioceptiva é a via coluna dorsal-lemnisco medial citada por GUYTON (1992). A via coluna dorsal-lemnisco medial (fig. 4) leva informações ao sistema nervoso central sobre tato e vibração na pele, bem como os sinais propioceptivos dos membros. A maior parte dos sinais originados nos mecanorreceptores chega à medula através de fibras nervosas de grande calibre, por meio das raízes posteriores dos nervos espinhais e dos gânglios espinhais, dividindo-se em dois ramos. Um destes ramos termina na substância medular cinzenta local, provocando atividade medular local e reflexos medulares. O outro ramo dirige-se para cima, passando pelas colunas brancas dorsais e ascende até os níveis mais inferiores do bulbo, terminando nos núcleos das colunas dorsais. Os neurônios dos núcleos das colunas dorsais emitem axônios que cruzam para o lado oposto do bulbo. Em seguida, ascendem pelo tronco cerebral, em uma coluna de fibras chamadas lemnisco medial, para terminar no complexo ventrobasal do tálamo, uma área talâmica situada na região ventral pósterolateral. A esse nível, as fibras formam sinapses com outros neurônios que enviam suas fibras, através da cápsula interna, para o terminal no córtex cerebral somestésico ou somatossensorial primário (área 3), localizado nos dois primeiros centímetros do córtex parietal, por trás do sulco central. Portanto, a via sensorial dorsal é formada por três neurônios (GYUTON, 1992; MACHADO, 1993):

- neurônios de primeira ordem ou neurônio I: localizam-se nos gânglios espinhais. O prolongamento periférico conecta-se aos mecanorreceptores e ao prolongamento central, penetrando na medula pela divisão medial da raiz posterior e dividindo-se em um ramo descendente curto e um ramo descendente longo, ambos situados nos fascículos grácil e cuneiforme, terminando no bulbo, onde fazem sinapses com os neurônios de segunda ordem;

- neurônios de segunda ordem ou neurônios II: localizam-se nos núcleos grácil e cuneiforme do bulbo. Os axônios dirigem-se ventralmente, constituindo as fibras arqueadas internas, cruzam o plano mediano e seguem cranialmente para formar o lemnisco medial, terminando no tálamo, onde fazem sinapses com os neurônios III;
- neurônios de terceira ordem ou neurônios III: estão situados no núcleo ventral pósterolateral do tálamo, originando axônios que seguem à área somestésica passando pela cápsula interna e coroa radiada.

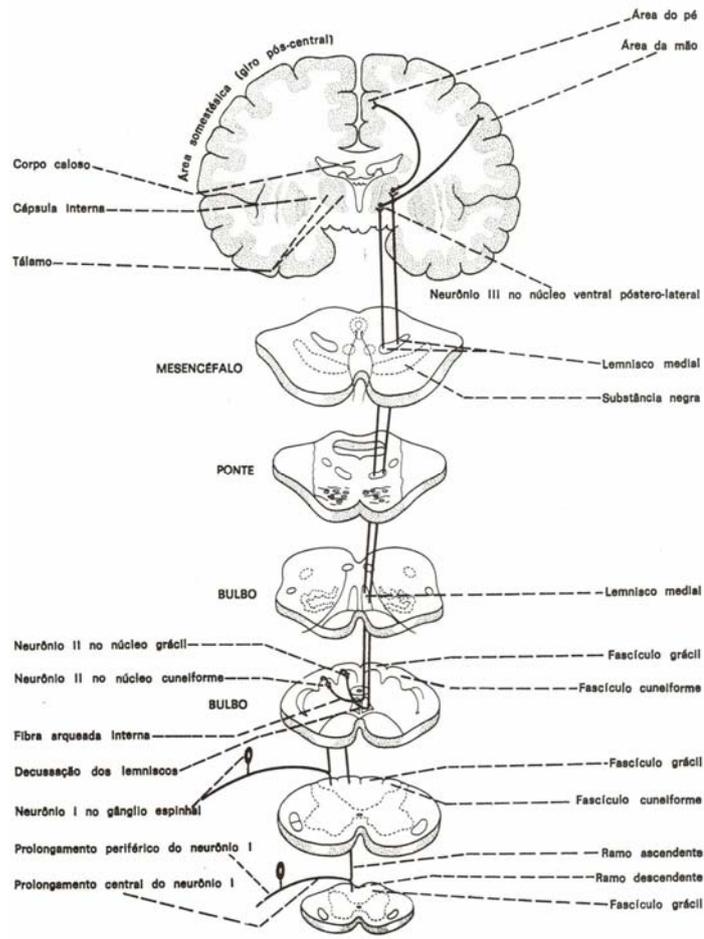


Figura 4 - Via colúmbica dorsal-lemnisco medial.
 Fonte: Modificado de: MACHADO (1993).

MACHADO (1993) descreve também a via de propriocepção inconsciente, composta por neurônios I e II. Os neurônios I localizam-se nos gânglios espinhais das raízes dorsais. O prolongamento periférico conecta-se aos mecanorreceptores (fusos musculares e OTGs) e o prolongamento central penetra na medula pela divisão medial da raiz posterior, dividindo-se em um ramo ascendente longo e um ramo descendente curto, que terminam fazendo sinapse com os neurônios II da coluna posterior ou no núcleo cuneiforme acessório do bulbo. Os neurônios II podem estar em três posições, originando três vias diferentes até o cerebelo.

1.3 ELETROMIOGRAFIA

Atualmente, a fisioterapia vem se desenvolvendo em ritmo acelerado e promovendo novos campos de trabalho aos profissionais que constantemente são habilitados e lançados no mercado competitivo, o que traz a necessidade de novas comprovações e inovações nas áreas de atuação e proporciona aos profissionais maior segurança e confiabilidade para desempenharem suas funções.

Na ânsia de estar averiguando novas formas de tratamento, a ciência vem inovando quanto às formas de avaliação e na verificação do que é mais apropriado através de novas técnicas, métodos avaliativos e aparelhos. Um exemplo é a eletromiografia de superfície (EMGS), que é um dos métodos de avaliação mais utilizados para a interpretação e confirmação de doenças que envolvem o sistema muscular.

A eletromiografia é uma técnica que permite o registro dos sinais elétricos gerados pela despolarização das membranas das células musculares. Esta técnica possibilita o registro

da atividade muscular durante o movimento, não fornecendo informações sobre o torque produzido pelos músculos analisados (OCARINO *et al*, 2005).

A energia gerada pelos músculos é a fonte do sinal eletromiográfico, o que é detectado primeiramente pelos eletrodos (SODERBERG e KNUTSON, 2000). Para a coleta do sinal eletromiográfico existem diversos modelos de eletrodos que podem ser divididos, de maneira geral, em dois tipos: eletrodos de superfície e eletrodos intramusculares. O fator determinante para a escolha do tipo de eletrodo é a localização e a profundidade do músculo que se quer analisar. No caso de músculos superficiais, os eletrodos de superfície devem ser utilizados, no entanto, no caso de músculos profundos, os eletrodos intramusculares devem ser escolhidos (OCARINO *et al*, 2005).

Os eletrodos de superfície estão prontamente disponíveis, são de fácil aplicação e livre de qualquer desconforto, enquanto que, os eletrodos intramusculares apresentam dificuldade de posicionamento correto sobre o mesmo local e o desconforto causado para o usuário. Os eletrodos de superfície são de uso individual, descartáveis, de baixo custo e apresentam várias formas e diâmetros. Entretanto, com o uso dos eletrodos de superfície, pode ocorrer a situação rotulada como “conversa” de cruz, pois estes eletrodos não são seletivos a um determinado músculo, podendo captar atividade elétrica de músculos adjacentes (MORRENHOF e ABBINK, 1985; KOH e GRABINER, 1993).

Os sinais eletromiográficos podem ser quantificados, ou seja, é possível obter informações objetivas relacionadas à amplitude desses sinais. A amplitude da atividade muscular representa a quantidade de energia gasta para a realização de uma determinada contração (SODERBERG e KNUTSON, 2000).

Existem duas formas principais de analisar a intensidade dos sinais eletromiográficos: a eletromiografia integrada e a Root Mean Square (RMS). A

eletromiografia integrada é a soma dos produtos da intensidade eletromiográfica pelo período de coleta dos sinais, que é inversamente proporcional à frequência de coleta. Já a RMS quantifica o sinal eletromiográfico da seguinte forma: elevam-se os dados ao quadrado, obtém-se a média dos valores resultantes e finalmente extrai-se a raiz quadrada do valor médio obtido (OCARINO *et al*, 2005).

As aplicações específicas da EMGS nas pesquisas em fisioterapia são inúmeras. Os terapeutas não estão mais preocupados em estudar os potenciais de unidades motoras isoladas, mas sim observar os padrões de resposta muscular em relação ao esforço e o tipo de contração muscular em relação à posição articular, com o intuito de determinar se suas metas terapêuticas estão sendo alcançadas e investigar a eficiência dos métodos de tratamentos das mais variadas patologias (ANDRADE *et al*, 2001). Assim, o registro da resposta muscular é importante para determinar o grau da atividade elétrica muscular durante o treinamento da reeducação muscular proprioceptiva.

Em certas áreas da fisioterapia, existem programas de tratamento bastante precisos baseados em evidências científicas que fornecem ao fisioterapeuta inexperiente um ponto de início seguro. Entretanto, em outras áreas, os conselhos e as diretrizes são muito mais amplos e empíricos, tornando-se fundamental a busca da comprovação científica para que os tratamentos se tornem mais seguros e eficazes.

Este trabalho tem como principal objetivo observar se as técnicas fisioterapêuticas empregadas são realmente efetivas, averiguando a atividade elétrica dos músculos glúteo máximo, retofemoral, isquiotibial, gastrocnêmio e tibial anterior, antes, durante e após o treinamento proprioceptivo realizado com os aparelhos mecanoterápicos trampolim e balancin proprioceptivo, métodos estes comumente empregados durante a reabilitação e reeducação neuromuscular de diversas patologias.

A partir desse levantamento será possível avaliar qual equipamento mecanoterápico apresentará uma resposta elétrica maior após o treinamento proprioceptivo, o tempo necessário para que o efeito realmente ocorra e se toda a musculatura responde de forma uniforme ao treinamento proprioceptivo.

Um programa abrangente de reabilitação não deve desprezar o componente de controle neuromuscular necessário para a estabilidade articular. O reparo cirúrgico somente não prepara uma articulação para as modificações bruscas que constantemente é exposta. O conhecimento do comportamento muscular nos diversos aparelhos proprioceptivos dará ao fisioterapeuta condições de reabilitar de forma mais rápida e efetiva os distúrbios que acometem o sistema locomotor. A propriocepção consciente e inconsciente são essenciais não somente para um bom funcionamento articular nos desportos e em outras tarefas diárias, como também para a estabilização reflexa articular e muscular.

Assim, as pesquisas que buscam a comprovação científica das técnicas já existentes possibilitam o surgimento de novas metas de tratamento, tornando a reabilitação mais rápida e efetiva, além de levantar dados para futuros estudos.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

- Analisar através da eletromiografia de superfície, a atividade elétrica muscular antes, durante e após o treinamento proprioceptivo.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Mensurar a atividade elétrica dos músculos glúteo máximo, retofemoral, isquiotibial, gastrocnêmio e tibial anterior, individualmente, antes e após o treinamento proprioceptivo.
- Analisar se os padrões da atividade elétrica muscular em ambos os aparelhos mecanoterápicos são de forma semelhantes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PARTICIPANTES

A pesquisa foi realizada através de um estudo analítico quasi-experimental pré e pós-teste. Para a realização do trabalho foram selecionados 20 sujeitos do sexo feminino do curso de fisioterapia da UNIGRAN com idade média de 20,4 anos (variando de 18 a 26 anos) e de acordo com os seguintes critérios de inclusão: índice de massa corporal < 25 e sedentários. Foram excluídos do processo de seleção, aqueles que apresentaram história prévia de cirurgia ou lesão no sistema osteomioarticular das articulações do quadril, joelho e tornozelo; dor ou desconforto nos músculos glúteo máximo, retofemoral, isquiotibial, gastrocnêmio e tibial anterior; sinais positivos dos testes aplicados na articulação do joelho, quadril e tornozelo realizados na avaliação cinesiológica.

Na avaliação do joelho foram realizados os seguintes testes: Teste de McMurray: verifica se há ruptura do menisco durante a flexão e extensão do joelho; Teste de Compressão de Apley e de Tração: auxilia no diagnóstico de ruptura do menisco e lesão ligamentar; Teste do Estalido Redutor: verifica se há ruptura ou deslocamento do menisco; Teste do Final de Extensão Abrupto: avalia a presença de falhas na extensão completa da articulação do joelho; Teste de Compressão Patelar: verifica o estado das superfícies articulares da patela e do sulco troclear do fêmur; Teste de Apreensão para Deslocamento e Sub-luxação Patelar: destina-se a determinar se a patela está propensa ao deslocamento lateral; Sinal de Tinel: verifica se há dor

à percussão em torno da face medial do tubérculo tibial, onde corre o ramo infrapatelar do nervo safeno.

Para o exame do quadril foram realizados: Teste de Trendelenburg: avalia a força muscular para sustentação da pelve; Teste para Determinar a Diferença de Comprimento Entre os Membros Inferiores: verifica se há encurtamento de um membro em relação a outro e se a discrepância é real ou aparente; Teste para Luxação Congênita do Quadril: destina-se a confirmar a presença de luxação congênita do quadril; Teste de Thomas: avalia o alcance de flexão do quadril e a presença de contraturas.

Testes realizados na avaliação cinesiológica da articulação do tornozelo: Teste para Pé Plano Rígido ou Flexível: avalia a característica do pé plano, podendo ser flexível, quando apresenta variações visíveis no arco longitudinal dependendo da posição, ou rígido, quando não há alteração do mesmo; Teste de Torção Tibial: verifica se há torção tibial interna; Teste de Dorsiflexão do Tornozelo: avalia se há comprometimento muscular quando o tornozelo não pode ser dorsifletido ou levado á posição de flexão plantar; Sinal de Homan: destina-se a verificar se há presença de trombozes venosas profundas nas panturrilhas.

Os indivíduos foram submetidos a uma avaliação clínica de acordo com os critérios de HOPPENFELD (2002) modificados, para anamnese e exame físico (anexo 1), com o intuito de garantir a ausência de qualquer alteração no sistema osteomioarticular, para a confirmação dos critérios de inclusão.

3.2 APARATO EXPERIMENTAL

Balancin proprioceptivo marca Carci (fig. – 05); Cama elástica marca ISP, tamanho 90 cm (fig. – 06); Goniômetro articular da marca Carci (fig. 07);



Figura 05



Figura 06

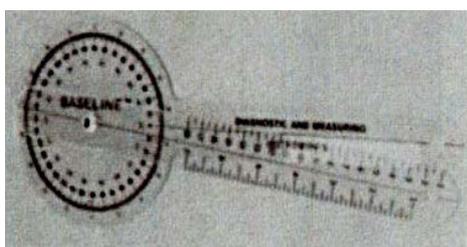


Figura 07

Eletromiógrafo de superfície da marca EMG SYSTEM do Brasil (fig. 08) que possui as seguintes características: Placa de conversão analógico-digital (A/D) de 12 bits de resolução; Amplificador com 08 canais; Software de coleta de sinais plataforma Windows; 04 eletrodos ativos com cabo de dois metros, blindado e clipe de pressão na extremidade; Frequência: 35.000 amostra; Faixa de leitura do conversor A/D: 5 V, 2,5 V e 1 V, configurável por software; Suporte para interrupção.



Figura - 08

Eletrodo de EMG Superfície: 50 unidades. Marca Kobme – Ag / AgCl – Gel Sólido – Adesivo (tempo de duração 72 a 96 h). Tele 716 / Espuma – Adulto – Formato Oval 43 x 45 mm.

3.3 PROCEDIMENTO

A pesquisa foi desenvolvida no Centro Universitário da Grande Dourados – UNIGRAN, que dispõe de um amplo espaço físico para a realização do trabalho, bem como de um aparelho de eletromiografia, da cama elástica e do balancin proprioceptivo necessários para viabilizar o estudo.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos do Centro Universitário da Grande Dourados – UNIGRAN (protocolo 080/06, anexo 2). Os indivíduos selecionados assinaram o termo de consentimento informado de participação no estudo de acordo com o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (segundo a resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96 – anexo 3), relatando todos os benefícios e riscos da pesquisa.

Após a avaliação, cada participante recebeu um respectivo número e os grupos foram selecionados aleatoriamente através de um sorteio. Os 10 primeiros indivíduos sorteados foram selecionados para o grupo 1, para treinamento com o balancin proprioceptivo, e os outros 10 participantes para o grupo 2, para o treinamento com a cama elástica.

Em seguida, os grupos 1 e 2 foram submetidos ao treinamento com o balancin proprioceptivo e a cama elástica, respectivamente, onde cada participante permaneceu por 30 segundos com o membro inferior direito em flexão de 30 graus com os pés desnudos, jogando uma bolinha ao solo para inibir o controle consciente do equilíbrio corporal (figura 5a e 5b), com intervalo de repouso de 30 segundos entre as séries, totalizando 5 minutos de terapia. A angulação foi mantida através de um goniômetro para que o indivíduo não mudasse a posição

do membro durante o tratamento. O treinamento foi realizado com 5 sessões semanais, no período de 2 semanas, totalizando 10 sessões.



Grupo 1- figura 9a



Grupo 2- figura 9b

Fonte: autor

Figura 9a e 9b – Posicionamento do membro no balanço (fig. 9a) e na cama elástica (fig. 9b) durante o treinamento proprioceptivo.

3.4 REGISTRO ELETROMIOGRÁFICO

A coleta de dados foi realizada através de um aparelho de eletromiografia de superfície, onde foram observadas as atividades elétricas dos músculos glúteo máximo, retofemoral, isquiotibial, gastrocnêmio e tibial anterior, antes e após o treinamento proprioceptivo na 1^a e 10^a sessões.

Os eletrodos foram colocados sobre a pele, respeitando os seguintes posicionamentos:

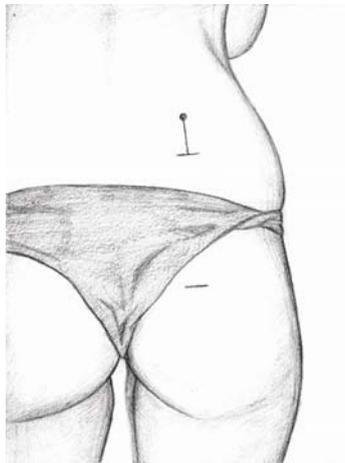


Figura 10a

Fonte: autor.

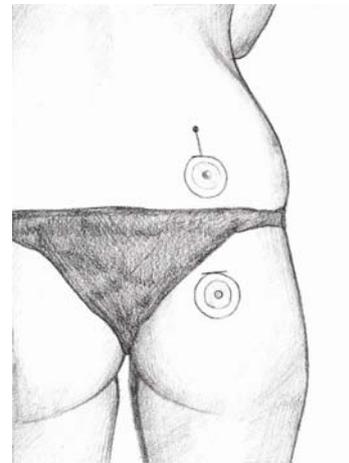


Figura 10b

Figura 10a e 10b – Posicionamento dos eletrodos no músculo glúteo máximo. Fig. 10a, marcação dos pontos de referencia. Fig. 10b, os eletrodos: o primeiro eletrodo 2 cm abaixo da crista ilíaca pósterio-superior e o segundo 5 cm abaixo do primeiro.

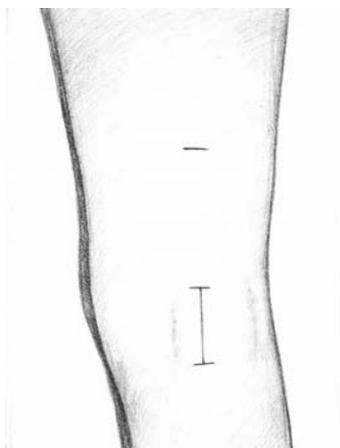


Figura 11a

Fonte: autor.

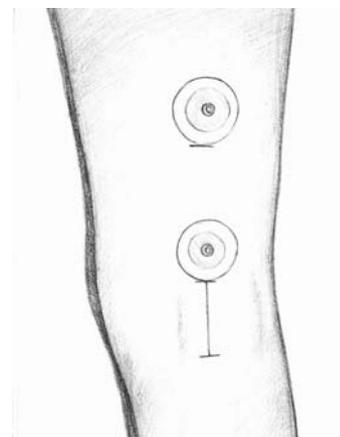


Figura 11b

Figura 11a e 11b – Posicionamento dos eletrodos no músculo isquiotibiais. Fig. 11a, marcação dos pontos de referencia. Fig. 11b, eletrodos: o primeiro eletrodo 5 cm acima da região central da linha poplíteia e o segundo 10 cm acima do primeiro.

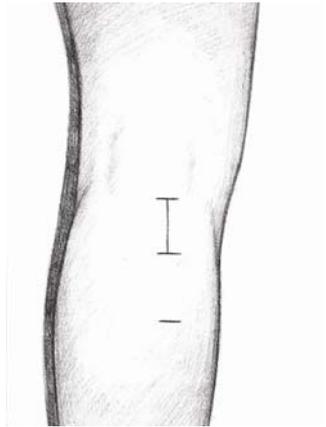


Figura 12a

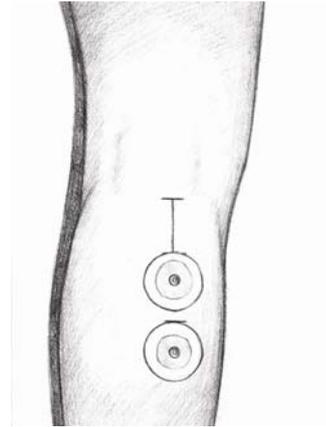


Figura 12b

Fonte: autor

Figura 12a e 12b – Posicionamento dos eletrodos no músculo gastrocnêmio. Fig. 12a, marcação dos pontos de referencia. Fig. 12b, eletrodos: o primeiro eletrodo posicionado 2 cm abaixo da linha poplíteia e o segundo 5 cm abaixo em relação ao primeiro.

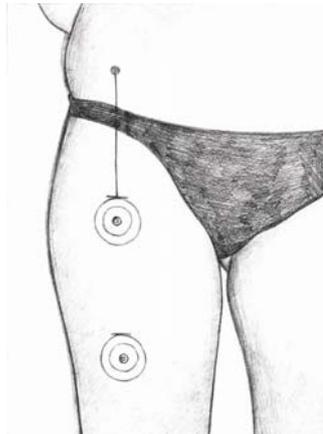


Figura 13
Fonte: autor

Figura 13 – Posicionamento dos eletrodos no músculo retofemoral – o primeiro eletrodo 10 cm abaixo da crista ilíaca ântero-superior e o segundo 10 cm abaixo em relação ao primeiro.

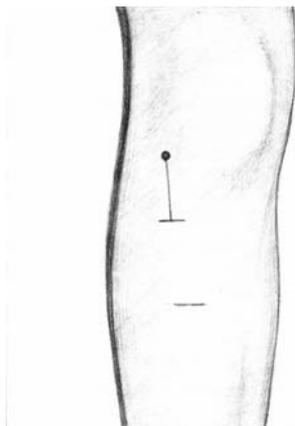


Figura 14a

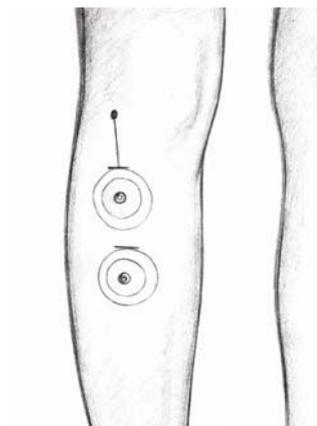


Figura 14b

Fonte: autor

Figura 14a e 14b – Posicionamento dos eletrodos no músculo tibial anterior – Fig. 14a, marcação dos pontos de referencia. Fig. 14b, o primeiro eletrodo 2 cm abaixo do côndilo tibial medial e o segundo 3 cm abaixo em relação ao primeiro, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas.

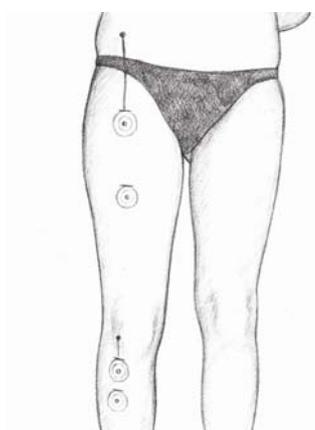


Figura 15a

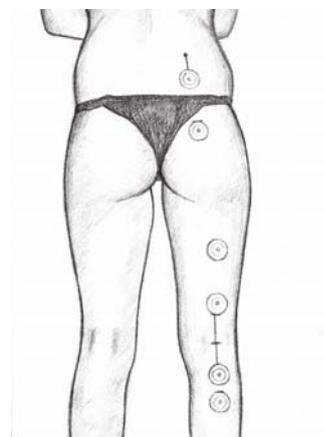


Figura 15b

Fonte: autor

Figura 15a e 15b - Posicionamento final dos eletrodos na vista anterior (15a) e posterior (15b).

Os eletrodos autocolantes foram fixados à pele após a limpeza e assepsia da região com álcool 70% e tricotomia quando necessário, visando à diminuição da resistência cutânea. Na interface eletrodo/pele foi utilizado um gel condutor.

É muito importante durante a captação do sinal elétrico a utilização do eletrodo de referência - eletrodo “terra” - que é colocado em um ponto neutro, sendo que este eletrodo foi posicionado na articulação do punho esquerdo de todos os participantes.

Para a detecção do sinal eletromiográfico foi utilizado um ganho de 1000 Hz, com filtro de passa banda entre 20 e 500 Hz, que é a banda passante de um filtro correspondente aos valores de frequência situados entre o filtro de corte de baixas frequências (passa-alta) e o filtro de corte de frequências altas (passa-baixa). Para o processamento dos dados no eletromiógrafo de superfície foi utilizado o valor RMS (raiz quadrática média), correspondente à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia, amplitude das ondas e a frequência dos estímulos (OLIVEIRA *et al.*, 2003).

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises foram feitas utilizando o programa SPSS 13[®] (Statistic Package for the Social Sciences, Chicago, IL, USA). Todos os testes utilizados foram de duas caudas. O nível de significância (p-valor) foi estabelecido em <0,05. Foi utilizado o teste de ANOVA para Medidas Repetidas e utilizado também o método de Bonferroni para os testes post-hoc.

4. RESULTADOS

A coleta do sinal eletromiográfico no solo foi realizada antes e após a coleta do sinal eletromiográfico nos equipamentos, tanto na primeira avaliação, que foi realizada antes do treinamento proprioceptivo, quanto na segunda avaliação, realizada após o término das 10 sessões do treinamento. Para a obtenção dos registros eletromiográficos das duas avaliações realizadas no solo, os dados foram submetidos à média das somatórias dos valores colhidos antes e após a coleta dos dados nos equipamentos.

Ao analisar a tabela 01, pode-se observar que a cama elástica apresentou uma diminuição no valor médio do sinal RMS entre a primeira e a segunda avaliação no equipamento em três dos cinco músculos pesquisados. Após o término das 10 sessões do treinamento proprioceptivo, o valor médio do sinal RMS diminuiu nos músculos glúteo máximo, gastrocnêmio e retofemoral. Entretanto, para os músculos isquiotibial e tibial anterior à média do sinal RMS apresentou um aumento.

Tabela 01 – Demonstração da média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% da média das mensurações realizadas no grupo da cama elástica.

MÚSCULOS		ISQUIOTIBIAL	GLÚTEO MÁXIMO	GASTROCNÊMIO	RETOFEMORAL	TIBIAL ANTERIOR
1ª AVALIAÇÃO SOLO	Média	238.95	334.95	324.70	405.15	414.75
	Desvio padrão	29.39	82.75	64.15	91.26	213.35
	Intervalo de confiança limite superior	217.92	275.75	278.81	339.87	262.13
	de 95% da média limite inferior	259.98	394.15	370.59	470.43	567.37
1ª AVALIAÇÃO EQUIPAMENTO	Média	399.10	397.80	499.20	583.50	21.90
	Desvio padrão	439.77	338.51	366.26	327.30	13.63
	Intervalo de confiança limite superior	84.51	155.65	237.19	349.36	12.15
	de 95% da média limite inferior	713.69	639.95	761.21	817.64	31.65
2ª AVALIAÇÃO SOLO	Média	252.05	386.40	297.60	437.45	487.85
	Desvio padrão	31.40	115.06	43.63	95.09	133.82
	Intervalo de confiança limite superior	229.59	304.09	266.39	369.43	392.12
	de 95% da média limite inferior	274.51	468.71	328.81	505.47	583.58
2ª AVALIAÇÃO EQUIPAMENTO	Média	487.10	353.80	441.20	516.60	515.30
	Desvio padrão	95.23	327.57	88.11	206.00	383.45
	Intervalo de confiança limite superior	418.98	119.47	378.17	369.24	241.00
	de 95% da média limite inferior	555.22	588.13	504.23	663.96	789.60

Fonte: autor

A tabela 02 refere-se aos valores médios do sinal RMS do grupo tratado com o balancin. Ao comparar as médias do sinal RMS da coleta no equipamento na primeira e na segunda avaliação nos músculos pesquisados, após as 10 sessões de treinamento, observou-se um aumento da atividade elétrica coletada na segunda avaliação nos músculos isquiotibial, retofemoral, glúteo máximo e tibial anterior. No entanto, o músculo gastrocnêmio apresentou uma diminuição no sinal eletromiográfico coletado na segunda avaliação.

Tabela 02 – Demonstração da média, desvio padrão e intervalo de confiança de 95% da média das mensurações realizadas no grupo do balancin.

MÚSCULOS		ISQUIOTIBIAL	GLÚTEO MÁXIMO	GASTROCNÊMIO	RETOFEMORAL	TIBIAL ANTERIOR
1ª AVALIAÇÃO SOLO	Média	269.35	324.65	342.05	432.05	331.55
	Desvio padrão	78.11	157.55	91.03	142.38	210.26
	Intervalo de confiança limite superior	213.48	211.94	276.93	330.20	181.14
	de 95% da média limite inferior	325.22	437.36	407.17	533.90	481.96
1ª AVALIAÇÃO EQUIPAMENTO	Média	361.30	341.90	541.10	477.60	165.70
	Desvio padrão	319.59	310.78	307.77	433.67	287.57
	Intervalo de confiança limite superior	132.68	119.58	320.93	167.37	-40.01
	de 95% da média limite inferior	589.92	564.22	761.27	787.83	371.41
2ª AVALIAÇÃO SOLO	Média	291.90	328.15	313.50	472.80	532.85
	Desvio padrão	66.71	142.00	77.24	110.01	125.20
	Intervalo de confiança limite superior	244.18	226.57	258.24	394.10	443.29
	de 95% da média limite inferior	339.62	429.73	368.76	551.50	622.41
2ª AVALIAÇÃO EQUIPAMENTO	Média	499.70	512.80	423.30	520.60	248.10
	Desvio padrão	310.14	307.42	243.49	414.04	390.52
	Intervalo de confiança limite superior	277.84	292.88	249.12	224.42	-31.26
	de 95% da média limite inferior	721.56	732.72	597.48	816.78	527.46

Através da figura 16, pode-se observar a comparação do sinal RMS entre os grupos pesquisados balancin e cama elástica. Já a figura 17 refere-se à comparação do sinal RMS

dentro dos próprios grupos, para o músculo glúteo máximo. Ao realizar a análise estatística não foram identificadas diferenças significativas dentro de nenhum dos grupos (Cama elástica: $F_{3, 27}=0,128$, $p=0,942$; Balancim: $F_{3, 27}=1,743$, $p=0,182$), revelando que tanto o balancim como a cama elástica não alteraram o sinal RMS do músculo glúteo máximo após o treinamento proprioceptivo e, em relação a atividade elétrica muscular, ambos os equipamentos apresentaram o mesmo comportamento.

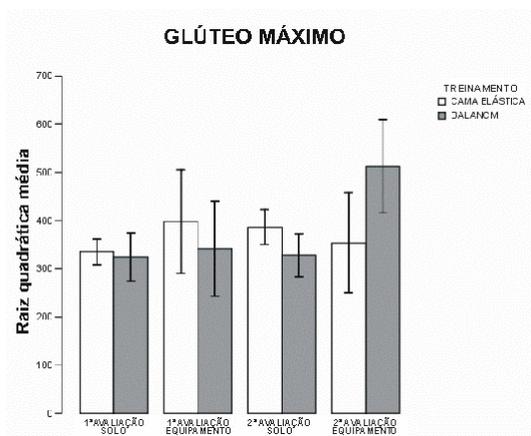


Figura - 16

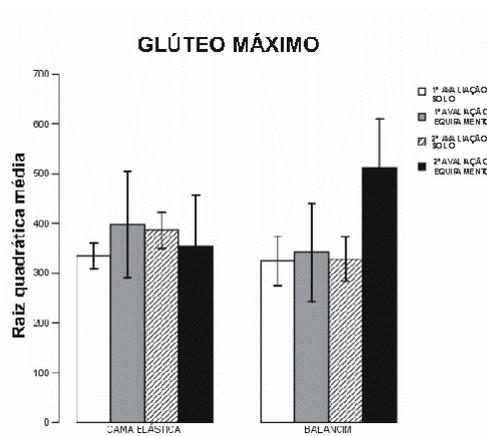


Figura - 17

Figuras 16 e 17 – Comparações da onda RMS entre os grupos pesquisados (fig. 16) e entre os próprios grupos (fig. - 17).

A comparação do sinal RMS para o músculo isquiotibial pode ser observada na figura 18. Entre os grupos estudados não houve diferenças estatisticamente significativas, mas pode-se observar uma tendência ao aumento do sinal eletromiográfico em ambos os equipamentos após as 10 sessões de treinamento proprioceptivo. A figura 19 apresenta as comparações entre as medidas realizadas, dentro de cada grupo de treinamento, demonstrando a existência de diferenças entre as medidas para o músculo isquiotibial dentro do grupo 2, que foi treinado com a cama elástica ($F_{3, 27}=3,034$, $p=0,046$). Comparações múltiplas entre as medidas encontraram diferenças entre as medidas 1 (1ª avaliação no solo) e 4 (2ª avaliação no equipamento) ($p<0,001$) e 3 (2ª avaliação no solo) e 4 (2ª avaliação no equipamento) ($p<0,001$). Em ambas as situações, a figura 19 revela que a atividade muscular é maior

durante o treinamento proprioceptivo com o equipamento após as 10 sessões quando comparada com a atividade elétrica muscular no solo nas duas coletas. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as medidas coletadas neste músculo no grupo tratado com o balancin ($F_{3, 27}=2,344, p=0,095$).

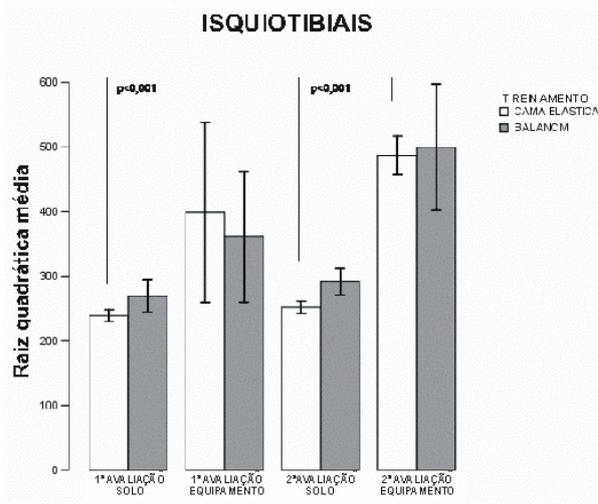


Figura – 18

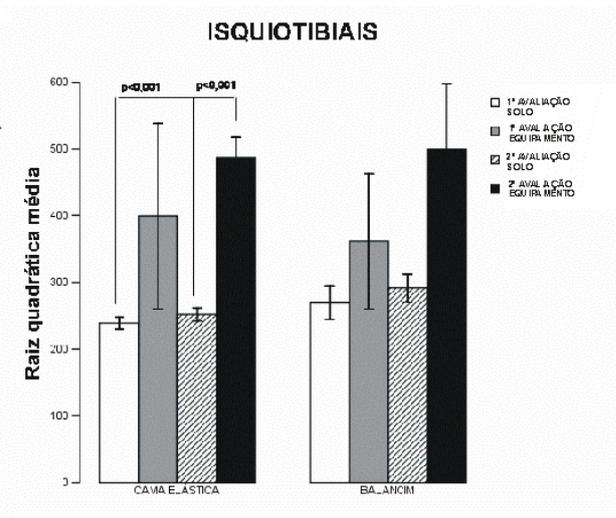


Figura – 19

Figuras 18 e 19 - Comparações da onda RMS entre os grupos pesquisados para o músculo isquiotibial (fig. 18) e entre os próprios grupos (fig. – 19).

Analisando as comparações do sinal RMS do músculo retofemoral entre a cama elástica e o balancin (fig. 20), assim como dentro de cada grupo (fig. 21), observou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas em nenhum dos grupos (Cama elástica: $F_{3, 27}=1,451, p=0,250$; Balancin: $F_{3, 27}=0,131, p=0,941$), demonstrando que a terapia proprioceptiva realizada, com ambos os equipamentos, não desencadeou alteração na atividade elétrica do músculo analisado.

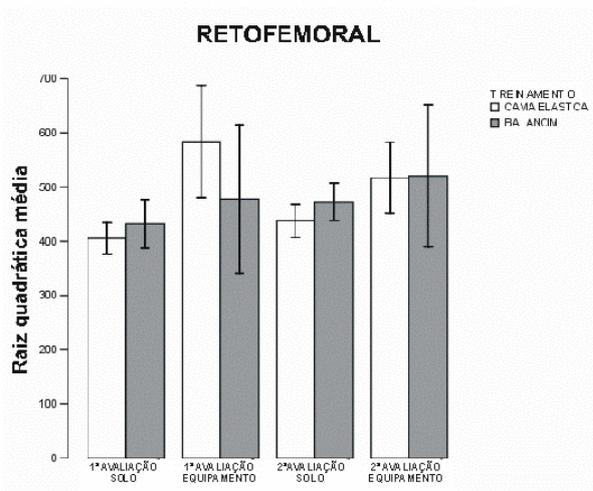


Figura – 20

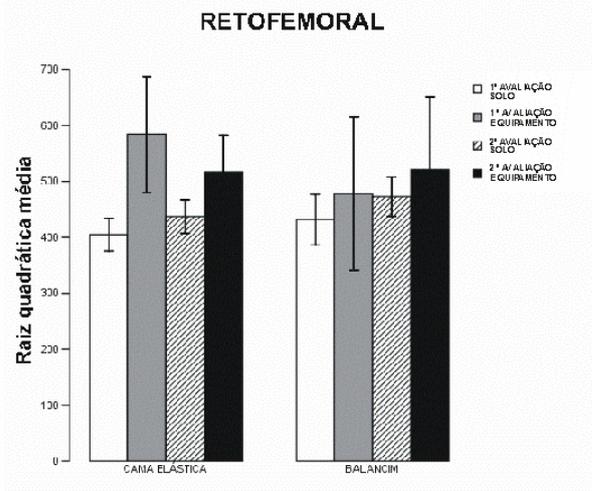


Figura – 21

Figuras 20 e 21 - Variações da onda RMS entre os grupos pesquisados (fig. 20) e entre os próprios grupos (fig. – 21).

Nota-se, na figura 22, que relata a atividade muscular do gastrocnêmio, que o registro do sinal RMS apresentou uma tendência à diminuição em ambos os equipamentos, sendo que na cama elástica a redução foi menor quando comparada com o balancin em relação à primeira e a segunda avaliação realizadas nos equipamentos proprioceptivos. Ainda através da análise da figura 22 verificou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos cama elástica e balancin no sinal RMS, demonstrando que a atuação dos equipamentos sobre o músculo gastrocnêmio tende a ser a mesma. O teste de ANOVA para medidas repetidas não encontrou diferenças estatisticamente significativas no grupo cama elástica ($F_{3,27}=2,484$, $p=0,082$), no entanto o procedimento de comparações múltiplas mostrou diferenças entre as medidas 1 (1ª avaliação no solo) e 4 (2ª avaliação no equipamento) ($p=0,041$) e 3 (2ª avaliação no solo) e 4 (2ª avaliação no equipamento) ($p=0,006$), o que pode estar relacionado a um tamanho de amostra pequeno. Para o grupo do balancin não foram encontradas diferenças significativas entre as medidas realizadas neste músculo (fig. 23).

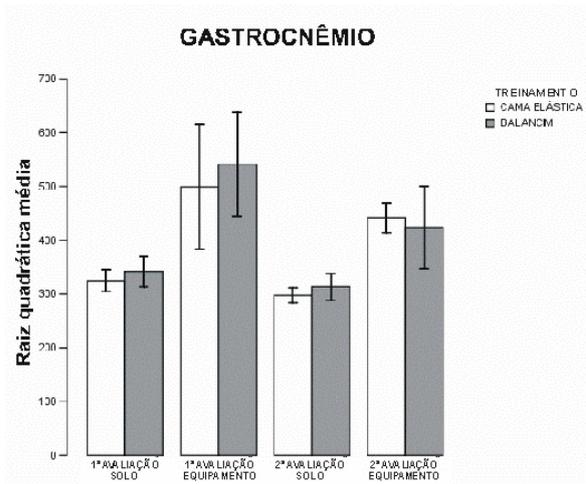


Figura – 22

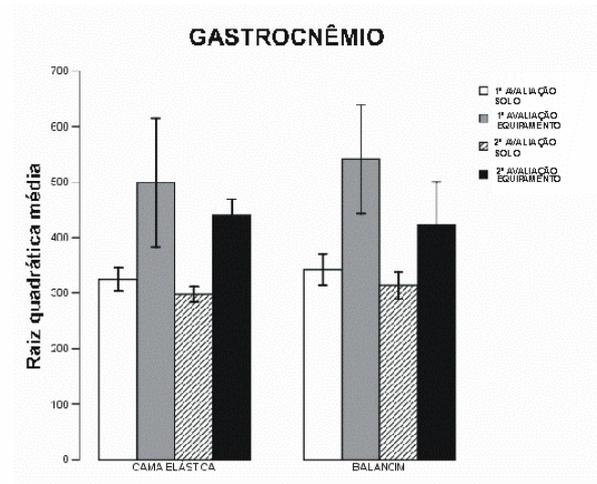


Figura – 23

Figuras 22 e 23 – Valores médios da onda RMS entre os grupos pesquisados (fig. 22) e entre os próprios grupos (fig. – 23).

Para o músculo tibial anterior, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas dentro dos dois grupos (Cama elástica: $F_{3, 27}=9,800$, $p<0,001$; Balancim: $F_{3, 27}=2,963$, $p=0,050$). Dentro do grupo da cama elástica as comparações múltiplas mostraram diferenças entre as medidas 1 (1ª avaliação no solo) e 2 (1ª avaliação no equipamento) ($p=0,002$), 2 (1ª avaliação no equipamento) e 3 (2ª avaliação no solo) ($p<0,001$) e 2 (1ª avaliação no equipamento) e 4 (2ª avaliação no equipamento) ($p=0,019$). Em relação à diferença no sinal RMS nas medidas 1 (1ª avaliação no solo), 2 (1ª avaliação no equipamento) e 3 (2ª avaliação no solo) a figura 24 demonstra que a atividade elétrica do músculo tibial anterior foi menor no equipamento, quando comparada com as análises da primeira avaliação no solo e após o término das 10 sessões do treinamento proprioceptivo. Já a comparação do sinal RMS durante a coleta da primeira avaliação no equipamento (coleta 2) em relação a segunda avaliação no equipamento (coleta 4) apresentou um aumento significativo do sinal elétrico muscular após o treinamento proprioceptivo. Dentro do grupo balancim foram encontradas diferenças entre as medidas 2 (1ª avaliação no equipamento) e 3 (2ª avaliação no solo) ($p=0,050$), demonstrando que o sinal RMS foi menor no equipamento na primeira

avaliação quando comparado com a coleta realizada no solo após as 10 sessões de treinamento proprioceptivo.

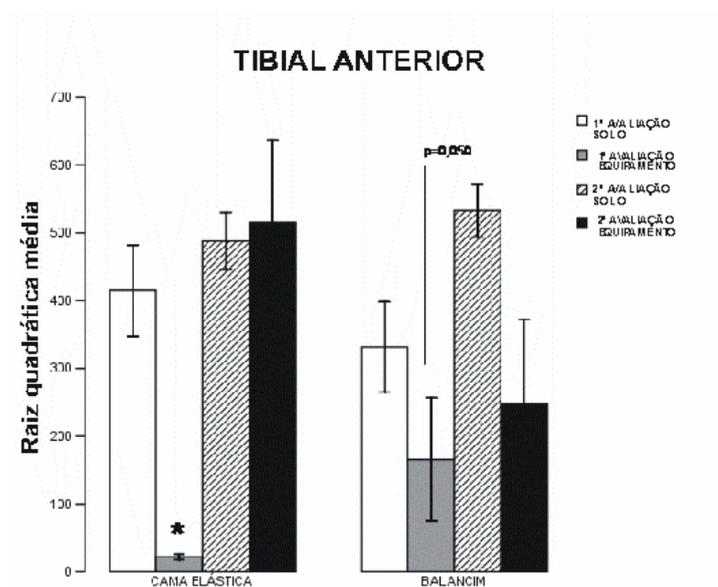


Figura 24 – Valores médios da onda RMS entre os próprios grupos.

*: Diferente das outras medidas dentro do mesmo grupo.

5. DISCUSSÃO

PRENTICE (2002) relata que os exercícios em cadeia cinética fechada recrutam os músculos do pé, do tornozelo, do joelho e do quadril de forma a reproduzir a carga normal, sendo as forças de movimentos em todas as articulações dentro da cadeia cinética, semelhantes à mecânica funcional. Estas afirmativas estão de acordo com COHEN e ABDALLA (2005) que ressaltam que, para a realização de um bom treinamento sensoriomotor, devem ser utilizados exercícios de equilíbrio, exercícios de cadeia cinética fechada com apoio bipodálico ou monopodálico e que seja feito, também, treinamento específico para a prática esportiva.

Para PRENTICE (2002) os exercícios em cadeia cinética fechada utilizam combinações de contrações isométrica, concêntrica e excêntrica, as quais devem ocorrer simultaneamente em diferentes grupos musculares, criando o movimento multiplanar em cada articulação dentro da cadeia cinética e, conseqüentemente, aumentando a estabilidade dinâmica e a estimulação dos proprioceptores.

Uma categoria principal de exercício proprioceptivo é o treinamento de equilíbrio em uma atividade mais estática. Nos membros inferiores, atividades podem incluir apoio monopodálico, bipodálico e desequilíbrios provocados pelo próprio exercício (COHEN e ABDALLA, 2005). O balançin e a cama elástica oferecem uma base de apoio instável que ajuda a facilitar o restabelecimento da propriocepção e do senso posicional da articulação (PRENTICE, 2002).

A atividade proprioceptiva pode ser realizada com a utilização ou não de um calçado próprio para atividade física. Recomenda-se que a atividade nos estágios iniciais do treinamento proprioceptivo, a nível ambulatorial, seja feita com os pés desnudos para aumentar a resposta sensorial, pois segundo KANDEL et al (2003) a sensibilidade tátil é mais desenvolvida na pele dos dedos sem pêlos, na superfície palmar da mão, na sola dos pés e nos lábios. Com a evolução do treinamento, o uso do calçado que o indivíduo usa em sua prática esportiva deve ser incorporado para que haja a adaptação sensorial.

A escolha pelos exercícios proprioceptivos em cadeia cinética fechada com apoio unipodal e com os pés desnudos, respeita o que foi preconizado pela literatura como uma das melhores formas de se conseguir uma resposta proprioceptiva mais consciente e efetiva.

Para aplicar os eletrodos de superfície, devem-se determinar distâncias fixas entre os eletrodos e a utilização de pontos de referência, para que não haja captação de diferentes quantidades de atividade elétrica, pois alterações nestas medidas entre uma coleta e outra pode acarretar um erro metodológico (BASMAJIAN E DELUCA, 1985; SODERBERG E COOK,1984), sendo que não há padronização entre a distância inter-eletrodos (DELUCA, 1997).

No presente estudo, os eletrodos foram colocados paralelamente ao sentido da fibra muscular e adotados pontos de referência para que o reposicionamento dos eletrodos fosse igual em todas as coletas, garantindo que as atividades elétricas captadas nas avaliações seriam nas mesmas estruturas musculares. Este método é apoiado por TURKER (1993), que defendem o posicionamento dos eletrodos no sentido paralelo ao das fibras musculares, sendo que um eletrodo colocado perpendicularmente ou em cima do ponto motor pode causar uma interpretação equivocada do sinal eletromiográfico nos eletrodos de superfície.

Para o registro do sinal eletromiográfico foi utilizado o valor do sinal RMS (Root Mean Square - raiz quadrática média), um método alternativo relativamente popular e aceitável que calcula a raiz quadrada média (em millivolts) da atividade elétrica muscular (SODERBERG e KNUTSON, 2000). Essencialmente, este sinal eletromiográfico corresponde à intensidade de uma corrente contínua que produz a mesma potência média do sinal eletromiográfico em análise e, portanto, representa sua amplitude efetiva (OCARINO *et al*, 2005). Ao usar este método, deve-se levar em consideração o período de tempo em cima do qual a média será calculada, um valor que necessita ser consistente com o propósito do estudo. SODERBERG e KNUTSON (2000) relatam que para o uso da EMGS a escolha do tempo na coleta dos dados é de caráter individual do pesquisador.

Com base no descrito acima, o tempo total de coleta do sinal eletromiográfico para esta pesquisa foi padronizado em 30 segundos para todas as análises, respeitando o princípio que, para movimentos mais lentos, pode-se utilizar um período maior de tempo de coleta dos dados eletromiográficos para análise do sinal RMS (ARENDETT *et al* 1991).

Quando se compara a atividade elétrica dos músculos pesquisados em relação à ativação sensorial gerada pelos equipamentos balancin e cama elástica, os resultados não indicaram diferenças estatisticamente significativas em ambos os treinamentos. O padrão de estimulação elétrica muscular na maioria das avaliações apresentou-se o mesmo, demonstrando que ambos os equipamentos estimulam de forma similar os grupos musculares pesquisados.

Estes resultados podem estar relacionados com a resposta dos receptores sensoriais que se adaptam a uma estimulação constante (KANDEL *et al* 2003). Os receptores podem se adaptar rapidamente ou lentamente aos estímulos gerados pela terapia proprioceptiva empregada, desde que, a via de transmissão do sinal sensorial não esteja comprometida. Uma

lesão na articulação pode causar alterações diretas ou indiretas na informação sensorial mantida pelos mecanorreceptores, diminuindo a propriocepção (COHEN e ABDALLA, 2005). Neste aspecto, é bom enfatizar que os participantes da pesquisa não apresentaram lesões no sistema osteomioarticular, favorecendo a adaptação rápida dos mecanorreceptores.

Analisando a atividade muscular dentro dos próprios grupos, verificamos desempenhos diferentes em algumas das análises. No grupo da cama elástica foi possível notar que os músculos glúteo máximo, gastrocnêmio e retofemoral apresentaram uma tendência a diminuição no sinal eletromiográfico após as 10 (dez) sessões do treinamento proprioceptivo, demonstrando que a atividade funcional proprioceptiva realizada estimulou os músculos e as articulações a trabalharem em sincronia e em sinergia entre si, sugerindo um melhor recrutamento muscular e diminuindo o gasto energético durante o treinamento (PRENTICE, 2002).

Em relação aos resultados encontrados do sinal RMS no grupo da cama elástica para os músculos isquiotibial e tibial anterior, houve um aumento na atividade muscular após as 10 sessões do treinamento realizado. A base de apoio da cama elástica para os pés é muito instável e flexível, levando a articulação do tornozelo a realizar movimentos em todos os planos e, conseqüentemente, induzindo uma atividade muscular constante do músculo tibial anterior para tentar estabilizar a articulação do tornozelo.

Os achados para o músculo isquiotibial deve-se, provavelmente, à instabilidade da articulação do joelho na posição semi-flexionada. HAMILL e KNUTZEN (1999) relatam que a articulação do joelho na posição de semi-flexão fica mais instável, devido à diminuição da ação dos ligamentos colaterais medial e lateral que se afrouxam, permitindo que a articulação do joelho realize movimentos rotacionais. ANDREWS *et al* (2000) descrevem ainda, que o músculo isquiotibial auxilia o ligamento cruzado anterior, ajudando a prevenir a excursão

anterior da tíbia sobre o fêmur no movimento de flexão do joelho. De acordo com os autores GONÇALVES e BÉRZIN (2000), o músculo isquiotibial pode apresentar um aumento de sua atividade quando a articulação do joelho está flexionada, existindo uma tendência a rotação externa da tíbia, ou quando ocorre o movimento de flexão plantar com eversão do tornozelo. Estes movimentos induzem uma rotação lateral da tíbia sob o fêmur, sendo estabilizados pelo isquiotibial. Para tentar estabilizar a articulação na posição flexionada, a musculatura isquiotibial está em constante ativação, compensando os movimentos bruscos causados pela terapia proprioceptiva.

Nos resultados obtidos com o grupo balancin, o sinal RMS dos músculos pesquisados apresentou um aumento após as 10 sessões de treinamento, exceto para o músculo gastrocnêmio, que mostrou uma diminuição de sua atividade. O músculo gastrocnêmio foi o único a apresentar diminuição do sinal eletromiográfico em ambos os equipamentos, revelando que tanto o balancin como a cama elástica atuam de forma integrada na resposta sensoriomotora deste músculo.

O aumento da atividade elétrica nos músculos glúteo máximo, retofemoral, isquiotibial e tibial anterior, que foram treinados com o balancin, deve-se à instabilidade que o equipamento gera durante a terapia e provavelmente pelo curto período de treinamento. O balancin apresenta uma base de apoio para os pés mais estável e rígida em comparação com a cama elástica, mas em contrapartida, para que o indivíduo consiga controlar o desequilíbrio causado pelo equipamento, é necessário uma maior concentração e uma resposta muscular voluntária e involuntária mais coordenada na tentativa de manter o equilíbrio. Segundo PRENTICE (2000), a consciência do movimento e do posicionamento articular é essencial para a função articular apropriada no esporte e nas atividades de vida diárias, ao passo que a propriocepção inconsciente modula a função muscular e inicia a estabilização reflexa.

A diferença no sinal RMS para os músculos glúteo máximo e retofemoral em relação à cama elástica é que o indivíduo se concentra nos movimentos na articulação do tornozelo que constantemente está em desequilíbrio, mas no balanço o desequilíbrio gerado estimula todas as articulações do membro inferior dificultando ainda mais a percepção do movimento, causando uma maior complexidade nos sinais aferentes e eferentes do sistema sensoriomotor na tentativa do controle articular. Por isso, a necessidade de um maior tempo de treinamento com o balanço para obter uma melhor resposta proprioceptiva consciente e inconsciente.

Programas profiláticos de propriocepção podem prevenir as articulações de possíveis lesões. Programas de reeducação sensoriomotora necessitam incluir movimentos repetitivos realizados conscientes e lentamente, bem como de forma súbita. Devem ser utilizados recursos que perturbem a realização do movimento, a fim de iniciar uma resposta reflexa e contração involuntária (COHEN e ABDALLA, 2005).

Uma das limitações apresentadas neste estudo é a dificuldade encontrada em manter a posição semi-flexionada durante toda a terapia. Portanto, seria elucidativo a realização de estudos com a utilização do eletrogoniômetro, a fim de correlacionar a atividade muscular nas diversas angulações geradas durante o treinamento proprioceptivo. Outra limitação é a captação do sinal eletromiográfico de superfície que pode mostrar uma atividade elétrica de músculos subjacentes. Para uma mensuração mais efetiva do sinal eletromiográfico, seria também conveniente a utilização de eletrodos intramusculares. Ademais, registros eletroencefalográficos da área sensoriomotora permitiriam observar se há uma resposta cortical que pudesse estar relacionada com os tratamentos utilizados.

6 - CONCLUSÃO

Os resultados obtidos demonstram que: 1) as atividades elétricas musculares geradas pelos equipamentos balancin e cama elástica se assemelham, embora o tempo total da terapia possa ter influenciado neste resultado; 2) a atividade elétrica observada no treinamento com a cama elástica sugere que, este equipamento seja utilizado para o treinamento proprioceptivo dos músculos gastrocnêmio, tibial anterior e isquiotibiais e 3) diferentemente da cama elástica, o balancin proprioceptivo apresentou uma resposta eletromiográfica com tendência para o aumento deste sinal, nas 10 sessões após o treinamento dos músculos glúteo máximo, retofemoral e gastrocnêmio, sugerindo que o equipamento atua na resposta proprioceptiva destes músculos.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, P. H.; GROSSO, D. B.; BÉRZIN, F.; GIL, I.; PEDRO, V. M. **Comparação da atividade elétrica dos músculos vasto medial obliquo e vasto lateral obliquo em indivíduos com disfunção fêmoro-patelar.** Rev. Fisioter. Univ. São Paulo, 8(2): 65-71, 2001.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. **Reabilitação Física das Lesões Desportivas.** 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000.

ARENDT, NL, SINKJAER T, NIELSEN J, KALLESOE K. **Electromyographic patterns and knee joint kinematics during walking at various speeds.** J Electromyogr Kinesiol,1:89–95, 1991.

BEAR, MF *et al.* **Neuroscience: exploring the brain.** Baltimore, USA: Williams e Wilkins, 1996.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their functions reveled by the electromyography.** 5 ed, Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BERTOLUCCI, LF. Cinesiologia. In: GREVE, JM e AMATUZZI, MM. **Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia.** São Paulo: Roca, 1999.

BRICOT, B. **Posturologia.** São Paulo: Ícone, 1999.

BRODAL. A. **Anatomia neurológica com correlações clínicas.** 3 ed. São Paulo: Roca, 2006.

COHEN M, ABDALLA RJ. **Lesões nos esportes diagnostico, prevenção e tratamento.** Rio de Janeiro: Revinter, 2005.

DELUCA CJ. **The use of surface electromyography in biomechanics.** *J. Applied Biomechanics.*13 (2):135–163, 1997.

ELLENBECKER, TS. **Reabilitação dos ligamentos do joelho.** Ed. Manole, 2002.

FILHO, R. F.; BERZIN, F. **Estudo eletromiográfico dos músculos vasto medial obliquo e vasto lateral, no domínio temporal, durante a marcha humana.** Rev. Bras. Fisoter. 6(1): 37-40, 2002.

GONÇALVES, M; BÉZIN, F. **Estudo eletromiográfico comparativo de movimentos de facilitação neuromuscular proprioceptiva com os realizados nos planos sagital.** Rev Bras Fisiot. 4(2): 55-64, 2000.

GUYTON, AC. **Fisiologia Humana.** 8 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1992.

HALL, SJ. **Biomecânica básica.** Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1993.

HAMILL, J; KNUTZEN, KM. **Bases biomecânicas do movimento humano.** São Paulo: Manole, 1999.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica – coluna e extremidades.** São Paulo: Atheneu, 2002.

KANDEL, ER; SCHWARTZ, JH; JESSELL, TM. **Princípios de neurociência.** São Paulo: Manole, 2003.

KNUTSON, LM *et al.* **A study of various normalization procedures for within day electromyographic data.** J Electromyogr Kinesiol, 4(1): 47-59, 1994.

KOH TJ, GRABINER MD. **Evaluation of methods to minimize cross talk in surface electromyography.** J Biomech, 26 (1):151–157, 1993.

LEHMKUHL, LD e SMITH, LK. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom.** 4 ed. São Paulo: Manole, 1989.

MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional.** 2 ed. São Paulo: Atheneu, 1993.

MORRENHOF JW, ABBINK HJ. **Cross-correlation and cross-talk in surface electromyography.** Electromyogr Clin Neurophysiol, 25 (1):73–79, 1985.

OCARINO, JM; SILVA, PLP; VAZ, DV; AQUINO, CF; BRICIO RS; FONSECA, ST. **Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação.** Rev Fisio Brasil, 6 (4): 24-28, 2005.

OLIVEIRA, R. F.; OLIVEIRA, D. A. A. P.; BEZERRA, A. J. C. **Estudo da resposta motora do músculo vasto lateral e dos componentes longo e oblíquo do músculo vasto medial em contração isométrica máxima, durante extensão do joelho.** Rev. Bras. Ci. e Mov.,11(2): 55-61, 2003.

PECCIN, MS. **Recursos terapêuticos para reeducação sensório-motora do joelho.** Interativa 1998.

PRENTICE, WE. **Técnicas de Reabilitação em Medicina Esportiva.** 3 ed. São Paulo: Manole, 2002.

REICHEL, HS. **Método Kabat – Facilitação neuromuscular proprioceptiva.** São Paulo: Premier, 1998.

SODERBERG GL, COOK TM. **Electromyography in biomechanics.** *Phys Ther.* 64 (12): 1813–20, 1984.

SODERBERG GL, KNUTSON LM. **A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data.** *Phys Ther,* 80(5): 485-98, 2000.

TURKER KS. **Electromyography: some methodological problems and issues.** *Phys Ther.* 73(10): 698–710, 1993.

ANEXOS

ANEXO 1

FICHA DE AVALIAÇÃO

Nome: _____ idade _____
Sexo _____ Altura _____ Peso _____ IMC _____
Endereço _____ bairro _____
Cidade _____ Estado _____ Tel.: _____
Data da avaliação _____

1. Anamnese:

2. Testes específicos para a articulação do quadril:

Grau de mobilidade:

Testes de mobilização ativa

Testes de mobilização passiva

Teste de Thomas

Testes Especiais

Teste de Trendelenburg

Teste para Determinar a Diferença de comprimento entre os membros inferiores

Teste para luxação congênita do quadril

3. Testes específicos para a articulação do joelho:

Grau de Mobilidade:

Grau de Mobilidade ativa

Grau de Mobilidade passiva

Testes Especiais:

Teste de McMurray

Teste de Compressão de Apley e de tração

Estalido reductor

Teste do Final de Extensão Abrupto

Teste de compressão da Patela

Teste de Apreensão para Deslocamento e Sub-luxação patelar

Sinal de Tinel

4. Testes específicos para a articulação do tornozelo:

Grau de Mobilidade:

Grau de mobilidade Ativa

Grau de mobilidade Passiva

Testes Especiais:

Teste para pé plano rígido ou flexível

Teste de torção tibial

Teste de dorsiflexão do tornozelo

Sinal de Homan

5. Testes para lesões musculares:

Contração Muscular ativa

Palpação do ventre Muscular

ANEXO 2



Centro Universitário da Grande Dourados



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS
UNIGRAN

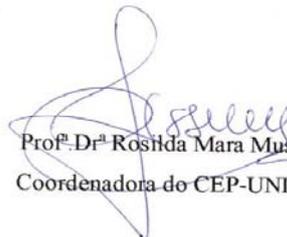
Dourados, 03 de agosto de 2006.

Prezada Pesquisador:
Winicyus Nobre Bispo Pereira

O Projeto de vossa autoria protocolo **080/06** intitulado **“Análise Eletromiográfica dos Músculos Glúteo Maior, Tibial Anterior, Gastrocnêmio e Isquiotibiais Após o tratamento Proprioceptivo”** foi integralmente APROVADO pelo CEP-UNIGRAN e poderá ser conduzido.

Ressalto que os relatórios semestrais devem ser apresentados ao Comitê para acompanhamento juntamente com as alterações realizadas.

Respeitosamente,


Prof. Dr.^a Rosilda Mara Mussury
Coordenadora do CEP-UNIGRAN

ANEXO 3

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome da pesquisa: “ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS GLÚTEO MÁXIMO, ISQUIOTIBIAL, RETOFEMORAL, GASTROCNÊMIO E TIBIAL ANTERIOR, ANTES, DURANTE E APÓS O TREINAMENTO PROPRIOCEPTIVO”.

Pesquisador Responsável: Prof^o Winicyus Nobre Bispo Pereira.

Informações sobre a Pesquisa:

A pesquisa tem como objetivo verificar o comportamento da atividade elétrica dos músculos glúteo máximo, isquiotibial, retofemoral, gastrocnêmio e tibial anterior, antes, durante e após o treinamento proprioceptivo, realizado com o trampolim (cama elástica) e o balancin. O estudo será desenvolvido nas dependências do Centro Universitário da Grande Dourados – UNIGRAN, onde serão realizadas 10 sessões de fisioterapia associando a eletromiografia de superfície com o treinamento proprioceptivo.

Pesquisador Responsável

Eu, _____, portador do RG: _____, abaixo assinado, tendo recebido as informações acima e ciente dos meus direitos abaixo relacionados, concordo em participar da pesquisa.

1. A garantia de receber todos os esclarecimentos sobre o tratamento a ser realizado antes e durante o transcurso da pesquisa, podendo afastar-me em qualquer momento que assim desejar;
2. A segurança plena de que não serei identificado (a), mantendo o caráter oficial da informação, assim como está assegurado que a pesquisa não acarretará nenhum prejuízo individual ou coletivo;

3. A segurança de que não terei nenhum tipo de despesa material ou financeira durante o desenvolvimento da pesquisa, bem como esta pesquisa não causará nenhum tipo de risco, dano físico ou mesmo constrangimento moral e ético;
4. A garantia de que toda e qualquer responsabilidade deste estudo é do pesquisador responsável, bem como fica assegurado que poderá haver divulgação dos resultados finais em órgãos de divulgação científica em que a mesma seja aceita;
5. A garantia de que todo material resultante será utilizado exclusivamente para a construção da pesquisa e ficará sob a guarda do pesquisador responsável, podendo ser requisitado pelo voluntário em qualquer momento;
6. Que a pesquisa é de benefício social e individual, trazendo melhora no equilíbrio e diminuindo o risco de lesão muscular.

Tenho ciência do exposto acima e desejo participar da pesquisa.

Dourados, _____ de _____ de 2006.

Assinatura do Voluntário