

UNESP

Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

GUARATINGUETÁ – SP

2015



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

ANDRÉ SOLON DE CARVALHO

SISTEMA DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO DA COLUNA LOMBAR
COM USO DE TRAÇÃO MECÂNICA

Guaratinguetá

2015

ANDRÉ SOLON DE CARVALHO

**“SISTEMA DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO DA COLUNA LOMBAR COM USO DE
TRAÇÃO MECÂNICA”**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia
de Guaratinguetá da Universidade Estadual
Paulista, para obtenção do título de Doutor
em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres

**GUARATINGUETÁ - SP
2015**

Carvalho, André Sólon de

C33 Sistema de avaliação e tratamento da coluna lombar
1s com o uso de tração mecânica / André Solon de Carvalho.-
Guaratinguetá , 2015

72 f.: il.

Bibliografia: f. 60-64

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2015

Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres

1. Biomecânica 2. Coluna lombar I. Título

CDU 612.766



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

ANDRÉ SOLON DE CARVALHO

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

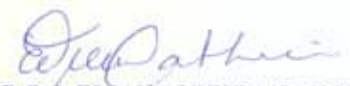
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
UNESP-FEG


Prof. Dr. ELIANA VIEIRA CANETTIERI
UNESP-FEG


Prof. Dr. MARCUS BRUNO SOARES FORTE
EEL/USP


Prof. Dr. SILVIO SILVÉRIO DA SILVA
EEL/USP

Fevereiro de 2015

DADOS CURRICULARES

ANDRÉ SOLON DE CARVALHO

NASCIMENTO 26.07.1972 – Mogi das Cruzes – SP

FILIAÇÃO Joaquim Solon de Carvalho
Ida Maria Pugnale de Carvalho

1998/2002 Curso de Graduação em Fisioterapia
Universidade de Taubaté – UNITAU.

2003/2005 Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de
Mestrado na Faculdade de Engenharia do Campus de
Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista – UNESP.

DEDICATÓRIA

Dedico este Doutorado aos meus amados filhos Enzo e Eimê, e que este pequeno gesto sirva de exemplo para que os incentive ao estudo, pois tenham certeza, é só através dele que conquistamos nossos anseios e realizamos todos nossos sonhos.

AGRADECIMENTOS

A UNESP – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Guaratinguetá, em especial ao departamento de engenharia mecânica e a secretaria de pós-graduação, pelo tratamento de excelência que é dedicado aos seus alunos.

A minha esposa Cristiane Aparecida Ribeiro de Carvalho, que me orientou através de seus conhecimentos na análise e processamentos dos dados em Matlab, e por acompanhar-me durante os dias e as noites percorridos para alcançar este doutorado, obrigado.

Aos técnicos do laboratório de biomecânica Walter Luiz Médio Tupinambá e Mário Augusto Santos de Oliveira por me acompanhar durante toda a coleta dos dados experimentais.

Aos meus pacientes que serviram de voluntários para este trabalho.

Ao meu orientador Prof. Dr. Mauro Pedro Peres pela paciência e serenidade ao qual dedicou-se a este estudo, que somado ao seu conhecimento científico, formaram os fatores determinantes para a conclusão deste trabalho.

E a todos que de alguma maneira participaram para me ajudar nesta empreitada.

OBRIGADO

CARVALHO, A. S. **Sistema de avaliação e tratamento da coluna lombar com uso de tração mecânica** 72 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2015.

RESUMO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), os distúrbios da coluna vertebral acometem cerca de 85% da população mundial em alguma fase de sua vida, sendo a segunda causa de incapacidade de trabalho na vida adulta. A hérnia de disco lombar é uma das doenças mais frequentes na prática clínica dos neurocirurgiões e ortopedistas, no entanto, o tratamento, ao contrário do que muitos pensam, é a princípio conservador, ou seja, a cirurgia é indicada somente em pacientes com sintomas refratários ao tratamento com fisioterapia e osteopatia, pois é comum o paciente não se recuperar rapidamente, e até 38% dos pacientes operados podem necessitar de novas cirurgias. A tração lombar é uma poderosa ferramenta para o reposicionamento articular e a liberação da compressão nervosa evitando assim, em um grande número de casos, uma intervenção cirúrgica. Neste trabalho foi desenvolvida uma maca capaz de realizar tração lombar mecanicamente monitorada, apresentando três novas metodologias para tratar e avaliar o uso da tração mecânica para a coluna lombar. A primeira, é a utilização de um eletroestimulador funcional (FES), para a correta colocação dos eletrodos de superfície do eletromiógrafo (EMG), fator este que minimiza o erro na coleta de dados. A segunda, é o posicionamento do paciente em decúbito ventral, que favorece a tração devido a anatomia da coluna lombar. A terceira é a tração dinâmica capaz de realizar a tração com movimento contínuo de flexo-extensão. Para avaliar a eficiência do sistema foram avaliados 10 (dez) voluntários, sendo descritos os dados de angulação, magnitude da força ou carga ideal aplicada, tempo e frequência da tração. Conclui-se neste estudo, um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar e acreditando-se que os valores gerados servem como contribuição para auxílio do tratamento na protrusão e hérnia de disco da coluna lombar.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica, tração, coluna lombar, eletromiografia (EMG).

CARVALHO, A. S. System evaluation and treatment of the lumbar spine using mechanical traction. 72 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2015.

ABSTRACT

According to World Health Organization (WHO), disorders of the spine affect about 85% of world population at some stage in their life, being the second leading cause of work disability in adulthood. A herniated lumbar disc is one of the most common diseases in clinical practice by neurosurgeons and orthopedic surgeons, however, the treatment, contrary to what many believe is the conservative principle, surgery is indicated only in patients with symptoms refractory to treatment with physiotherapy and osteopathy, as is common for the patient does not recover quickly, and up to 38% of patients may need more surgery. The pull back is a powerful tool to reposition the joint and release of nerve compression, thus avoiding a large number of cases, surgery. For this it developed in this work a stretcher capable of performing lumbar traction, with three innovations: first, the use of an electro (FES) for the correct placement of electrodes surface electromyography (EMG) factor that minimizes the error in data collection. The second is the positioning of the patient in a supine position, a factor that favors the draw, because the anatomy of the lumbar spine. The third, dynamic traction, table has the ability to perform traction during flexion-extension movement. To assess the efficiency of the system were evaluated ten (10) volunteers, data angle, and magnitude of applied force or load ideal, time and frequency drift. The conclusion of this study was a better use of the benefits of lumbar traction and it is believed that the values generated serve as a scientific contribution to aid in the treatment of pathologies of the lumbar spine.

KEY-WORDS: Biomechanics, Traction, Lumbar Spine, Electromyography (EMG).

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Coluna Humana visão anterior, posterior e lateral respectivamente. (SOBOTTA, 2001)	17
Figura 2 – Divisão vertebral (TODD, 1998).....	18
Figura 3 – Vértebra típica, vista superior, adaptado de (SOBOTTA, 2013).....	18
Figura 4- Corte sagital da articulação vertebral (adaptado de (SOBOTTA, 2013)).....	20
Figura 5 – Cintura escapular e pélvica (KAPANDJI, 2012).....	21
Figura 6 – Disco intervertebral (ADAMS et al, 1994).....	22
Figura 7 – Músculos Paravertebrais (NETTER, 2000).....	24
Figura 8 – Ação da tração na coluna vertebral (KAPANDJI, 2012).....	27
Figura 9 – Maca de tração em posição de flexão.....	37
Figura 10 – Detalhe do motor hidráulico que realiza a tração.....	37
Figura 11- Eletromiógrafo de superfície, marca EMG System do Brasil, modelo EMG-8000.....	39
Figura 12 – Goniômetro digital elaborado através de um potenciômetro.....	41
Figura 13 – Célula de carga.....	42
Figura 14- Equipamento Spider 8, montado com eletromiógrafo.....	43
Figura 15 – Voluntário em decúbito ventral.....	45
Figura 16 – A) Obtenção do sinal de EMG, B) Retificação de Onda completa, C) RMS (NAGAE; ALVES, 2011).....	46
Figura 17 – Exemplo de tratamento do sinal eletromiográfico através da curva de tendência (GONÇALVES, 2002).....	47
Figura 18 – Tratamento da curva de tendência, calculando-se o valor do RMS como descrito por Gonçalves e Barbosa (2002).....	47
Figura 19 – Voluntário durante a coleta de dados.....	49

Figura 20 – Gráficos relacionando a tração(N), tempo(s), ângulo(graus) e a contração muscular(μ V) durante o movimento de flexão e extensão, no ensaio de todos os voluntários.....	50
Figura 21 – Gráfico relacionando a tração e o ângulo durante a flexão de todos voluntários.....	52
Figura 22 – Gráfico relacionando a tração e o ângulo durante a extensão de todos voluntários....	53
Figura 23– Gráfico relacionando a contração muscular e o tempo de todos voluntários.....	53
Figura 24– Curva de tendência dos dados do RMS em função do tempo (MARSON, 2010).....	56
Figura 25– Valores de RMS, correspondentes aos músculos eretor da coluna, (DAL PUPO, 2008).....	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	-	Conversor analógico digital
EMG	-	Eletromiografia
FES	-	Eletro estimulador funcional (Functional Electrical Stimulation)
Hz	-	Hertz
MMII	-	Membros inferiores
mV	-	Milivolts
RMS	-	Valor médio quadrado
RX	-	Raio X
μ V	-	Microvolts
N	-	Newton

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	15
1.1	JUSTIFICATIVA.....	15
1.2	OBJETIVOS.....	16
2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
2.1	A COLUNA VERTEBRAL.....	17
2.1.1	Anatomia.....	17
2.1.2	Vértebras lombares.....	19
2.1.3	Discos intervertebrais.....	19
2.1.4	Fundamentos da coluna vertebral.....	20
2.1.5	Músculos paravertebrais.....	24
2.1.6	Ligamentos intervertebrais.....	24
2.2	FISIOPATOLOGIA DA HÉRNIA DE DISCO LOMBAR.....	25
2.3	TRAÇÃO VERTEBRAL.....	26
2.4	TIPOS DE TRAÇÃO VERTEBRAL.....	29
2.5	APLICAÇÃO DA TRAÇÃO NA COLUNA LOMBAR.....	30
2.6	CARGAS E TEMPO DA TRAÇÃO.....	31
2.7	POSICIONAMENTO EM FLEXÃO DA COLUNA LOMBAR.....	34
2.8	ELETROMIOGRAFIA.....	35
3.	DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL.....	36
3.1	DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS.....	36
3.1.1	Maca de tração.....	36
3.1.2	Eletromiógrafo.....	38
3.1.3	Amplificação do Sinal do EMG.....	39

3.1.4	Filtragem do sinal de EMG (por <i>hardware</i>).....	40
3.1.5	Eletrodos de superfície.....	40
3.1.6	Goniômetro.....	41
3.1.7	Célula de carga.....	42
3.1.8	Spider 8.....	43
3.1.9	Eletroestimulador funcional (FES).....	43
3.1.10	Operacionalização do sistema.....	43
3.2	DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO.....	44
3.2.1	Coleta de dados.....	44
3.2.2	Tratamento do sinal de EMG.....	45
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	50
5	CONCLUSÕES.....	58
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	59
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	60
8	ANEXOS.....	65

1. INTRODUÇÃO

A hérnia de disco é um distúrbio provocado pela degeneração discal, devido às alterações estruturais, desestabilizando a harmonia do movimento e posicionamento correto da coluna. Geralmente acometem adultos com idade inferior a 45 anos, e é potencialmente debilitante, coincidindo exatamente com a fase de máxima produtividade do indivíduo. Estima-se que 30% dos gastos com dores lombares nos Estados Unidos da América (EUA) são em decorrência de pacientes portadores de hérnia de disco (BERKOW et al., 2008).

A patologia da coluna vertebral é uma doença tão importante que o Conselho da Sociedade de Coluna Vertebral dos EUA decretou o período de 2010 a 2020 como sendo a década dos estudos relacionados à coluna, tendo como objetivo o incentivo ao ensino e à pesquisa pelas principais entidades ligadas às doenças da coluna em todo o mundo (NORDIN; FRANKEL, 2014).

A investigação sobre o tratamento não operatório de patologia da coluna é muito modesta em comparação com o grande número de estudos sobre o tratamento operatório, sendo a cirurgia o tratamento de escolha desde os anos 1950, no entanto, o número crescente de pacientes que procuram o tratamento não cirúrgico faz com que os profissionais de saúde procurem cada vez mais soluções para tal problemática.

O tratamento com tração lombar é uma ótima opção, recomendada para pacientes em estágio inicial e intermediário de hérnia de disco ou protrusão discal, para os pacientes que se recusam ao tratamento cirúrgico ou em que o tratamento cirúrgico é contra indicado devido a fraturas não estabilizadas, neuropatias, artrite reumatóide, entre outras.

1.1 JUSTIFICATIVA

O tratamento não operatório da hérnia de disco é um tema muito atual e prático, pois com o envelhecimento da população em geral, é crescente o número de pacientes com doença degenerativa vertebral.

Na prática clínica, a tração vertebral é o principal mecanismo de proporcionar o reposicionamento da coluna ao seu eixo e aumentar sua mobilidade, fazendo retornar as suas

estruturas a um estado anatômico mais normal, diminuindo a compressão articular indevida, fator esse causador desta doença.

Apesar desta técnica apresentar resultado surpreendente no tratamento desta patologia, ela ainda é pouco discutida no âmbito científico, na qual surge a necessidade de estudo específico da área.

1.2 OBJETIVOS

Construir uma maca, capaz de realizar tração lombar durante o movimento de flexo-extensão dos membros inferiores e estudar o posicionamento, angulação, tempo e magnitude da sua força e efeito da tração mecânica.

Apresentar três novas metodologias para a avaliação e o tratamento da tração lombar.

A primeira é a correta colocação do eletrodo de superfície do eletromiógrafo, pois é uma das tarefas mais difíceis para o analista que trabalha com a EMG, sendo quase impossível apenas a olho nu ou seguindo protocolos, uma vez que todas as pessoas apresentam divergências anatômicas entre si. Para diminuir o ruído de um mau posicionamento do eletrodo de superfície, foi utilizado um eletroestimulador funcional (FES) para auxiliar a localização da placa motora no feixe muscular e a correta colocação do seu eletrodo, minimizando o erro na coleta de dados.

A segunda é realização da tração com o voluntário em decúbito ventral e em flexão dos membros inferiores, fator este que favorece a tração mecânica devido a anatomia da coluna lombar.

A terceira é a utilização da tração dinâmica, capaz de realizar a tração com movimento contínuo de flexo-extensão, obtendo assim a tração em vários ângulos com cargas diferentes, otimizando a tração para cada voluntário individualmente.

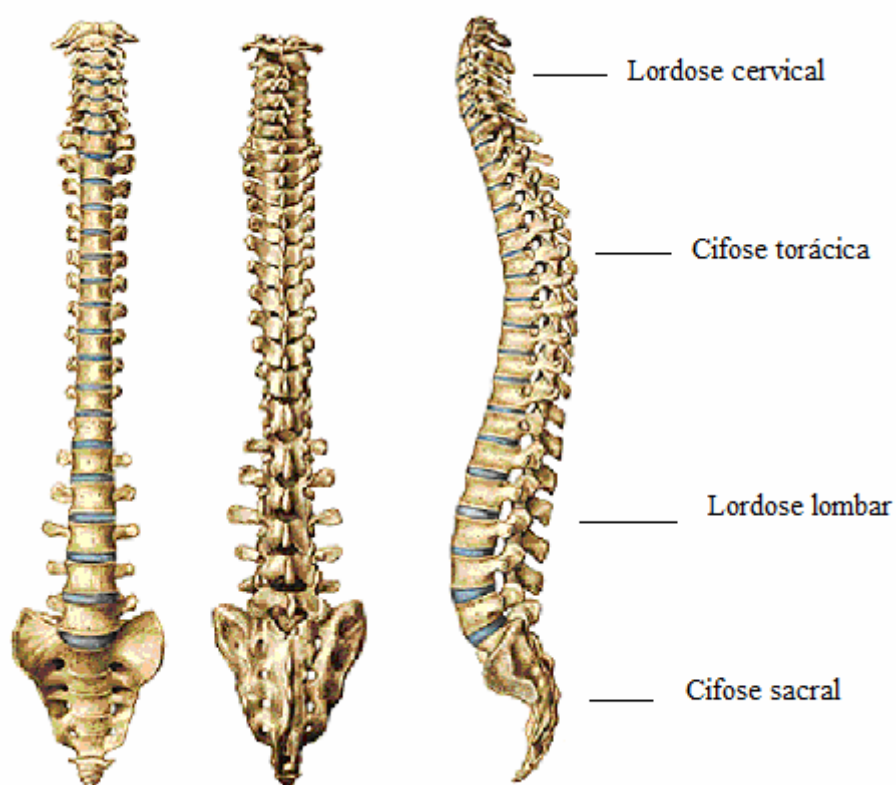
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A COLUNA VERTEBRAL

2.1.1 Anatomia

A coluna vertebral (Figura 1), é uma estrutura complexa cuja principal função é proteger a medula espinhal e sustentar cargas entre a cabeça e os membros (SOBOTTA, 2013). A coluna vertebral possui quatro curvaturas fisiológicas que são a lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacral que garante a maior estabilidade e resistência à coluna vertebral (TODD; OLSON, 1998).

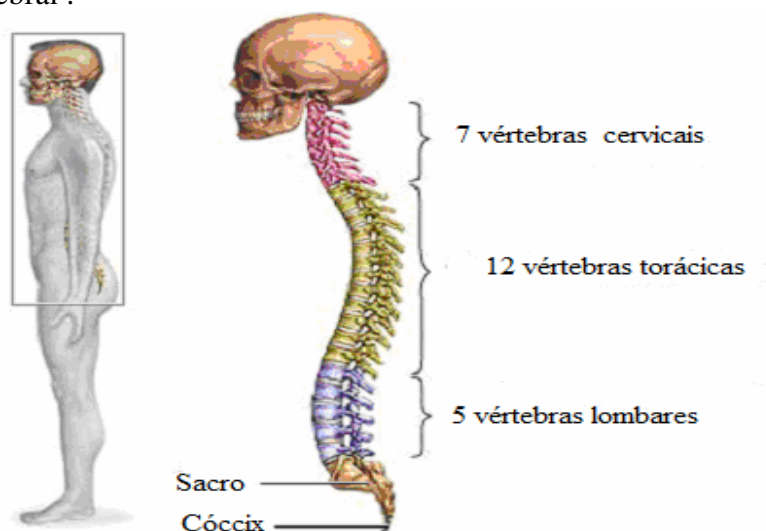
Figura 1 – Coluna humana visão anterior, posterior e lateral respectivamente.



Fonte: (Adaptado de (SOBOTTA, 2013).

A Figura 2 mostra a coluna vertebral que é formada por trinta e três vértebras divididas em cinco regiões: cervical, torácica, lombar, sacral e cóccix, sendo sete vértebras cervicais, doze vértebras dorsais, cinco vértebras lombares, cinco sacrais e quatro coccídeas.

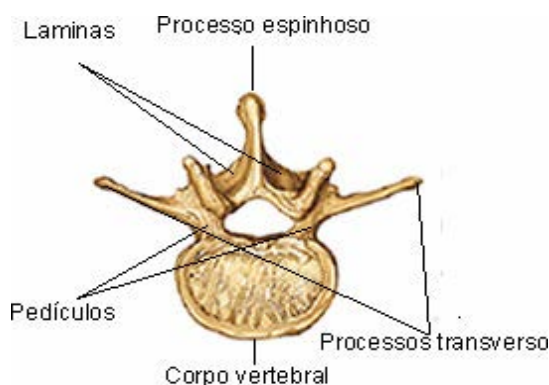
Figura 2 – Divisão vertebral .



Fonte: (TODD; OLSON, 1998).

A vértebra típica apresenta uma estrutura básica que é constituída por um anel ósseo que circunda o forame vertebral por onde passa a medula espinhal. A parte anterior é o corpo vertebral, em formato de cilindro e com superfícies superior e inferior planas. A parte posterior é chamado arco vertebral, consiste de um par de pedículos e um par de lâminas. Os pedículos projetam-se posteriormente da parte superior do contorno posterior do corpo vertebral e se unem às lâminas que se fundem no plano medial. O ponto de fusão das lâminas no plano medial projeta-se posteriormente o processo espinhoso como mostra a Figura 3.

Figura 3 – Vértebra típica, vista superior.



Fonte: (Adaptado de (SOBOTTA, 2013)).

Os corpos e os arcos vertebrais formados pelos pedículos e lâminas, circundam o canal vertebral que contém as meninges e a medula espinhal. Os corpos vertebrais são unidos por discos de cartilagem fibrosa.

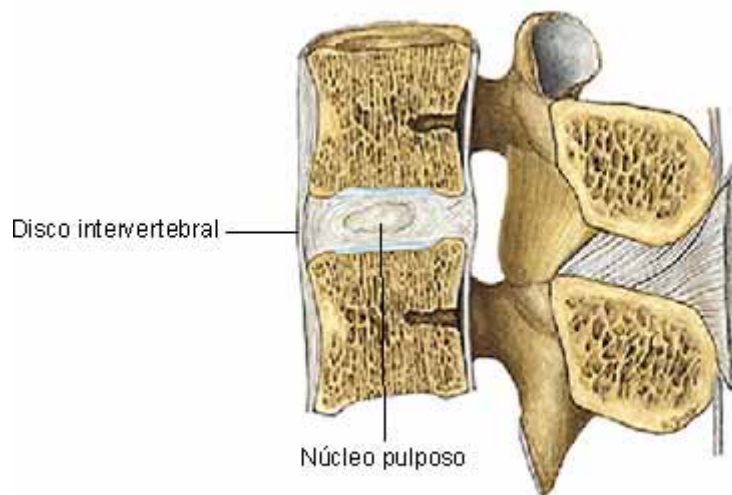
2.1.2 Vértex lombares

As cinco vértebras lombares são muito parecidas e são comumente chamadas por L1, L2, L3, L4, L5 na qual esta última articula-se com três vértebras fundidas S1, S2, S3, formando o osso sacral. Seu canal vertebral é pequeno e os corpos das vértebras são comparativamente grandes, apresentando faces côncavas. Os processos espinhosos são profundos e retangulares. As faces articulares superiores estão voltadas medialmente e forçam as faces articulares inferiores da vértebra superior, que estão direcionadas lateralmente, permitindo amplos graus de flexão, extensão e flexão lateral, porém restringindo a rotação. A quinta vértebra lombar possui processos transversos menores e um processo espinhoso menos anguloso. Suas faces articulares inferiores estão amplamente separadas e voltadas anteriormente e se articulam com o sacro e impedem o deslocamento anterior da vertebral (SOBOTTA, 2013).

2.1.3 Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais unem corpos vertebrais adjacentes e atuam como articulações cartilaginosas fibrosas ao longo de toda a extensão da coluna vertebral. Eles são responsáveis pela quarta parte do comprimento da coluna vertebral e no total são vinte e três discos, sendo que não existem discos na região entre C1-C2 e a articulação sacrococcígea (MOORE, 2011). Como os corpos das vértebras, os discos aumentam gradualmente de tamanho no sentido superior-inferior, estando o maior deles o disco lombosacral entre a quinta vértebra lombar e o sacro. Cada disco consiste em um anel fibroso laminado que envolve um núcleo pulposo gelatinoso, podendo ser visualizado na Figura 4.

Figura 4- Corte sagital da articulação vertebral.



Fonte: (Adaptado de (SOBOTTA, 2013)).

O núcleo pulposo situa-se próximo à face posterior do disco, ficando desta forma mais sujeito a uma herniação posterior quando o disco é lesionado.

2.1.4 Fundamentos da coluna vertebral

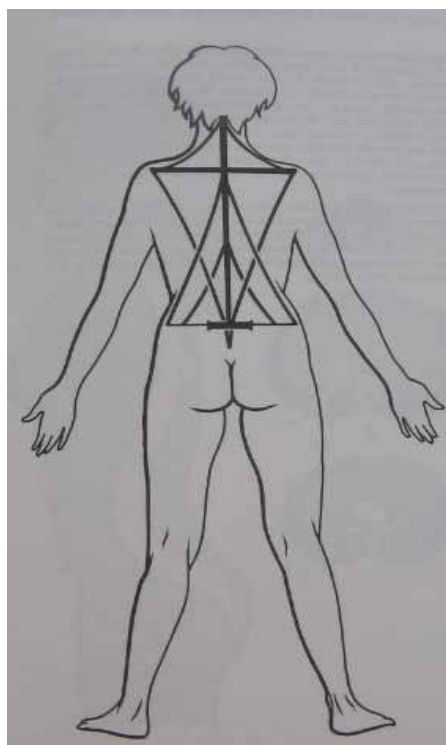
A coluna vertebral tem a função de constituir e manter o eixo longitudinal do corpo, serve de pivô para suporte e mobilidade da cabeça e protege a medula espinhal. Os movimentos entre as vértebras são limitados, embora o somatório desses pequenos movimentos permita à coluna, como um todo, a realização de um movimento amplo. A flexão e a extensão ocorrem no comprimento da coluna vertebral, particularmente na coluna cervical, a flexão lateral é maior nas regiões cervical e lombar, e a rotação ocorre principalmente na coluna torácica (KAPANDJI, 2012).

O eixo do corpo humano concilia dois imperativos mecânicos e contraditórios: a rigidez e elasticidade, que torna uma estrutura mecânica. Pode ser comparada com um mastro de navio, fixado sobre a pelve, eleva-se até a cabeça, e ao nível dos ombros, suporta uma verga transversal chamada de cintura escapular como mostra a Figura 5, em todos os níveis existem tensores ligamentares e musculares ligando o próprio mastro a sua base de implantação na pelve, mantendo assim em posição ereta e simétrica, formando seu padrão de rigidez. Sua elasticidade

se deve ao fato que seu eixo raquidiano é constituído por múltiplas peças sobrepostas, ligadas umas às outras por elementos ligamentares e musculares, cuja estrutura pode, portanto, deformar-se criando os movimentos articulares. Estes tensores musculares e ligamentares funcionam como os cordames do mastro de navio, dispostos em dois losangos invertidos que ao se movimentarem ajustam-se automaticamente para restabelecer o equilíbrio e sua rigidez, isto é feito sob a influência do sistema nervoso central que adapta o tônus dos diferentes músculos para que aja a manutenção da postura (KAPANDJI, 2012).

A coluna vertebral está constantemente submetida a forças compressivas resultantes da ação da gravidade e cargas externas. Estas forças compressivas estão distribuídas ao longo da coluna vertebral que constitui um eficiente sistema biomecânico. Este sistema possui propriedades quantitativas que são a pressão intradiscal, a elasticidade, a viscosidade e a histerese (KAPANDJI, 2012).

Figura 5 – Cintura escapular e pélvica.

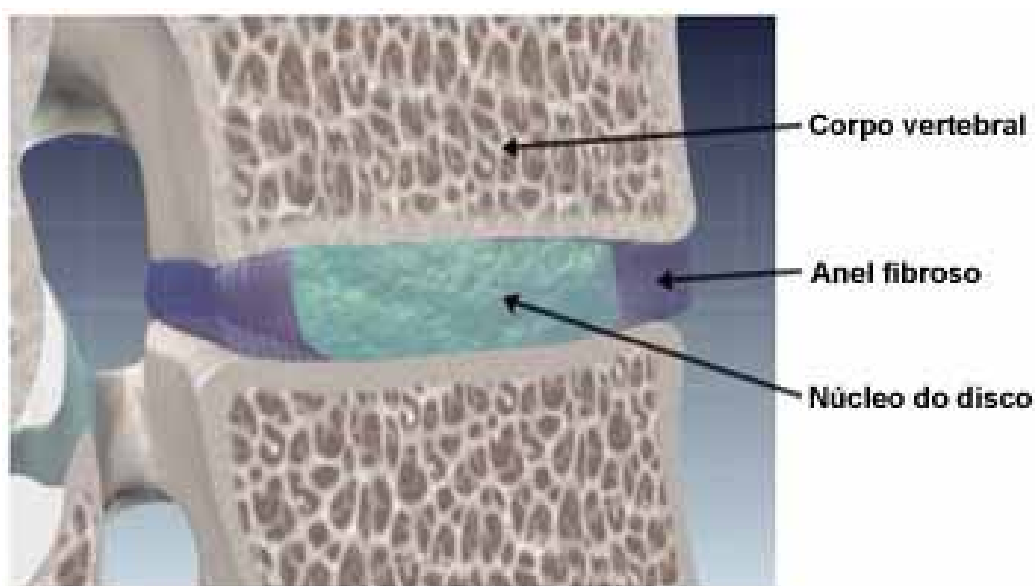


Fonte: (KAPANDJI, 2012).

A capacidade de deformação dos discos intervertebrais quando submetidos a condições de tensão e de retornar ao seu estado inicial, denomina-se elasticidade e viscoelasticidade.

A Figura 6 mostra o disco intervertebral que apresenta um sistema de amortecimento através do seu núcleo chamado de núcleo pulposo devido seu alto grau de hidratação. Todavia, a quantidade de água contida no interior do disco depende diretamente da integridade dos discos intervertebrais. Quando o disco é achatado, suportando elevadas cargas de trabalho, o seu fluído é absorvido. O núcleo assume o papel mecânico principal comparado com o restante do disco e mantém-se sob constantes pressões compressivas. As fibras do anel fibroso, que são elásticas, auxiliam na redução das tensões mecânicas aplicadas sobre a coluna (BRINCKAMANN, 2002). O núcleo pulposo absorve todas as forças compressivas e transmite uniformemente as forças para o anel fibroso, superfícies articulares, ligamentares e ósseas resultando numa diminuição da altura do disco. Quando o núcleo pulposo é comprimido, absorve e transmite sua carga lateralmente, colocando em tração as fibras do anel fibroso, convertendo-se em uma força de compressão horizontal. A absorção das forças aplicadas pelas fibras do anel fibroso varia de quatro a cinco vezes em relação à magnitude da carga axial aplicada (NORDIN; FRANKEL, 2014).

Figura 6- Disco intervertebral.



Fonte:(ADAMS; HAMBLIN, 1994).

A diminuição de fluido é regulada pelas variações da pressão intradiscal. Quando a pressão intradiscal aumenta, uma certa quantidade de fluido é expelida para fora dos discos intervertebrais através das superfícies articulares, causando uma diminuição da altura do disco.

Quando a carga é removida, o gradiente de pressão reverte-se, o fluido penetra para o interior do disco voltando a sua altura inicial (KRAMER, 1985). A deformação elástica também faz com que o disco perca altura durante a compressão.

Os autores Adams e Hamblen (1994) demonstraram que, através do uso de forças compressivas similares ao peso do corpo em espécimes cadavéricas, há a perda de altura dos discos intervertebrais ao longo das quatro horas do período de teste.

Durante as atividades normais diárias, com o tronco numa posição ortostática, a coluna vertebral é constantemente submetida a torques e forças no plano perpendicular ao disco (compressão e tensão) e também no plano paralelo ao disco (torção). Segundo Kendall et al. (1994), durante os seus movimentos, a coluna lombar gera alterações no espaço do canal vertebral lombar devido as suas diferentes posições. O espaço disponível no interior do canal vertebral diminui em extensão e com carga axial, aumentando em flexão e distração axial da coluna.

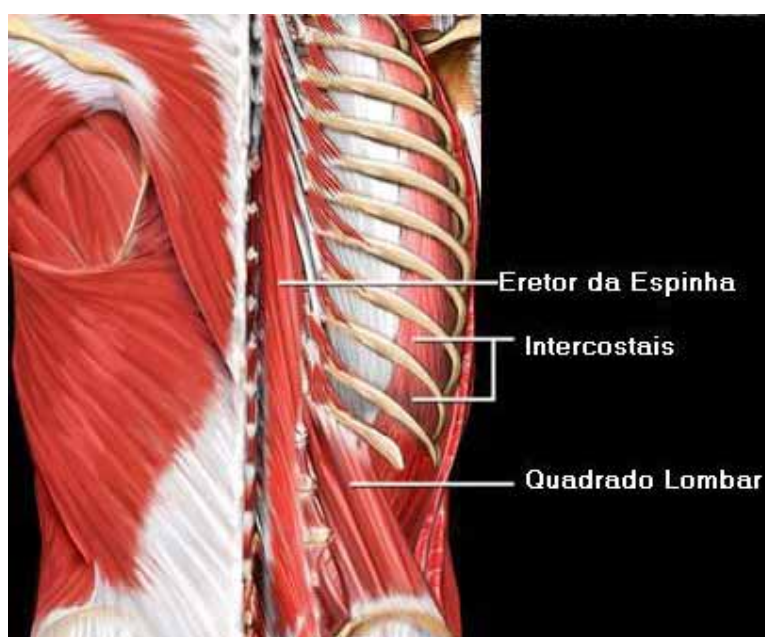
Este efeito também é inversamente proporcional durante a extensão lombar, aumentando a compressão e gerando dor e edema, diminuindo o espaço do canal medular, chamado de “a regra de redução progressiva” (HOPPENFELD, 2001).

O estudo da biomecânica em indivíduos normais evidenciou que durante a flexão lombar a compressão da coluna diminui em 10% em pacientes que apresentam estenose leve do canal medular, a flexão diminui a compressão do canal em até 32%, em estenose moderada chega a diminuir cerca de 45%, e em estenose severa a compressão do canal chega a diminuir em até 67% uma vez que em flexão a coluna tende a assumir uma postura em abertura entre as vértebras, aumentando o aporte sanguíneo promovendo a nutrição nas raízes. Este efeito também gera o relaxamento musculoesquelético, diminuindo a dor na posição antálgica, explicando porque o paciente assume sempre uma posição de semi flexão (fetal) nas crises de lombociatalgia. Na prática, isto significa por exemplo, que se o paciente tem estenose medular moderada, o canal medular entra nesta dimensão crítica apenas na extensão da coluna lombar (ou seja, em pé), mas quando o canal espinhal já está reduzido, o paciente tem que se curvar para evitar que o canal entre no ponto crítico e inicie a dor (AMADIO, 2000).

2.1.5 Músculos Paravertebrais

Os músculos paravertebrais apresentados na Figura 7, auxiliam na manutenção da postura ereta, e são formados pelo músculo eretor da espinha dividido em dorsal longo, ilíocostal, longuíssimo e espinhal, o músculo transverso espinhal ou multífido, os músculos intertransversais e os músculos interespinhais (NETTER, 2000).

Figura 7- Músculos Paravertebrais.



Fonte:(NETTER, 2000).

2.1.6 Ligamentos intervertebrais

Os discos intervertebrais são reforçados pelos ligamentos longitudinais anterior e posterior. Esses ligamentos se inserem nos corpos vertebrais e nos discos intervertebrais e se fixam inferiormente no sacro e superiormente nas vértebras cervicais ou no crânio. Os ligamentos amarelos unem as laminae no interior do canal vertebral. O alto teor de tecido elástico fornece a esse ligamento a sua coloração amarela e auxilia no retorno da coluna vertebral à posição ereta após a flexão. Os ligamentos supra-espinhal e interespinhais unem os processos espinhais das vértebras torácicas e lombares. A articulação lombosacral está reforçada pelo iliolumbar que unem os processos transversos da quinta vértebra lombar à crista ilíaca. (NETTER, 2000).

2.2 FISIOPATOLOGIA DA HÉRNIA DE DISCO LOMBAR

A hérnia de disco pode ser definida como a saída de uma parte do disco intervertebral do seu local natural para uma porção central da coluna onde estão as estruturas nervosas, causando conseqüentemente uma alteração no funcionamento nervoso que se traduz por dor e algumas vezes por perda de força em membros inferiores (GUYTON; HALL, 2011).

O quadro clássico de hérnia de disco é uma dor de início aguda na região da coluna lombar e que vai se irradiar, em direção a perna até chegar ao pé. Além da dor, o paciente pode se queixar de formigamento e falta de força na perna afetada, este quadro é conhecido como lombociatalgia, pois a dor é ao longo do nervo ciático; Geralmente os homens são os mais afetados devido aos esforços repetitivos, trabalhos que exijam muito esforço físico. Os locais mais afetados na coluna pela hérnia de disco são L4-L5, L5-S1, mas isto não quer dizer que os outros discos lombares não estão propensos ao prolapso. Pode-se classificar as hérnias de disco de acordo com a sua localização que pode ser mediana com lombalgia aguda e irradiação, hérnia centro-lateral que compromete a raiz transeunte ou raiz emergente; hérnia foraminal que compromete a raiz emergente e a hérnia extremolateral que compromete a raiz superior, causando dor e déficits neurológicos (MACHADO, 1998).

Segundo Knopich (2003), foi constatado que, no exame das espécies cadavéricas, 90% dos homens aos 50 anos de idade e 90% das mulheres a partir dos 60 anos, já tem alterações em quase todas as estruturas da coluna vertebral. Examinando com radiografias simples de 200 pessoas com idades entre 60 a 65 anos, encontraram 90% dos homens e 70% das mulheres com pelo menos um espaço discal alterado e com a alteração da curva lordótica na região cervical.

Mudanças histológicas durante a presença de inflamação nas articulações apofisárias e mudanças vasculares são reportadas nos nervos espinhais dos pacientes com comprometimento neurológico sensorio-motor. Essas mudanças resultam na obstrução de capilares venosos e a produção de isquemia e por último a fibrose. Estas alterações são acompanhadas pelo teste positivo de elevação do membro inferior e redução da mobilidade espinhal. Estes sintomas podem ser aliviados pela tração, uma vez que a separação do forame intervertebral poderia reduzir a dor radicular e normalizar os déficits neurológicos aliviando a pressão direta ou das forças de contato que sensibilizam os tecidos neurais (COLACHIS e STROHM, 1969).

Na fisiopatologia da hérnia de disco ocorre um prolapso do disco gerando uma degeneração discal. Os discos intervertebrais sofrem um processo de envelhecimento ao qual ficam sujeitos a

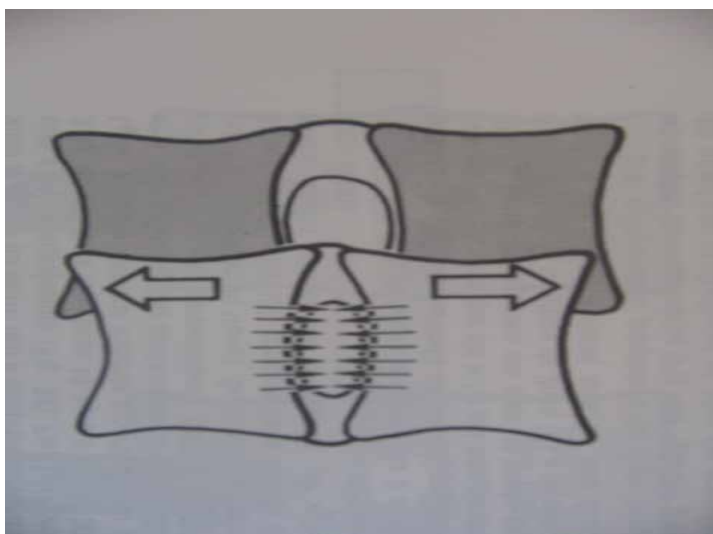
protuir para o canal medular e surgem as dores. Os sinais neurológicos surgem devido a pressão contra a medula espinhal. O diagnóstico da hérnia discal é feito por imagens como, a Tomografia computadorizada, a ressonância magnética, RX, eletromiografia. Estima-se que o tratamento não operatório seja menos eficaz em pacientes em estado avançado da doença e com disfunção neurológica, porém mesmo neste caso o tratamento não cirúrgico é indicado afim de prepará-lo para que o pós-cirúrgico seja mais rápido e com uma menor limitação. A abordagem não cirúrgica é recomendada (AMUNDSEN et al., 2000), para pacientes em estágio inicial e intermediário da doença, para aqueles que se recusam ao tratamento cirúrgico ou em que o tratamento cirúrgico é contra-indicado devido as doenças cardíacas, asma, doenças de pulmão, artrose, diabetes, obesidade grave, neuropatia periférica, artrite reumatóide e osteoporose (SPIVAK, 1998).

2.3 TRAÇÃO VERTEBRAL

A coluna vertebral pode ser definida como sendo o verdadeiro eixo do corpo humano, cabendo a mesma uma responsabilidade imensa, pois exerce papel de suporte ao tronco e cabeça dotada de flexibilidade que permite movimentos do tronco nos três planos, protegendo a medula espinhal e é estabilizada intrinsecamente pelos ligamentos e discos intervertebrais e extrinsecamente pelos músculos.

Quando este mecanismo esta alterado é utilizada a tração como meio de promover sua reestruturação. A tração vertebral (cervical, dorsal ou lombar) é um procedimento fisioterápico amplamente utilizado no tratamento e no alívio de certas condições clínicas da coluna vertebral, que são causadas pela redução do espaço intervertebral (KRAUSE et al., 2000), produzindo uma separação dos corpos vertebrais, como mostra na Figura 8. O aumento no espaço intervertebral visa reduzir a protrusão dos discos intervertebrais e aliviar a compressão mecânica produzida sobre certas estruturas vertebrais (como as terminações nervosas e facetas articulares) que podem provocar dor (RODRIGUES, 1998).

Figura 8 – Ação da tração na coluna vertebral



Fonte: (KAPANJI, 2012).

Define-se tração como o ato de puxar ou esticar utilizando uma força no sentido longitudinal da coluna. Na medicina, as forças são aplicadas ao corpo em geral para esticar uma determinada peça ou separar duas ou mais partes. A tração contínua é utilizada no tratamento das fraturas.

Na fisioterapia, a tração é geralmente limitada à coluna cervical ou lombar, para o alívio da dor e diminuição das pressões intradiscal (JAFFE et al., 2002).

Desde os tempos de Hipócrates, as tentativas de correção de escoliose tem freqüentemente envolvido a tração de uma forma ou de outra. No tratamento das fraturas de ossos longos iniciou-se a utilização da tração no ano de 1800 (PELTIER, 1968). As mais recentes tentativas de tração vertebral incluíram a aplicação da força de tração manual, com pesos livres ou com polia, com equipamento motorizados por inversão da gravidade usando o peso do corpo para gerar a tração .

A tração lombar tem sido utilizada por milhares de anos, e de várias formas em todo o mundo, tendo surgido de forma independente em uma civilização após a outra; A tração e manipulação são os tratamentos para o alívio de condições dolorosas, às vezes com notáveis efeitos imediatos, que são procurados por um número cada vez maior de pessoas (OMBREGT et al., 2013).

Segundo Knoplich (2003), apesar dos fatores favoráveis de aceitação na prática clínica, dentro da comunidade científica a tração ainda não é amplamente aceita por não ter demonstrado

sua eficácia, porém tem sido aplicada independentemente de se comprovar o seu efetivo valor no tratamento, com diversos pontos positivos no seu uso. Na prática, pode ser constatado que a tração melhora a algia da coluna vertebral. A tração espinhal é indicada para o tratamento da hérnia discal, protrusão discal, disfunção articular e outras doenças degenerativas (SAUNDERS, 1982).

Para Ramos e Martin (1994), todos os agentes fisioterápicos têm problemas na quantificação dos seus benefícios, pois aliviam os sintomas, mas o problema primário que é a diminuição do espaço intervertebral, não é atingido além de existirem muitas controvérsias no modo como essas várias técnicas terapêuticas são utilizadas.

Para Rodrigues (1998), o tratamento fisioterapêutico utiliza a tração como método que visa o reposicionamento dos discos entre as vértebras, realinhando o seu eixo e evitando o mecanismo de lesão (compressão das raízes nervosas), sanando assim a dor e inflamação das vértebras.

A tração gera o tensionamento das estruturas ligamentares do segmento vértebra, alargamento do forame intervertebral, nutrição através da descompressão do disco, alonga os músculos espinhais, cápsulas articulares, promove deslizamento das facetas articulares e diminui o achatamento de uma protrusão nuclear do disco, e abertura do forame neural (VICENZINO et al., 2011).

Para Maitland (2008), embora a tração possa ser realizada com as mãos, será mais eficiente, se for por meio de um aparelho, permitindo assim períodos mais longos de tração, mantidos com menor esforço. Não há um protocolo consistente para o uso do método de tração.

A experiência profissional e a resposta do paciente ditam o método, força, duração e frequência do tratamento.

Porém, é uma técnica com uma resposta imediata e satisfatória se feita corretamente, desde a avaliação clínica até a sua execução, levando em consideração todas as suas indicações, precauções, limitações, efeitos e o principal, a habilidade do terapeuta em realizá-la.

Está contra indicada qualquer tipo de tração para os casos em que há processo infeccioso da coluna ou tecidos de sustentação, como discite ou tuberculose, instabilidade ligamentares e osteoporose severa (DELISA, 1975).

2.4 TIPOS DE TRAÇÃO VERTEBRAL

Tração vertebral contínua é aquela aplicada por várias horas e requer a utilização de pequenas cargas. Este tipo de tração tem sido reportado como não eficaz para a separação das estruturas vertebrais, porque os sujeitos não toleram cargas mais altas que poderiam causar uma separação intervertebral importante (CARVALHO, 2005).

A tração sustentada ou estática é aplicada por períodos breves, de até trinta minutos. A curta duração deste tipo de tração é geralmente compensada por um aumento da magnitude da carga de descompressão. Para o uso da tração lombar sustentada é utilizada uma mesa partida ao meio para reduzir os efeitos da fricção no instante da tração e reduzir o desconforto ao sujeito. A carga de tração pode ser aplicada por meio de pesos suspensos ou por um dispositivo mecânico (SAUNDERS; SAUNDERS, 1998).

A tração intermitente é a mais confortável para o paciente, envolve a utilização de um dispositivo mecânico que aplica a força necessária para a tração, que é alternada com breves períodos de repouso, exemplo 10 segundos de tração e 10 segundos de descanso 30 segundos de tração e 60 segundos de descanso. É utilizada uma mesa partida para reduzir fricção à tração (CYRIAX, 2007). Um dos maiores inconvenientes desse tipo de tração é que os efeitos dos períodos de repouso não são conhecidos e podem influenciar a resposta da coluna vertebral à tração. A tração intermitente é uma força usada alternadamente, aplicada e liberada em intervalos frequentes, geralmente em um padrão rítmico, podendo ser toleradas forças maiores que as usadas na tração mantida. A forma de aplicar a tração pode ser através de vários tipos de equipamentos, tanto para uso hospitalar clínico ou domiciliar e as unidades motorizadas. Em geral, tem algum tipo de indicador cujo objetivo é medir a quantidade de força aplicada na tração.

A tração intermitente é muito segura havendo a indicação da tração intermitente na literatura, porém, não há evidências relacionadas à escolha de um método (PRENTICE, 2004).

A tração manual é aplicada pela ação do terapeuta que exerce uma força de tração manual sobre a coluna vertebral do sujeito. Este tipo de tração é normalmente aplicado por alguns de duração ou pode ser aplicado um tracionamento rápido súbito (SAUNDERS, 1982).

A tração posicional é aplicada colocando o paciente em diversas posições. Alguns elementos, tais como travesseiros, blocos, ou sacos de areia podem ser utilizados para promover um tracionamento longitudinal nas estruturas vertebrais. Tanto a tração manual quanto a tração

posicional possuem o inconveniente de não mensurar a força de tração, que é aplicado pelo terapeuta. Desta forma, os resultados decorrentes destes tipos de procedimentos são difíceis de serem analisados (CARVALHO, 2005).

A autotração é executada pelo próprio paciente puxando seus membros inferiores pelos seus braços, num movimento de flexão do quadril e joelhos. A direção da tração pode ser alterada pelo próprio paciente e também variações de tratamento (SAUNDERS, 1982).

A tração gravitacional é produzida pelo peso corporal associado à gravidade, que fornece a força de tração para causar aumento dos espaços intervertebrais. Este tipo de tração é geralmente realizado através de correias especiais que fixam a pelve, ou por meio de “botas” que prendem aos tornozelos, na intenção de reverter à ação da gravidade, colocando o indivíduo em uma posição invertida (BOOCOOCK et al., 1990).

O resultado mais reprodutível de tração da coluna é o alongamento. Cyriax (2007), informou que aplicar uma força de 41,5 N resulta em um aumento de 10 mm, na distancia total entre a vértebras.

Estudos realizados por Mckenzie (2006), para determinar o peso ideal para a tração cervical, concluiu que o peso mínimo para realizar qualquer separação vertebral é de 113 N de força por 1 minuto, e gera um alongamento de 20 mm da coluna cervical após a tração. Forças maiores, e em alguns casos muito maiores, tem sido usadas, mas a maioria dos estudos e concluiu que alongamentos de 2mm a 20mm da coluna vertebral podem ser conseguidos.

2.5 APLICAÇÃO DA TRAÇÃO NA COLUNA LOMBAR

A tração na coluna lombar alivia o espasmo muscular devido ao seu efeito semelhante a uma massagem sobre músculos e estruturas ligamentares e capsulares. Melhora a circulação sobre os tecido e evita a formação de aderências entre as bainhas das raízes nervosas e estruturas capsulares adjacentes. O estiramento dos tecidos em torno da raiz nervosa possibilita um fluxo circulatório livre que melhora a nutrição proporcionando a remoção de metabólicos e exudados produzidos por inflamação de baixo grau. Além disso, a mobilização das articulações facetarias auxiliam a lubrificação e a nutrição do disco intervertebral (RODRIGUES, 1998).

Anualmente nos Estados Unidos são realizados mais de 90 milhões de tratamentos utilizando a tração, e os pacientes geralmente se sentem melhor, e raramente surgem

complicações, sendo a razão mais aceitável para a rejeição desse tratamento a falta de prova científica dos seus benefícios (NORDIN, 2014).

O estudo realizado por Krause et al. (2000), descreve a normalização do déficit neurológico, alívio da dor radicular, reduz a protrusão do disco intervertebral, alteração da pressão intradiscal, melhora do teste de elevação de membro inferior e alívio da dor, como benefícios clínicos da tração intervertebral.

A tração proporciona a separação dos corpos vertebrais possibilitando um aumento de fluxo de líquido nas estruturas capsulares, melhorando a nutrição dos discos intervertebrais. Também tem seus efeitos neurofisiológicos pela modulação do estímulo nociceptivo de maneira descendente ou ascendente (KRAUSE et al., 2000).

A tração tem a indicação de melhorar os sinais e sintomas de uma lombalgia ocasionada por efeitos mecânicos (MESZAROS et al., 2000). A Divisão da tração pelos seus efeitos mecânicos e neurofisiológicos é uma divisão artificial, talvez pelo fato de que os seus efeitos ocorram pela combinação dos dois. Por exemplo, o efeito mecânico da separação vertebral deve induzir a mudanças neurofisiológicas que são responsáveis pelo alívio de dor (KRAUSE et al., 2000).

São contra indicações para o uso da tração, doença estrutural secundária a tumor, devido fraturas, infecção óssea, problemas vasculares de qualquer condição, principalmente nas trações gravitacionais, cardiopatias, distúrbios respiratórios graves, processos anquilosantes da coluna e osteoporose.

2.6 CARGAS E TEMPO DA TRAÇÃO

A relação entre a carga e o tempo de tração ainda é um aspecto de difícil mensuração, pois não existe um padrão e nem consenso sobre estas variáveis. Estudos sugerem que as cargas de tração devem ser prescritas em função da massa corporal e afirmam que cargas de aproximadamente 10% do peso corporal são satisfatórias para promover uma separação vertebral (MAITLAND, 1986).

Para Maitland et al. (2008), o tempo para a tração alcançar seu ápice é de 300 a 600 segundos de tração, outro estudo relata a aplicação de tração de forma mais fracionada, 300, 600 e 900 segundos. Para Mellion et al. (2012) em seu estudo indica 1800 segundos de aplicação de tração gravitacional. O tempo em que estas cargas são aplicadas varia de acordo com a patologia,

mas de modo geral cada estudo coloca um tempo aleatório, não precisando a explicação da escolha deste tempo de tração, ou seja, o fator tempo também não está claramente definido e precisa ser estudado.

Para existir uma relação importante de interação entre a magnitude e o tempo de aplicação das cargas de tração impostas sobre a coluna vertebral é necessário correlacionar também a reação das forças exercidas pelos músculos envolvidos.

Para a real avaliação das modificações e adaptações da coluna vertebral à tração, torna-se imprescindível à compreensão das relações de carga e tempo de aplicação das forças de tração *in vivo*.

A única terapia que foi aceita como um método que dispensa a intervenção cirúrgica e que produz aumento da pressão hidrostática e promove alívio nas estruturas intrínsecas (discos intervertebrais e facetas articulares) da coluna é a tração vertebral (RAMOS, 1994).

Com o passar das décadas estudos a cerca de tração na coluna lombar vem sendo publicados. Os autores Constantoyannis et al. (2007), utilizaram uma tração de 136 N, com duração 7 segundos de tração e 5 segundos de relaxamento, e flexão de 24° da coluna, cujo melhor resultado da separação vertebral máxima ocorreu após 25 minutos.

Em outro estudo, Colachis e Strohm (1969), estudaram 10 sujeitos de 22 a 25 anos de idade, utilizaram uma carga entre 226 e 453 N, a coluna lombar do sujeito foi radiografada antes e após a tração com uma carga de 226 N por dez segundos de tração com cinco segundos de repouso e logo em seguida aplicou tração com 453 N com os mesmo intervalos de repouso; Baseados nos resultados deste estudo constatou-se que houve a separação intervertebral, porém existem erros que se cometem ao longo das séries de radiografias e também as cargas aplicadas durante a tração se dissipam através dos tecidos. Desta forma, não foi possível determinar se a carga de 453 N foi a mais efetiva ou se o aumento do espaço posterior das vértebras lombares ocorreu em função de um efeito cumulativo das cargas.

Para Gupta e Ramarao (1978) estudaram quatorze voluntários com história de protrusão discal. Neste estudo foram aplicadas cargas de tração intermitente de 270 a 360N, durante três a quatro horas com intervalos de quinze a vinte minutos de repouso durante dez a quinze dias; resultando melhora das protrusões discais lombares em nove entre os quatorze casos. A melhora dos sintomas da dor foi encontrada naqueles em doze casos. A idade dos sujeitos, o tempo de

lesão e os critérios de seleção das cargas de tração não foram estabelecidos e causam dificuldades na interpretação dos resultados.

Segundo Lê blanc et al. (1994) estudaram o disco intervertebral de astronautas que ficaram dezessete semanas em repouso absoluto, avaliando o volume do disco através de exames de ressonância magnética. Este estudo demonstrou que a diminuição da carga externa (força gravitacional) causa um desequilíbrio do fluído dos discos intervertebrais e assim, o líquido entra para o interior dos discos intervertebrais (núcleo pulposos) fazendo com que o volume discal torne-se maior e no decorrer dos dias em que os astronautas estão em treinamento apresentam um volume maior do que em condições normais.

Para Bridger (2000) estudou dez voluntários obesos com idades entre 21 a 31 anos utilizando uma carga de tração de um terço de sua massa corporal. Através de um estadiômetro demonstrou que a tração gera aumentos na estatura dos voluntários e que ela é tempo-dependente estabilizando sua estatura após meia hora de tração.

Estudos feitos por Meszaros et al. (2000), utilizaram cargas de 10%, 30% e 60% do peso corporal em pacientes com lombalgias e/ou com sintomatologia radicular. Os autores concluíram que cargas de tração de 30 e 60% do peso corporal são mais efetivas para a diminuição da dor e possibilitam um maior grau de elevação dos membros inferiores nos pacientes com lombalgias e/ou com sintomatologia radicular.

Segundo Mckenzie et al. (2006), aplicaram cargas de tração sobre a coluna vertebral de 450 N em trinta pacientes com hérnias lombares discais, utilizou a tomografia computadorizada, que registrou imagens antes e durante a aplicação da tração e puderam registrar as mudanças ocorridas durante o tratamento. Os seus achados indicam que a tração de 450 N é efetiva para a produção de um alongamento dos ligamentos anteriores e posteriores da coluna vertebral e constataram, que existe um efeito de sucção da hérnia discal sob tração na maioria dos casos.

Para Twomey (2012), estudou a separação intervertebral da coluna lombar de vinte e três cadáveres de 18 a 84 anos, aplicando uma tração de 90N por trinta minutos resultando 7,5 mm de aumento de altura intervertebral após a tração.

Segundo Ombreg et al. (2013), estudaram quarenta e um pacientes com dores lombares, utilizando uma carga de 55N e, 82N, os voluntários tiveram melhoras significativas com a tração após um período de três semanas de tratamento.

2.7 POSICIONAMENTO EM FLEXÃO DA COLUNA LOMBAR

Segundo Caillet (2003), aplicou tração em 20 pacientes com dor lombar em decúbito ventral após ter passado por tentativas falhas em decúbito dorsal. Dezenove dos vinte melhoraram com a tração em decúbito ventral, claramente relacionado ao alargamento dos forames intervertebrais com a flexão, com o efeito máximo ocorrendo entre 20 e 45% de amplitude.

Em estudos realizados por Ramos e Martin (1994), que avaliou a alteração da pressão discal no segmento lombar em cargas de tração intermitente de 226N e 453N em cinco sujeitos com hérnias discais lombares através de processo cirúrgico com colocação da cânula com um transdutor de pressão no espaço L4-L5 do sujeito, a tração foi executada por aproximadamente trinta minutos durante dez a quinze dias para que o sujeito se ambientasse com a tração, onde ele permanecia seguro pelos quadris através de um cinturão e o próprio sujeito segurava com as mãos uma barra fixa durante a tração, o posicionamento dos sujeitos era em decúbito ventral em cima de uma mesa de tração com uma maca partida ao meio para diminuir a fricção durante o tracionamento e diminuir o desconforto do sujeito, constatou-se através da diferença das pressões intradiscas que havia uma redução significativa da alteração da pressão intradiscal durante a tração vertebral. A extensão da descompressão mostrou a relação inversa da tensão aplicada e da pressão hidrostática.

Para Caillet (2001), quanto maior o ângulo de flexão em que a coluna é colocada antes de iniciar a tração, maior a separação vertebral, especialmente a face posterior do corpo vertebral.

Lee et al. (2001) evidenciaram o posicionamento ideal para a realização da tração da coluna lombar em decúbito ventral com o tronco semifletido uma vez que a superfície de contato da lombar com a mesa gera uma resistência que diminui a força de tração, assim a adoção de uma mesa partida ao meio fará com que minimize essa força de resistência.

Para Lee e Evans (2001) e Edmond (2010), o momento de flexão e a tração axial da coluna vertebral em flexão de membros inferiores é mais efetiva para o alongamento dos tecidos posteriores da coluna vertebral, reduz a pressão intradiscal devido ao aumento da tensão do anel posterior e o alongamento do ligamento longitudinal posterior, gerando assim o aumento do forame intervertebral cuja obstrução é a principal causa de dor e comprometimento na ciatalgia.

2.8 ELETROMIOGRAFIA

Eletromiografia (EMG) é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Ela ilustra inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, para reeducação da ação muscular (*biofeedback* eletromiográfico), para a biomecânica como indicador de estresse, identificador de padrões de movimento e parâmetro de controle do sistema nervoso.

O sinal eletromiográfico representa a atividade elétrica associada com a contração do músculo e seus sinais são afetados pelas propriedades anatômicas e fisiológicas dos músculos e pelo *déficit* do sistema nervoso periférico. A EMG é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, gerando a medida dos potenciais de ação do sarcolema muscular, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico é a somatória algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais, fornecendo informações relevantes sobre o ponto de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (MARCHETTI; DUARTE, 2006). A EMG tem como aplicação o estudo da função motora onde o tempo de ativação e a amplitude do sinal são importantes, estudo do relaxamento e tensão muscular ou *biofeedback*, e a análise da relação da atividade de um grupo muscular.

3. DESENVOLVIMENTO EXPERIMENTAL

Toda parte experimental deste trabalho foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá/UNESP.

Esta pesquisa foi submetida e aprovada pelo MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP (Anexo C), com parecer consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa – CEP, sob o CAAE 23026213.400005431, da Instituição Proponente: INSTITUTO SANTA TERESA e patrocinador principal: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JÚLIO DE MESQUITA FILHO.

Número do parecer: 441.260, data da Relatora: 30/10/2013 (Anexo D).

Seguindo assim todos os procedimentos exigidos para a utilização de voluntários humanos *in vivo*.

3.1 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS

3.1.1 Maca de Tração

Foi confeccionada especialmente para este trabalho uma maca de tração mecânica, como mostra a Figura 9. A maca é provida também de dois motores hidráulicos e estes motores possuem a função de elevação da maca e realização do movimento de flexo-extensão dos membros inferiores, como pode ser visto na Figura 10. Este equipamento permite aplicar uma força na coluna lombar em ângulo fixo, ou em ângulos variáveis durante sua aplicação.

Figura 9 – Maca de tração em posição de flexão.



Figura 10- Detalhe do motor hidráulico que realiza a tração.



3.1.2 Eletromiógrafo

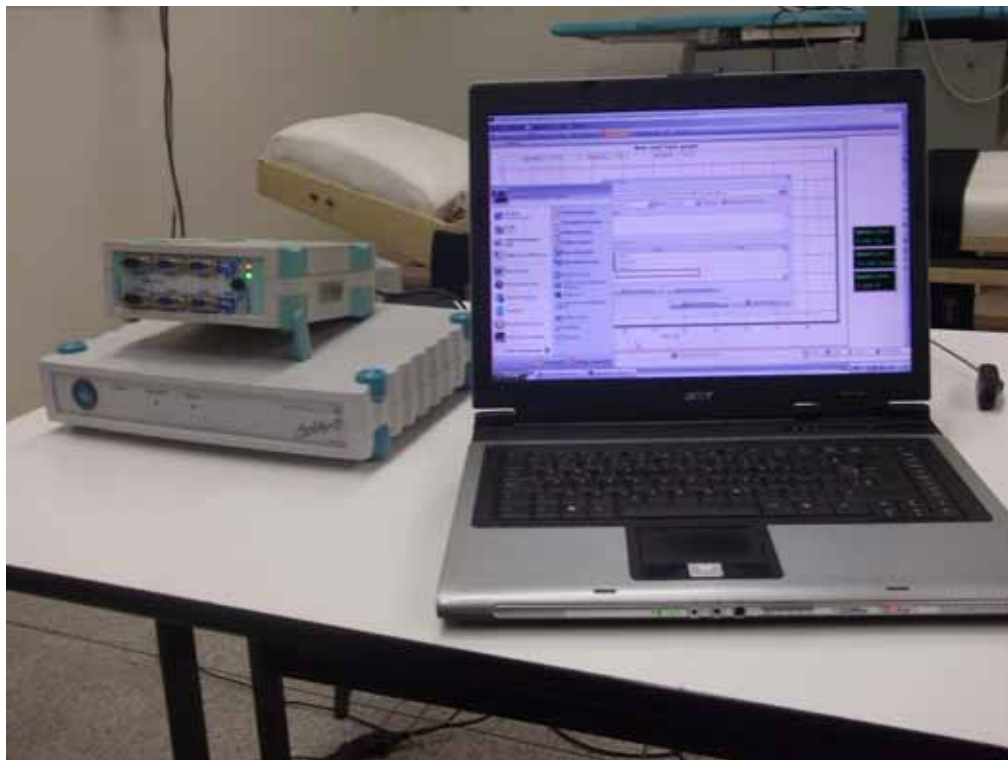
Foi utilizado um eletromiógrafo, marca EMG System do Brasil, modelo EMG-8000, com as seguintes características técnicas:

- Placa de conversão analógico/ digital de 16 bits de resolução;
- Amplificador de EMG com ganho de amplificação total de 2000 vezes filtro passa-banda de 20 a 500 Hz;
- Eletrodos bipolar ativos de superfície, com pré-amplificação de ganho 20 vezes, cabo blindado e com clipe de pressão na extremidade, rejeição de modo comum >100dB;
- *Software* de coleta e análise de sinais com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal da plataforma Windows;
- Módulo de rejeição comum > 100dB;
- Ganhos dos pré-amplificadores (cabos);
- Ganho cada canal = ganho 100 vezes (configuráveis);
- Impedância do sistema = impedância Ohms;
- Taxa de ruído do sinal <3 μ V RMS;

Filtros no equipamento, FPA (passa alta) com frequência de corte de 20 Hz e FPB (passa baixa) com frequência de corte de 500 Hz, realizada por um filtro analógico do tipo *Butterworth* de dois pólos.

O EMG mostrado na Figura 11, marca EMG System do Brasil, modelo EMG-8000, utilizado neste trabalho possui como características básicas, captar a duração, amplitude e frequência dos sinais elétricos gerados pelo músculo. A duração da atividade EMG, corresponde ao período de ativação do músculo estudado. A amplitude expressa o nível de atividade do sinal, e varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo, fornecendo informação sobre a intensidade de ativação muscular. A frequência pode ser entendida como a taxa de excitação da célula muscular.

Figura 11- Eletromiógrafo de superfície, marca EMG System do Brasil, modelo EMG-8000.



3.1.3 Amplificação do Sinal do EMG

Existem basicamente duas técnicas para captar o sinal do EMG: monopolar e bipolar. Na configuração monopolar apenas um eletrodo é colocado na pele por cima do músculo. Este eletrodo detecta o potencial elétrico relativo a um eletrodo de referência colocado num local onde não é afetado pela atividade elétrica gerada pelo músculo a ser estudado.

Na configuração bipolar são usados dois eletrodos em cada músculo, que também captam o sinal em relação a um eletrodo de referência colocado em um ponto neutro (terra). Porém na técnica bipolar o corpo humano funciona como uma antena para captar e conduzir energia eletromagnética, desta forma, todo e qualquer ruído (sinal eletromagnético) proveniente de aparelhagens como motores, lâmpadas fluorescentes ou ainda ondas de rádio, tendem a penetrar nos eletrodos gerando ruídos indesejáveis, sendo então a técnica monopolar escolhida para este trabalho.

3.1.4 Filtragem do sinal de EMG (por *hardware*)

A filtragem do sinal de EMG tem como função excluir ao máximo os ruídos indesejáveis que por ventura o eletrodo de superfície vier a captar fora do sinal elétrico do músculo. Cada uma dessas interferências tem características próprias que é necessário conhecer para a sua eliminação, seja na fase de medição, ou de processamento.

O pulso elétrico muscular varia de 10Hz a 1000Hz, sendo preconizado que qualquer frequência abaixo ou acima destes valores é considerado ruído e é eliminada da coleta através de *software*. A interferência tem a sua informação útil localizada numa banda de frequências determinadas, reduzida pelo efeito de “ filtro dos tecidos” que se interpõem entre as fibras ativas e a superfície de detecção. A banda passante de um filtro corresponde 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). Pode também ser usado filtro eliminador de frequências específicas (filtro Notch). Quando se estabelece contato entre dois materiais de propriedades elétricas diferentes, gera-se um equilíbrio nesta junção que ocasiona um potencial de polarização. Qualquer pequeno movimento entre o eletrodo e a pele produz uma corrente alternada que induz ruído no sinal EMG. Como estes ruídos são interferências de baixa frequência, não excedendo os 10-15 Hz, é possível remover a maior parte com um filtro que corte as frequências do sinal abaixo destes valores.

Em relação a frequência de corte superior, alguns pesquisadores referem que a energia mais significativa vai até os 1000 Hz. Outros tipos de interferências elétricas que deve-se evitar são as originadas em campos eletromagnéticos de equipamentos próximos ao EMG, os quais produzem ruídos característicos, pela sua natureza cíclica. Estas interferências são facilmente detectáveis, porém são difíceis de serem eliminadas por filtragem, uma vez que sua frequência característica cai precisamente numa parte de espectro em que o sinal mioelétrico é bastante rico, sendo a melhor opção eliminar a fonte de ruído ou realizar a coleta em um lugar mais afastado possível de aparelhos que geram campos eletromagnéticos.

3.1.5 Eletrodos de superfície

Os eletrodos de superfície são utilizados quando o eletrodo de agulha é contra indicado ou quando sua coleta tem que ser realizada por várias vezes. A grande vantagem deste tipo de

eletrodo é que ele não é um processo invasivo e não causa qualquer tipo de sofrimento ao paciente, porém a qualidade do sinal não é tão precisa como o eletrodo do tipo agulha, sendo necessário avaliar o custo-benefício ao se escolher o tipo de eletrodo e avaliar a necessidade que dependerá do tipo de estudo realizado. Os eletrodos de superfície são aderidos à pele e sua área de detecção capta a diferença de potencial elétrico. Entre os fatores que afetam os sinais de EMG, podemos destacar a frequência do sinal, distancia entre os eletrodos, localização correta entre os pontos motores, sua zona de inervação e orientação do eletrodo em relação às fibras.

3.1.6 Goniômetro

Para se obter a angulação do voluntário durante o movimento foi desenvolvido um goniômetro digital, utilizando-se um potenciômetro ligado à plataforma Spider 8 gerando sinais digitais, referente ao posicionamento angular da maca de tração como mostra a Figura 12, sua calibração foi feita através de um goniômetro digital marca DWM, modelo 40 L Profissional com precisão de medição de $\pm 0,1^\circ$, sua calibração era zerada em todos as coletas comparando o intervalo inicial de 0° e o final de 90° entre o goniômetro e o potenciômetro, alimentando então o *software* Catman, calibrando assim o sistema.

Figura 12- Goniômetro digital elaborado através de um potenciômetro



3.1.7 Célula de carga

As cargas das forças de tração foram medidas através de um sensor tipo célula de carga com capacidade de até 1000 N, montado na maca de tal forma a captar a tração durante o movimento de flexão ou extensão. A Figura 13, mostra o detalhe da célula de carga utilizada.

Figura 13- Célula de carga, montada na maca.



3.1.8 Spider 8

O Spider 8 (Figura 14), é um equipamento que basicamente captura os sinais analógicos da célula de carga e do potenciômetro do sistema e o transforma em sinais digitais. Cada canal do Spider 8 dispõe de uma alimentação para transdutores, amplificadores, filtros e conversores analógicos/digital (A/D) passivos. Todos os conversores A/D trabalham sincronizados e fornecem até 9.600 valores medidos por segundo com uma resolução de 16 bit por canal, segundo manual de instrução do fabricante HBM do Brasil.

Para o registro e a análise dos dados de medição gerado pelo Spider 8 foi utilizado o *software* Catman.

Figura 14- Equipamento Spider 8, montado com eletromiógrafo.



3.1.9 Eletro estimulador funcional (FES)

Foi utilizado um eletroestimulador funcional (FES), marca Bioset modelo *Physiotonus Four*, com corrente de baixa frequência, bifásica FES e eletrodos condutores de borracha. Este aparelho, dentre outras funções, tem a capacidade de facilitar a localização da placa motora e a inervação do músculo para a colocação correta do eletrodo, gerando assim um sinal mais puro e um menor nível de ruído.

3.1.10 Operacionalização do sistema

Para a operação do sistema foram utilizados dois Microcomputadores: Intel *Graphic Media Accelerator* 4500 MHD (com processadores Intel Pentium Core TMi3) Placa de vídeo integrada Intel.

3.2 DESCRIÇÃO DO EXPERIMENTO

3.2.1 Coleta de Dados

Neste estudo foram coletados dados de 10 (dez) voluntários com idades entre 18 anos e 57 anos, sendo 6 (seis) do sexo masculino e 4 (quatro) do sexo feminino.

Os Voluntários foram orientados acerca dos objetivos do trabalho e dos procedimentos do experimento. Cada voluntário assinou um termo de esclarecimento e livre consentimento, que se encontra no Anexo B. Na qual declara ser voluntário para fins de experimento científico de livre e espontânea vontade. Que foi orientado sobre a metodologia e o tipo do experimento. Que é maior de idade e não receberá nenhum tipo de gratificação, seja ela em dinheiro ou bonificação.

A tração mecânica é contra indicada a pessoas que possuam problemas congênitos, síndrome de down, osteoporose, processos tumorais, fraturas não estabilizadas ou uso de próteses, devido a este critério somente serão aceitos voluntários saudáveis e sem patologias progressas.

As coletas de dados foram previamente agendadas de acordo com os horários disponíveis do Laboratório de Mecânica da FEG/UNESP, dos técnicos do laboratório, dos professores e dos voluntários.

Posicionou-se o voluntário em decúbito ventral procurando um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar como mostra a Figura 15.

A fixação do voluntário foi feita por meio de três cinturões de 10 cm de largura e de comprimento ajustável, feito com material utilizado em cintos de segurança dos automóveis com velcro, que possibilita um fácil ajuste e uma rápida abertura. Este sistema também propicia uma melhor fixação do voluntário na maca e consequentemente um maior ganho no esforço de tração.

Figura 15- Voluntário em decúbito ventral.



3.2.2 Tratamento do sinal de EMG

Análise do processamento do sinal

O sinal do EMG é processado através do *software* Catman, que primeiramente capta os registros do EMG, passa pelo processo de retificação da onda, obtendo-se o valor absoluto do traçado do sinal, convertendo todos os sinais negativos em positivos. É submetido a um filtro Butterworth, passa alta de 5 Hz e passa baixa de 500 Hz.

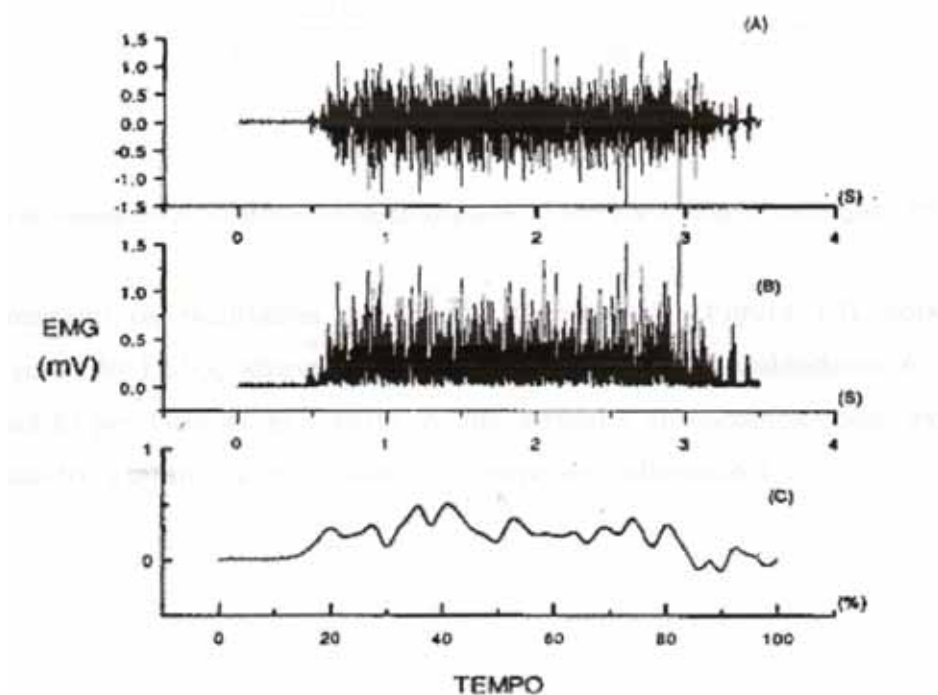
O sinal eletromiográfico foi processado nos domínios do tempo e da frequência; para análise no domínio do tempo, foi calculado o valor de RMS (valor médio quadrado), a fim de representar a amplitude média do sinal eletromiográfico, conforme a equação 1:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (1)$$

Segundo De Luca (1997), Nagae; Alves (2011), essa é a forma de processamento que melhor representa amplitude do sinal eletromiográfico em contrações musculares, como mostra o exemplo da Figura 16.

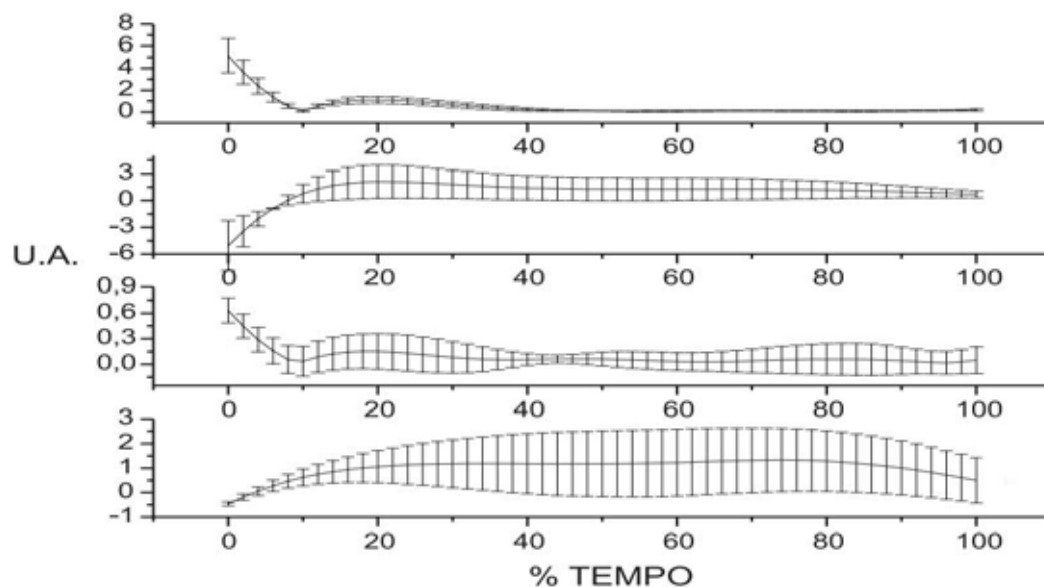
O processamento do sinal eletromiográfico foi executado pelo software Matlab 6.5, utilizando-se funções específicas para avaliar a qualidade do sinal e para obter os valores de RMS e frequência mediana.

Figura 16- Etapas da análise e processamento do sinal do EMG.



Fonte: (NAGAE e ALVES, 2011).

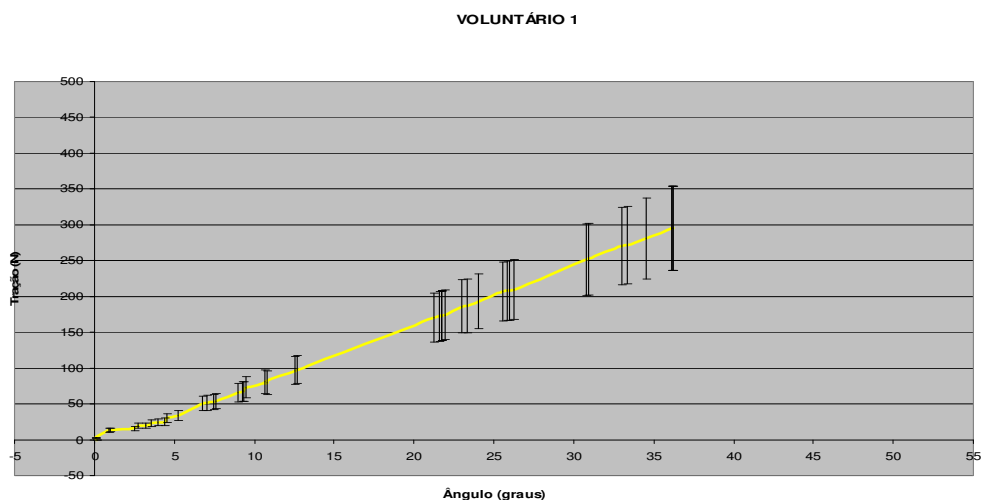
Figura 17- Exemplo um sinal do EMG, apresentando uma curva de tendência calculada através do valor de RMS.



Fonte: (GONÇALVES, e BARBOSA, 2002).

Para apresentar os resultados em formas de gráficos, adotou-se o tratamento do sinal do EMG, através da curva de tendência, calculando-se o valor do RMS como descrito por Gonçalves e Barbosa (2002), como mostra a Figura 18.

Figura 18 – Tratamento da curva de tendência, calculando-se o valor do RMS como descrito por Gonçalves e Barbosa (2002).



A pele do voluntário foi limpa com álcool etílico hidratado, para a colocação dos eletrodos de forma perpendicular às fibras do músculo paravertebral.

Para garantir que os eletrodos estivessem próximo ao ponto motor, onde há uma maior atividade elétrica, foi colocado um eletrodo do FES no feixe muscular a ser analisado e o outro pólo na palma da mão do analisador, com o aparelho ligado em uma corrente de 35 mA. O analisador procurou a placa motora deste feixe muscular com o dedo indicador, assim que a placa motora for encontrada o músculo realizou uma contração involuntária devido a melhor passagem da corrente elétrica e por consequência da condução nervosa, sendo este o ponto exato para a colocação do eletrodo, evitando falsos negativos e diminuindo significativamente os erros de posicionamento do eletrodo, muito comuns neste tipo de coleta.

Para as características dos músculos paravertebrais estudados, o ganho e a amplificação do sinal do EMG durante a contração voluntária máxima, sua amplitude que não deve exceder os 5 mV pico a pico, para isso o ganho utilizado foi ajustado entre 10 e 1000 vezes o valor de entrada.

Foi colocado o eletrodo “terra” na Espinha Ilíaca Antero Superior (EIAS) devido ser uma proeminência óssea, mais próxima da coluna, e que apresenta uma boa área de contato.

A tração lombar foi realizada por um motor hidráulico tipo atuador que gerou o movimento de flexão dos membros inferiores dos voluntários, ao iniciar a coleta o voluntário foi submetido a uma pequena dose de tração, aumentando gradativamente até que o voluntário ainda se sentisse confortável. Quando começou a gerar incomodo a tração foi interrompida, a partir deste instante foram cronometrados 15 segundos devido à fase de adaptação muscular, após este período iniciou-se o movimento de extensão retornando os membros inferiores ao estágio inicial do voluntário, cessando assim a coleta como mostra a Figura 19.

Para a aquisição dos sinais, os dados da tração gerada na coluna dos voluntários foram captados por uma plataforma chamada Spider 8 que tem a função de captar os sinais analógicos e o transformá-los em sinais digitais.

A angulação foi feita através de um potenciômetro com uma saída analógica que também é ligado ao spider 8.

Por fim, os dados das reações musculares foram obtidos através do EMG que captou a atividade elétrica do músculo, coletados os dados em duas etapas, a primeira durante a flexão (Tabela 1) e a segunda, durante a extensão (Tabela 2), gerando os padrões a serem analisados.

Os Resultados da coleta foram avaliados quanto à atividade elétrica dos músculos

(relaxamento muscular) em função dos fatores da carga de tração, angulação e tempo de aplicação de tração.

Figura 19 – Voluntário durante a coleta de dados.



4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

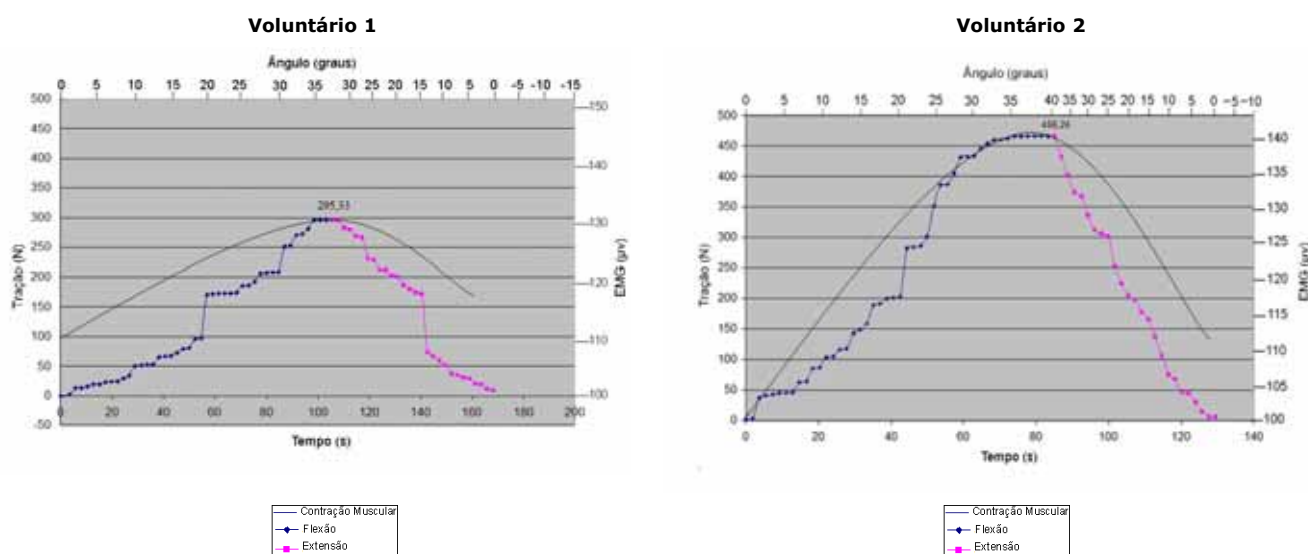
A primeira etapa deste trabalho foi a construção da maca de tração, a qual demonstrou ser efetiva para realizar a tração lombar com o voluntário em decúbito ventral e também foi capaz de realizar a tração dinâmica, atingindo assim o objetivo primário deste trabalho.

A segunda etapa foi descrito uma nova metodologia na colocação de eletrodo de superfície, utilizando o FES, de uma maneira prática e rápida para localizar a placa motora muscular, diminuindo assim os ruídos eletromagnéticos não provenientes da ação do feixe muscular, tendo uma captação do sinal do EMG mais efetiva.

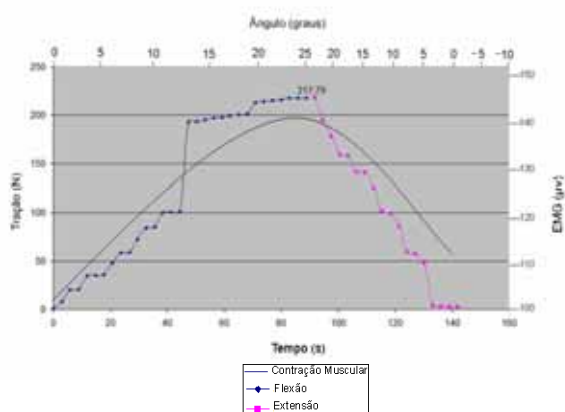
A tração em decúbito ventral apresentou uma boa opção para a diminuição dos espasmos musculares, uma vez que metade da amostra obteve relaxamento muscular após a tração.

A tração dinâmica foi apresentada durante o movimento de flexão e extensão dos voluntários, seus resultados estão apresentados em formas de tabelas e gráficos.

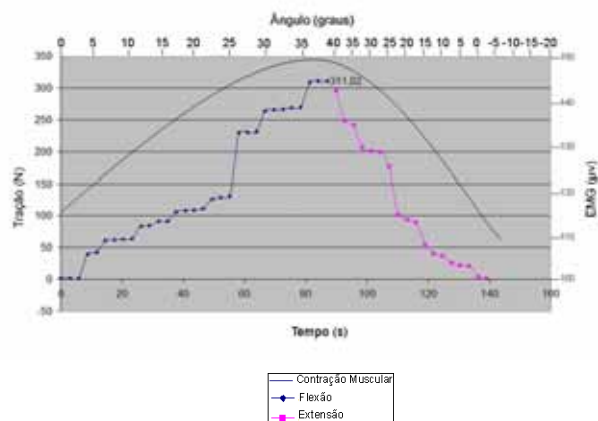
Figura 20- Relação entre o ângulo(graus), tempo(s), tração(N) e a contração muscular(μV) durante o movimento de flexão e extensão consecutivamente, no ensaio de flexo-extensão de todos os voluntários.



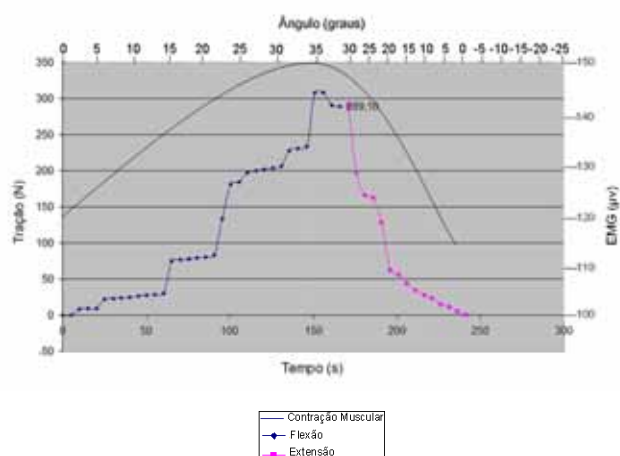
Voluntário 3



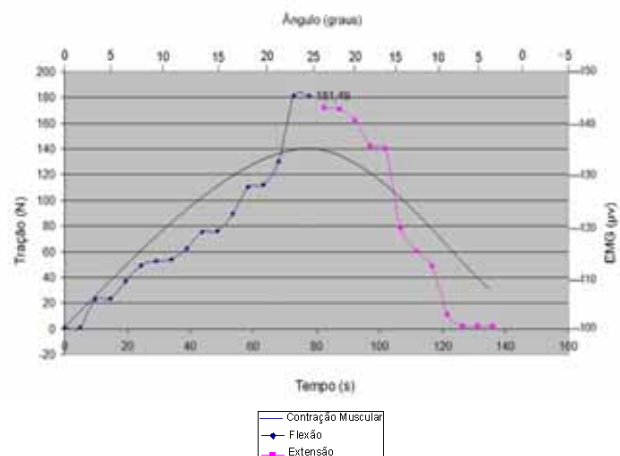
Voluntário 4



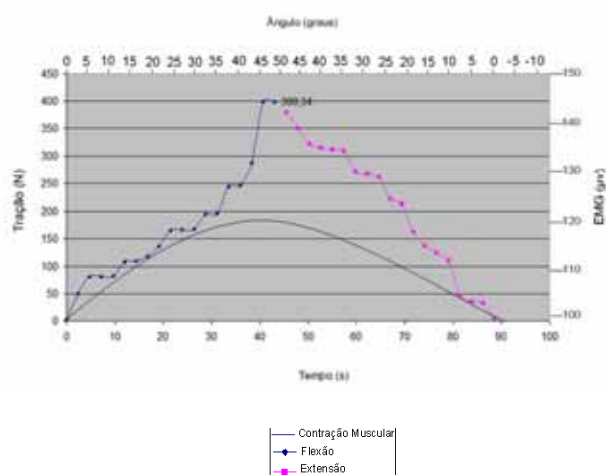
Voluntário 5



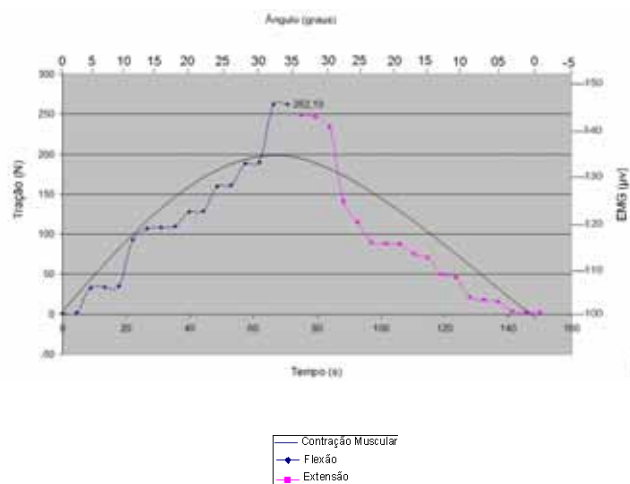
Voluntário 6



Voluntário 7



Voluntário 8



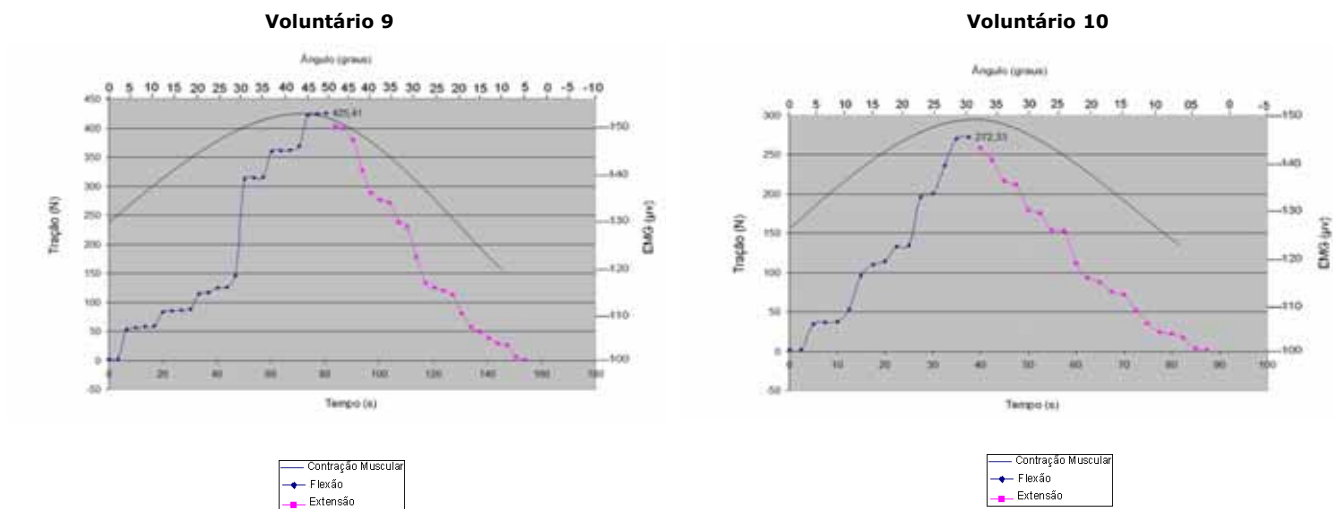


Figura 21- Refere-se aos dados, respectivamente da tração e do ângulo durante o movimento de flexão, no ensaio de todos voluntários.

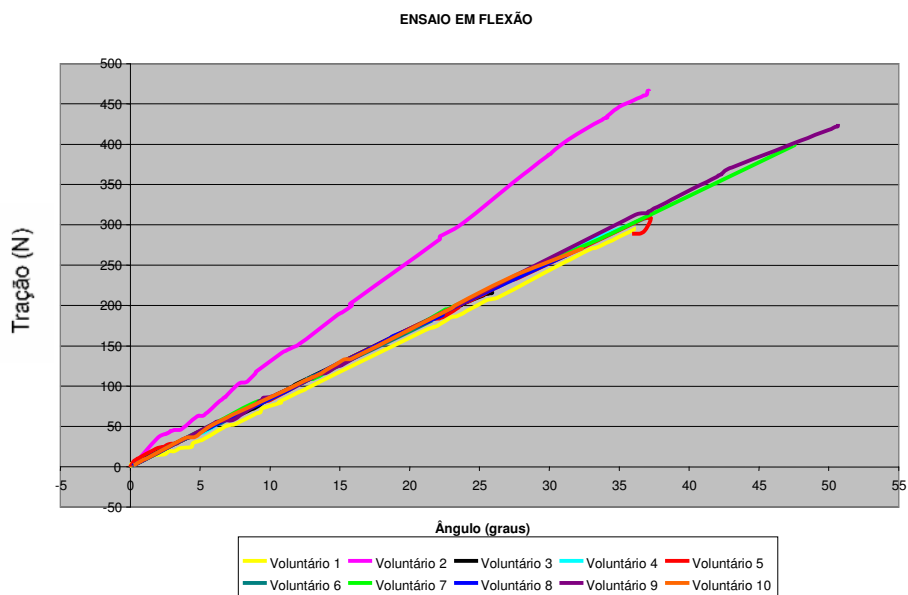


Figura 22- Refere-se aos dados, respectivamente da tração e do ângulo durante o movimento de extensão, no ensaio de todos voluntários.

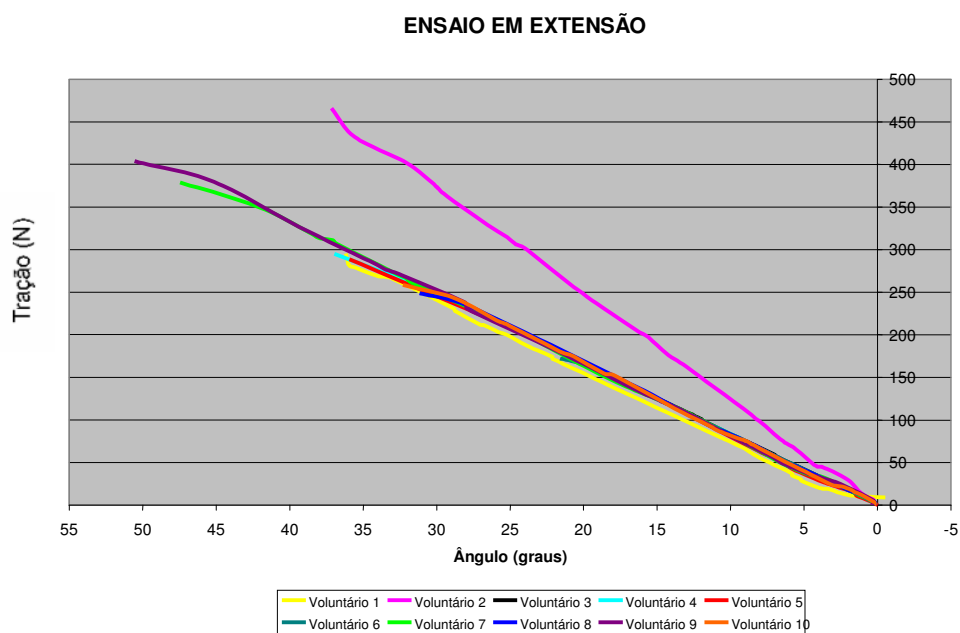
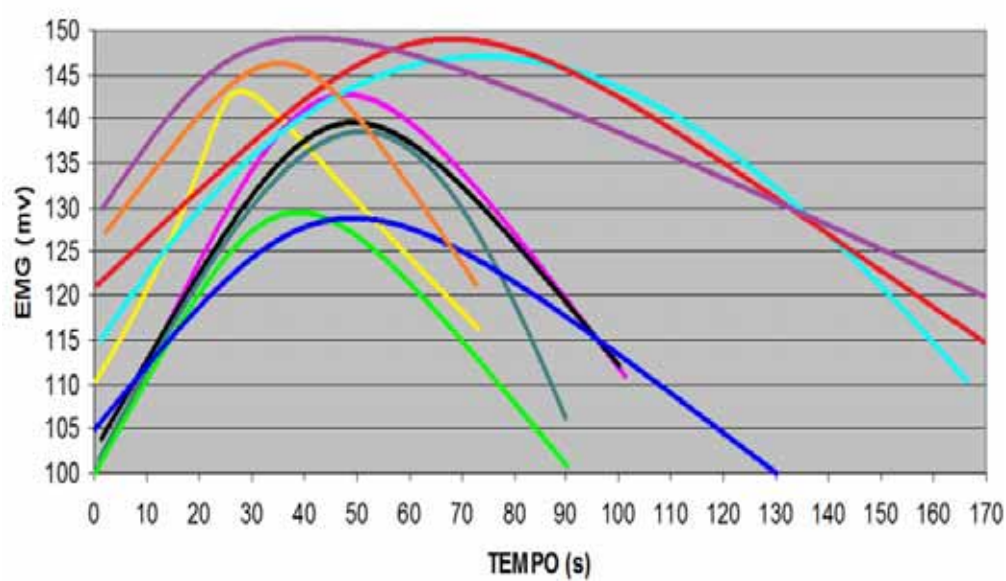


Figura 23- Refere-se a relação entre a contração muscular(μV) e o tempo(s) consecutivamente, de todos voluntários.



Os dados coletados durante a flexão e extensão dos voluntários apresentados na Tabela 1 relacionam a força da célula de carga medida em Newton, o tempo entre a flexão e a extensão, a angulação obtida por cada voluntário e a resultante do sinal do eletromiógrafo dada pelo valor médio quadrado (RMS).

Neste experimento os voluntários mais jovens e do sexo masculinos suportaram uma maior tração; O voluntário 2, sexo masculino e 18 anos de idade, obteve a tração máxima de 466,24 N provavelmente por ser um adulto jovem sedentário e apresentar contratura muscular no músculo ísquiotibial e o voluntário 6, sexo feminino e 45 anos de idade, apresentou a tração máxima suportada em 181,49 N.

O tempo do experimento não evidenciou relação entre a idade ou sexo, o tempo de duração variou entre o voluntário 10 com 90,17 s e o voluntário 5 com 246,71 s.

O sinal do eletromiógrafo coletado antes de iniciar o movimento de flexão variou entre o voluntário 7, sexo masculino 57 anos, com 96,66 μV e o voluntário 9, masculino e 19 anos de idade com 130,00 μV , e ao término da flexão o sinal eletromiógrafo variou entre o voluntário 7 com 117,91 μV com a menor intensidade e o voluntário 9 com 152,85 μV com a maior intensidade, devido a estes fatores relacionou-se que o sinal do eletromiógrafo é maior nos adultos jovem e menor nos mais velhos independentemente do sexo.

A apresentação do sinal do eletromiógrafo ao final da extensão variou entre o voluntário 8 com 94,32 μV e o voluntário 10 com 122,76 μV , esta e a fase do relaxamento muscular e não obteve-se relação entre o sexo e a idade nesta fase.

O ângulo da flexão máxima obtido variou entre o voluntário 6, sexo feminino e 45 anos de idade com 21,61° e do voluntário 9, sexo masculino e 19 anos de idade com 50,64°, apesar de apresentar uma relação entre a idade e o sexo entre estes dois voluntários, o mesmo não acontece com o restante da amostra, não conseguindo assim relacionar estes fatores para a angulação.

Tabela 1- Resumo dos valores referentes ao movimento de flexão e extensão.

FLEXÃO/EXTENSÃO	Vol 1	Vol 2	Vol 3	Vol 4	Vol 5	Vol 6	Vol 7	Vol 8	Vol 9	Vol 10	Média
Carga inicial Flexão(N)	0,12	0,27	1,32	1,88	0	1,1	2,42	1,59	2,58	1,65	1,29
Tração Máxima (N)	295,33	466,24	217,78	311,01	289,09	181,49	399,34	262,18	425,41	272,32	312,01
Duração tempo (s)	169,15	132,43	144,6	141,93	246,71	140,73	91,05	154,55	157,49	90,17	146,88
Início sinal EMG (μV)	111,11	100,99	103,61	115,13	120,87	101,34	96,66	101,64	130	127,65	110,9
Máx sinal EMG (μV)	130,64	140,41	142,29	150,64	150,18	135,53	117,91	135,13	152,85	148,68	140,43
Ângulo Inicial Flexão(°)	-0,1	2,83	0,19	0,27	0	0,16	0,35	0,23	0,37	0,23	0,45
Ângulo Final Flexão (°)	36,17	37,14	26	37,02	35,93	21,61	47,52	31,2	50,63	32,33	35,55
Carga Final Extensão(N)	9,06	5,1	2,51	1,21	0	1,87	4,12	1,7	0,39	0,81	2,67
Início sinal EMG (μV)	115,99	111,76	112,87	110	115,34	106,76	100,91	94,32	120	122,76	111,07
Ângulo Final Extensão (°)	-0,54	0,25	0,17	0,25	-0,03	0,15	0,33	0,21	0,35	0,22	0,14

Observa-se pela Tabela 2, que 50% dos voluntários, apresentaram um relaxamento muscular (grifado em azul) após a tração, acredita-se que o restante da amostra não obteve relaxamento muscular devido ao estudo realizar apenas um movimento de flexo-extensão, e que outras repetições levem ao aumento da taxa de relaxamento dos voluntários restantes. Tanto a célula de carga quanto o sinal do eletromiógrafo seguiram o mesmo padrão, ou seja, quando a musculatura contrai ou relaxa, os valores aumentam ou diminuem para os dois sensores equivalentemente, fator este que ratifica a sincronização do equipamento.

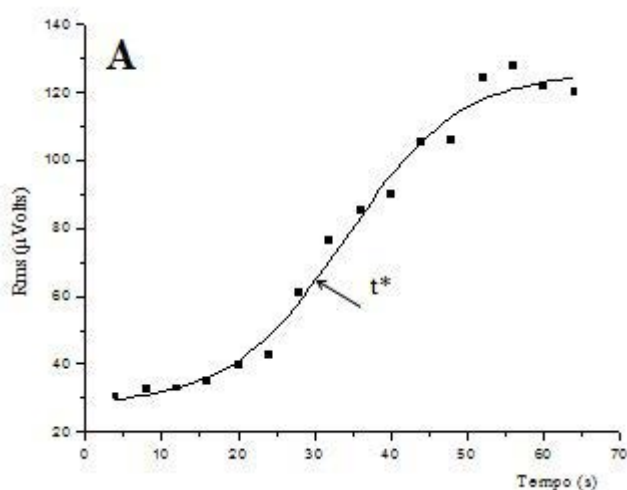
Tabela 2- Resumo dos valores da tração durante a flexão.

Voluntário	Carga Inicial (N)	Carga Final (N)	EMG Inicial (μV)	EMG Final (μV)	Relaxamento Muscular
1	0,12	9,06	111,11	115,99	NÃO
2	0,27	5,10	100,99	111,76	NÃO
3	1,32	2,51	103,61	112,87	NÃO
4	1,88	1,21	115,13	110,00	SIM
5	0,00	0,00	120,87	115,34	SIM
6	1,10	1,87	101,34	106,76	NÃO
7	2,42	4,12	96,66	100,91	NÃO
8	1,59	1,70	101,64	94,32	SIM
9	2,58	0,39	130,00	120,00	SIM
10	1,65	0,81	127,65	122,76	SIM

La Torre et al. (2007) e Kolyniak (2004) encontraram resultados semelhantes para a célula de carga, onde simultaneamente ao aumento da inclinação do tronco era gerado um aumento das magnitudes da força muscular no segmento do ronco, na qual foram encontradas fortes correlações entre a força neste estudo.

Segundo o estudo “Identificação da fadiga eletromiográfica em contrações isométricas crescentes” de Marson (2010), este descreve o tratamento para a curva de tendência, Figura 24, e o ajuste dos dados do RMS em função do tempo durante os testes feitos em rotina Matlab, no qual foram seguidos os mesmos tipos de tratamento para este trabalho.

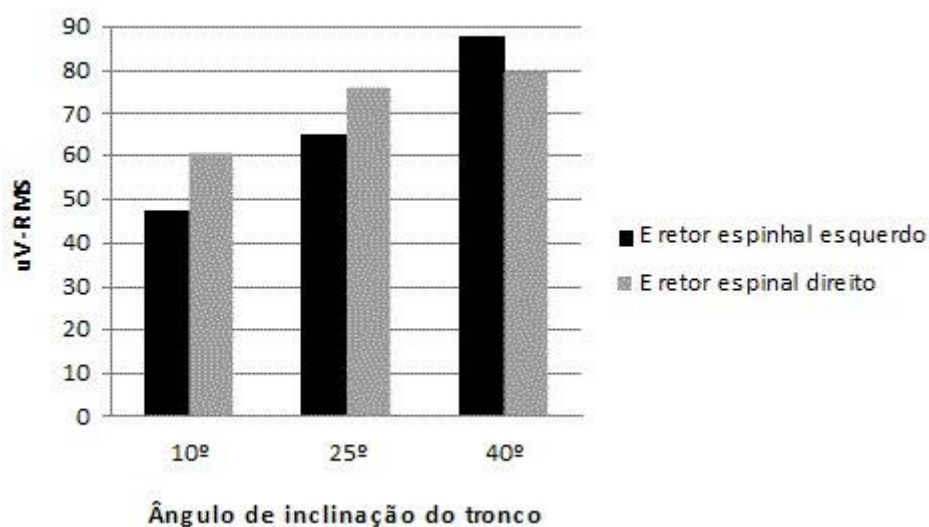
Figura 24– Curva de tendência dos dados do RMS em função do tempo.



Fonte: (MARSON, 2010).

O trabalho “correlação entre o valor RMS e a força muscular dos eretores da coluna durante o suporte isométrico de carga” de Dal Pupo (2008), observou resultados similares com os obtidos nestes estudos, quando comparados os valores RMS nos ângulos de 10° , 25° e 40° , observa-se também que existe uma tendência do sinal EMG em aumentar gradativamente na medida em que aumenta a flexão do tronco nos dois experimentos, valores descritos na Figura 25.

Figura 25– Valores de RMS, correspondente aos músculos eretor da coluna.



Fonte: (DAL PUPO, 2008).

Para os resultados de Krumholz et al. (2014), a contração dinâmica durante a flexão do tronco em postura de maior inclinação, mostraram sinais do EMG similares aos do músculo paravertebral coletado.

5. CONCLUSÕES

O tratamento do sinal do EMG inicia-se diretamente no momento da colocação dos eletrodos, uma vez que a posição correta dos eletrodos são fatores decisivos para o nível e pureza do sinal do EMG, sendo a utilização do FES neste trabalho uma ferramenta útil para achar a placa motora, melhorando o posicionamento do eletrodo e potencializando o sinal.

O posicionamento do voluntário em decúbito ventral foi fator determinante para o sucesso do trabalho, pois obteve-se um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar ao qual na flexão provoca um deslizamento das superfícies articulares entre as articulações facetarias, a força de tração longitudinal reforça o efeito de seu deslizamento e aumenta a quantidade de alongamento. A tração somada a angulação tanto para a flexão quanto em extensão leva a um melhor aproveitamento da tração lombar, resultando em um relaxamento muscular após sua utilização, eliminando o espasmo muscular e levando a diminuição da dor.

Os resultados foram semelhantes entre as coletas, condizentes com os parâmetros fisiológicos musculares e com a literatura consultada, sugerindo bons ensaios e coletas livres de erro, levando em conta o proposto para este estudo.

50% dos voluntários apresentaram relaxamento muscular após a tração, sendo este um fator benéfico no tratamento de patologias da coluna.

Avalia-se que esta taxa seja gratificante, uma vez que os voluntários não apresentavam patologia na coluna e foi realizada apenas uma sessão do tratamento com a tração, evidenciando a tendência no aumento deste valor durante a repetição do tratamento.

Todos os voluntários apresentaram uma melhora na amplitude de movimento quando se compara a angulação final e a inicial.

A quantidade da carga da tração deve ser menor que aquela que poderia causar separação das vértebras sendo a progressão da carga determinada pelo próprio paciente levando em conta a sua dor e o problema a ser tratado, assim como a duração da carga usada, gerando então metas para o tratamento.

Conclui-se neste estudo que o equipamento desenvolvido e os valores gerados servem como contribuição e auxílio no tratamento das patologias da coluna lombar, doença esta que acomete grande parte da população mundial em alguma fase de sua vida.

6. SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se para trabalhos futuros o estudo e desenvolvimento de uma célula de carga que meça a força com o deslocamento do paciente durante a tração, sem o uso de mola, pois o uso do mesmo diminui a precisão na coleta dos dados de força.

A fixação do voluntário diretamente na maca através de faixas e velcros, trouxe desconforto abdominal em voluntários obesos, para trabalhos futuros recomenda-se que estas faixas sejam fixadas em um dispositivo fora da maca, para que o voluntário não seja submetido a compressão abdominal.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS, J.C.;HAMBLEN, D.L. **Manual de fraturas e lesões articulares**. 10. Edição. Porto Alegre: Editora Artes Médicas. 1994.

AMADIO, Alberto C; Barbanti, Valdir J.A **Biomecânica do Movimento Humano e Suas Relações Interdisciplinares**. Escola de Educação Física e Esportes da Universidade de São Paulo, 2000.

AMUNDSEN T, H WEBER, NORDAL H, et al. Estenose espinhal lombar: tratamento conservador ou cirúrgico? . 10 anos de estudo prospectivo. **Spine**, 2000.

BERKOW, Robert; BEERS, Mark H. et al, **Manual Merck de informação médica para o lar**. Barcelona, Océano, 2008.

BRINCKMANN; **Orthopedic Biomechanics** Editora: THIEME MEDICAL, 2002.

BOOCOCK, M. G.; GARBUTT, G.; LINGE, K.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. Changes in stature following drop jumping and post-exercise gravity inversion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 22, p. 385-390, 1990.

CAILLIET, RENE – **Dor Cervical e no Braço**, 1º ED, Art med, 2003.

CAILLIET, RENE. **Síndrome da dor lombar**. 5. ed. Porto Alegre:Artmed, 2001.

CARVALHO, A. Solon; **Sistema de captação de imagens para avaliação dos movimentos biomecânicos das articulações temporomandibulares** / 119f.: il. Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2005 DISPONÍVEL em http://www.athena.biblioteca.unesp.br/exlibris/bd/beg/33004080027P6/2005/carvalho_as_me_guara.pdf acesso em 11/11/2014

CARVALHO, A.S.; PERES, M.P. Sistema de captação de imagens para avaliação dos movimentos laterais das articulações temporomandibulares (atms) (2005). In: XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA; João Pessoa. Anais...Campinas: **Sociedade Brasileira de Biomecânica**, 2005.

COLACHIS S.C, STROHM B.R. Effects of intermittent traction on separation of lumbar vertebrae. **Arch Phys Med Rehabil**, may;50(5):251-8, 1969

CONSTANTOYANNIS, constantine, KONSTANTINOU Demetres, KOURTOPOULOS, Harry, CRUE BL; Importance of flexion in cervicalhalter traction. Bull Los yriax JH. Textbook on orthopaedic medicine: diagnosis of soft tissue lesions, 8th ed. London: **Balliere Tindall**, 2007.

CYRIAX JH. *Textbook on orthopaedic medicine: diagnosis of soft tissue lesions*, 8th ed. London: **Balliere Tindall**, 2007.

DAL PUPO, J; Detanico, D; Reis, D, **Correlação entre o valor RMS e a força muscular dos eretores da coluna durante o suporte isométrico de carga**. Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Revista Digital – Buenos Aires – Ano 13 – Nº 122 – Julio de 2008 DISPONÍVEL EM <http://www.efdeportes.com/Revista> Digital acesso em 3 de junho de 2014..

DELISA, Joel - **Medicina de Reabilitação: Princípio e Prática**, Editora Dep. Health, Washington, 1975.

DE LUCA CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. **J Biomech**. 1997.

DESEZE S, LEVERNIEUX J. Les traction vertebrales. Premieres etudes experimentales et results therapeutiques d'apres une experience d'une quatre annees. *Sem Hop Paris* 2013.

EDMOND, SUSAN.L – Manipulação e Mobilização Técnicas para Membro e Coluna Effects Following Manipulation and Mobilization of the Cervical Spine – 2010

ELLEMBERG MR, et. all. **Cervical Radiculopathy**. Archives of Physical em URL: <<http://www.lava.med.vr/livro>>. Acesso em 25 de agosto 2014.

GONÇALVES, M; BARBOSA, F. S. S Análise do coeficiente de variação do sinal eletromiográfico dos músculos peitoral maior, deltóide fibras anteriores e tríceps do braço cabeça longa no desenvolvimento em banco fechado. Ver. **Brás. Ciên e Mov**. 10 (3): 37 – 42, 2002.

GUPTA R. C. RAMARO S. V. Epidurography in reduction of lumbar disc prolapse by Traction. **Arch. Phys. Med. Rehabil**. v. 59, p. 322-327, 1978.

GUYTON, A,C.; HALL,J,E. "**Tratado de Fisiologia Médica**".12ª- edição, Rio de Janeiro, editora Saunders Elsevier, 2011.

JAFFEE D, WATKINS M, et al: Treadmill embulation with partial body weight for the treatment of low back and leg pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, 2002.

HBM do BRASIL. “ **Manual do usuário**” em URL: <http://www.hbm.com/pt/> acesso em 11/11/2014.

HOPPENFELD, Stanley: **Propedêutica Ortopédica**, Coluna e extremidade, Atheneu, 2 ED 2001.

KAPANDJI, I. A. **Anatomia Funcional 2** - Membro Inferior - 6ª Ed. São Paulo: Editora Panamericana, 2012.

KRAMER, J. Dynamic characteristics of the vertebral column, effects of prolonged loading. **Ergonomics**, v. 28, p. 95-97, 1985.

KRAUSE, M.; RESHAUGE, K. M. DESSEN, M. BOLAND, R. Lumbar spine traction: evaluation of effects and recommended application for treatment. **Manual Therapy**, v. 5(2), p. 72-81, 2000.

KENDALL, Peterson Florence; MCCREARY, Kendall Elizabeth; Médica Panamericana, 1 ed , 1994.

KNOPLICH, José. **Enfermidades da coluna vertebral: uma visão**. 3. ed. São Paulo: Robe, 2003.

KOLYNIK, I, E, G, et al Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: efeito do método pilates® Ver **Brás Méd Esporte** _ Vol.10, N ° 6 – Nov/Dez, 2004 disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922004000600005 acesso em 11/11/2014.

KRUMHOLZ FM, CANTERGI D, LA TORRE M, PASINI M, MELO MO, CANDOTTI CT, LOSS, JF. **Padrão EMG da musculatura pósterio-medial do tronco nas regiões da coluna vertebral durante levantamento**. 2014.

LA TORRE M, MELO M, ARAÚJO LD, PASINI M, LOSS JF, CANDOTTI CT. Cálculo das forças internas na coluna lombar em quatro diferentes técnicas de levantamento. **Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2007.

LEE R. Y. W. EVANS J. H. Loads in the Lumbar Spine During Traction Therapy. **Australian Journal of Physiotherapy**. v. 47, p. 102-108, 2001.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**; 2º edição; Editora Atheneu; 1998.

MCKENZIE, M, The cervical and thoracic spine, mechanical diagnosis and therapy, volume 1-2, **spinal publications**. New Zealand, 2006

MARSON, R, A). **Identificação da fadiga eletromiográfica em contrações isométricas crescentes**. Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP/MG) Revista Digital – Buenos Aires – Ano 15 – N° 146 – Julio de 2010 disponível em http://www.efdeportes.com/revista_digital acesso em 11/11/2014.

MAITLAND, G. D. Acute locking of the cervical spine, Australian Journal of large volume herniated disks. **Journal of Manipulative and Physiological Musculoskeletal Disorders**. Part II – The Saunders Group. 2008.

MAITLAND Geoff et al. **Manipulação Vertebral de Maitland**. 6° ed. MEDSI Medicine and Rehabilitation 75: 342-352, 1994.

MARCHETTI & DUARTE (2006) **Instrumentação em Eletromiografia Laboratório de Biofísica** – <http://lob.iv.fapesp.br> acesso 11 de novembro de 2014.

MELLION, Morris B. e col. **Segredos em medicina desportiva**. Porto Alegre: Editora Artes Médicas. 2012.

MESZAROS, T.F.; OLSON, R.; KULIG, K.; CREIGHTON, D.; CZARNECKI, E. Effect of 10%, 30%, and 60% body weight traction on the straight leg raise test of symptomatic patients with low back pain. **Journal of Orthopaedics** in Sports Physical Therapy, v.30, n.10, p.595-601. 2000.

MOORE, Keith L. **Anatomia Orientada Para a Clínica** - 6ª Ed.: Editora Guanabara Koogan. 2011.

NAGAE, Mirian Hideko; ALVES, Marcelo Corrêa. Estudo eletromiográfico da deglutição na musculatura supra-hióidea em sujeitos Classe Iê III de Angle. Rev. **CEFAC**, São Paulo, 2011. Disponível em http://homolog.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-18462009000700011&lng=pt&nrm=iso acessos em 11 de novembro de 2014.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia** -, MD. Editora Artmed, 2000.

NORDIN, M. FRANKEL, V, H: **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**, 4ª ED Rio de Janeiro, Editora: GUANABARA KOOGAN. 2014.

OMBREGT et al., **A system of orthopaedic medicine**, first edition, Churchill Livingstone, 3 Ed, 2013.

PELTIER LF. A brief history of traction. **J Bone Joint Surg (Am)** 1968.

PEROTTO. A, O. **Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk**. 3.ed. Springfield: physiotherapy 25: 103-109 (1978).

PRENTICE, WILLIAN, E. **Modalidades terapêuticas para a fisioterapia**. 2. ed. Porto Alegre: Artimed, 2004.

RAMOS G.; MARTIN W. effects of vertebral axial decompression on intradiscal pressure. **Journal Neurosurgery**. V. 81, p. 350-353, 1994.

RODRIGUES, E.M. & GUIMARÃES, C.S. **"Manual de Recursos Terapêuticos"** Revinter. Rio de Janeiro, 1998.

SAUNDERS, H. D. Use of spinal traction in the treatment of neck and back conditions. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. n. 179, p. 31-38, 1982.

SAUNDERS HD and SAUNDERS RL. Evaluation, Treatment and Prevention of Spivak JM. Degenerative lumbar spinal stenosis. Degenerativas estenose espinal lombar. **J Bone Joint Surg** 1998.

SOBOTTA, J. **Atlas de Anatomia Humana** - 3 Volumes - 23ª Ed, Editora: Guanabara, 2013

SPIVAK JM, Degenerative lumbar spinal stenosis. Degenerativas estenose espinal lombar. **J Boné Joint Surg** 1998.

TODD, R.; OLSON, A. D. A. M. **Atlas de Anatomia Editora:** Guanabara, 1998.

TWOMEY, L.T. Sustained lumbar traction: an experimental study of long spine segments. **Spine**, v.10, p.146-149, 2012.

VICENZINO B. et al., **Mobilisation with Movement, the art and the science**, Elsevier Australia, 2011.

ANEXOS

ANEXO A

EQUAÇÃO 1

Equação do coeficiente de elasticidade da mola usada na célula de carga.

T_m = Valor tração com uso de mola

T_s = Valor tração sem uso de mola

Ang = ângulo

Ang = T_m

Ang = T_s

$$X = \sum T_m / \sum T_s$$

$$X = 18327.416 / 387976$$

$$X = 47,2385 \text{ N}$$

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O Sr. (a) está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar da pesquisa “SISTEMA DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO DA COLUNA LOMBAR COM USO DE TRAÇÃO MECÂNICA.”.

Neste estudo pretendemos estudar o efeito da tração mecânica na coluna lombar.
Devido o grande número de caso de patologias relacionada a coluna lombar.

Metodologia :

Toda parte experimental deste trabalho será realizada no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá UNESP/SP.

Será utilizada uma maca de tração mecânica provida de dois motores hidráulicos com a função de elevação da maca e realização do movimento de flexo-extensão dos membros inferiores dos voluntários.

Este equipamento permite aplicar uma força na coluna lombar em ângulo fixo ou ângulos variáveis durante sua aplicação.

Será utilizado um eletromiógrafo da marca EMG SYSTEM do Brasil MODELO EMG 8000.

Para se obter a angulação do voluntário durante o movimento será desenvolvido um goniômetro digital, utilizando um potenciômetro.

As reações das forças de tração serão medidas através de um sensor tipo célula de carga, montado na maca de tal forma a captar a tração durante o movimento de flexão ou extensão.

Neste estudo serão coletados dados de 10 voluntários com idade entre 18 à 40 anos, saudáveis, sem história de patologia pregressa, estes voluntários serão orientados devidamente sobre os objetivos do trabalho e dos procedimentos do experimento, e assinaram um termo de esclarecimento e livre consentimento.

O voluntário será posicionado em decúbito ventral na maca de tração, procurando um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar.

A fixação do voluntário será feita através de três cinturões de 10cm de largura e de comprimento ajustável, feito do mesmo material de cinto de segurança dos automóveis com velcro que possibilitara um fácil ajuste e uma rápida abertura.

A pele do voluntário será limpa com álcool etílico hidratado 76,9gl, para colocação dos eletrodos do eletromiógrafo de forma perpendicular as fibras do músculo paravertebral, este eletrodo apenas captará as reações musculares durante a tração mecânica, não emitindo nenhuma corrente elétrica que possa atingir o voluntário, sendo assim um processo indolor e seguro.

RISCOS:

A tração mecânica é contra-indicado a pessoas que possuam problemas congênitos, síndrome de down, osteoporose, processos tumorais, fraturas não estabilizadas ou uso de próteses.

Para este trabalho somente serão aceitos voluntários saudáveis e sem patologias pregressas, no qual será necessário apresentação de atestado médico para comprovar seu estado de saúde.

BENEFÍCIOS:

Espera-se neste estudo um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar e acredita-se que seus valores gerados servirão como contribuição científica para auxílio no tratamento das patologias da coluna lombar.

DESFECHO PRIMÁRIO:

Espera-se utilizar a tração como método que visam o reposicionamento dos discos entre as vértebras, realinhando ao seu eixo e evitando o mecanismo de lesão (compressão das raízes nervosas), sanando assim a dor e inflamação destas vértebras.

Para participar deste estudo você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Você será esclarecido (a) sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido pelo pesquisador

O pesquisador irá tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo.

Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão.

O (A) Sr (a) não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias, sendo que uma cópia será arquivada pelo pesquisador responsável, no Centro LOCAL DO ESTUDO e a outra será fornecida a você.

Caso haja danos decorrentes dos riscos previstos, o pesquisador assumirá a responsabilidade pelos mesmos.

Eu, _____, portador do documento de Identidade _____ fui informado (a) dos objetivos do estudo “SISTEMA DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO DA COLUNA LOMBAR COM USO DE TRAÇÃO MECÂNICA”, de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão de participar se assim o desejar.

Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

GUARATINGUETÁ, _____ de _____ de 201 .

Nome Assinatura participante Data

Nome Assinatura pesquisador Data

Nome Assinatura testemunha Data

ANEXO C

FACULDADES INTEGRADAS
TERESA D'ÁVILA/SP

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: SISTEMA DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO DA COLUNA LOMBAR COM USO DE TRAÇÃO MECÂNICA

Pesquisador: André Solon de Carvalho

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 23026213.4.0000.5431

Instituição Proponente: INSTITUTO SANTA TERESA

Patrocinador Principal: UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 441.260

Data da Relatoria: 30/10/2013

Apresentação do Projeto:

Este trabalho terá como objetivo avaliar as reações musculares durante tração lombar realizada por uma maca de tração em 10 voluntário saudáveis e sem história de patologias pregressas, evidenciando dentre outros fatores, o melhor posicionamento do paciente para a tração, angulação correta, magnitude da força ou carga ideal aplicada, tempo e frequência de aplicação da tração. Serão feitas avaliações musculares com o auxílio de um eletromiógrafo(EMG) de superfície, cuja a função é medir as reações mioelétricas geradas pelo músculo durante a tração lombar através de um eletrodo colado na pele, este eletrodo será posicionado acima da musculatura que suporta a coluna vertebral, chamado paravertebral, registrando sua atividade elétrica, este procedimento não é invasivo, é utilizado cotidianamente por profissionais da saúde tanto em processos patológicos quanto em atleta de alta performance sendo um procedimento extremamente seguro. Simultaneamente serão obtidos dados da força de tração através de células de carga desenvolvidas com strain gage instalada na maca de tração, gerando a calibração e a confiabilidade do sistema. Espera

Endereço: Avenida Peixoto de Castro, 539

Bairro: Vila Zélia

CEP: 12.606-580

UF: SP

Município: LORENA

Telefone: (12)2124-2888

E-mail: cep@fatea.br

FACULDADES INTEGRADAS TERESA D'ÁVILA/SP



Continuação do Parecer: 441.260

-se neste estudo um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar e acredita-se que seus valores gerados servirão como contribuição científica para auxílio no tratamento das patologias da coluna lombar.

Objetivo da Pesquisa:

Este trabalho terá como objetivo estudar as reações musculares geradas por uma maca capaz de realizar tração lombar, evidenciando dentre outros fatores, o melhor posicionamento do paciente para a tração, angulação correta, magnitude da força ou carga ideal aplicada, tempo e frequência de aplicação da tração, fatores estes de suma importância para auxiliar os profissionais da saúde que utilizam este procedimento. Para determinar estas constantes será feita avaliações musculares com auxílio de um eletromiógrafo (EMG) de superfície que mede todas as reações mioelétricas geradas pelo músculo durante a tração, este será posicionado na musculatura que suporta a coluna vertebral, chamado paravertebral, registrando sua atividade elétrica. Simultaneamente será obtidos dados da força de tração através de células de carga desenvolvidas com strain gage instalada na maca de tração, gerando a calibração e a confiabilidade do sistema. Estes dados serão relacionados entre as informações das reações musculares e a força durante a tração, gerando os parâmetros estudados.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

A tração mecânica é contra-indicado a pessoas que possuam problemas congênitos, síndrome de down, osteoporose, processos tumorais, fraturas não estabilizadas ou uso de próteses. Para este trabalho somente serão aceitos voluntários saudáveis e sem patologias pregressas, no qual será necessário apresentação de atestado médico para comprovar seu estado de saúde.

Benefícios: Espera-se neste estudo um melhor aproveitamento dos benefícios da tração lombar e acredita-se que seus valores gerados servirão como contribuição científica para auxílio no tratamento das patologias da coluna lombar

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Não há.

Endereço: Avenida Peixoto de Castro, 539
Bairro: Vila Zélia
UF: SP Município: LORENA
Telefone: (12)2124-2888

CEP: 12.606-580

E-mail: cep@fatea.br

FACULDADES INTEGRADAS
TERESA D'ÁVILA/SP



Continuação do Parecer: 441.260

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Não há.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

LORENA, 30 de Outubro de 2013

Assinador por:

Claudia Lysia de Oliveira Araújo
(Coordenador)

Endereço: Avenida Peixoto de Castro, 539
Bairro: Vila Zélia
UF: SP Município: LORENA
Telefone: (12)2124-2888

CEP: 12.606-580

E-mail: cep@fatea.br

ANEXO D



MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

1. Projeto de Pesquisa: SISTEMA DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO DA COLUMA LOMBAR COM USO DE TRAÇÃO MECÂNICA		2. Número de Participantes da Pesquisa: 10	
3. Área Temática:			
4. Área do Conhecimento: Grande Área 3. Engenharias , Grande Área 4. Ciências da Saúde			
PESQUISADOR RESPONSÁVEL			
5. Nome: André Solon de Carvalho			
6. CPF: 071.247.538-99	7. Endereço (Rua, n.º): JOSE EUZEBIO FILHO LOTEAMENTO VILLAGE DAS PALMEIRAS casa LORENA SAO PAULO		
8. Nacionalidade: BRASILEIRO	9. Telefone: (12) 3157-2831	10. Outro Telefone:	11. Email: andresolon@ig.com.br
12. Cargo:			
Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Tenho ciência que essa folha será anexada ao projeto devidamente assinada por todos os responsáveis e fará parte integrante da documentação do mesmo. Data: ____ / ____ / ____ Assinatura			
INSTITUIÇÃO PROPONENTE			
13. Nome: INSTITUTO SANTA TERESA	14. CNPJ: 51.778.645/0001-90	15. Unidade/Órgão:	
16. Telefone: (12) 1124-2888	17. Outro Telefone:		
Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução. Responsável: _____ CPF: _____ Cargo/Função: _____ Data: ____ / ____ / ____ Assinatura			
PATROCINADOR PRINCIPAL			

18. Nome: 11329 UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO	19. Telefone: (12) 3123-2800	20. Outro Telefone:
Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 466/12 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Nome: _____ CPF: _____ Cargo/Função: _____ Email: _____ Data: ____ / ____ / ____ Assinatura		