

**UNIVERSIDADE BRASIL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA  
CAMPUS ITAQUERA**

**RAFAEL VICTOR FERREIRA DO BONFIM**

**AVALIAÇÃO DO USO DE SENSOR DE CONTRAÇÃO MUSCULAR  
NO TREINO SENSORIO-MOTOR EM INDIVÍDUOS COM DOR  
LOMBAR PERSISTENTE**

**EVALUATION OF THE USE OF MUSCLE CONTRACTION SENSOR IN  
SENSORIMOTOR TRAINING IN INDIVIDUALS WITH PERSISTENT  
LOW BACK PAIN**

São Paulo – SP  
2020

**RAFAEL VICTOR FERREIRA DO BONFIM**

**AVALIAÇÃO DO USO DE SENSOR DE CONTRAÇÃO MUSCULAR  
NO TREINO SENSÓRIO-MOTOR EM INDIVÍDUOS COM DOR  
LOMBAR PERSISTENTE**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Brasil, como parte dos requisitos necessários para obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Prof. Dr. Vilson Rosa de Almeida  
**Orientador**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Livia Assis Garcia  
**Coorientadora**

São Paulo – SP  
2020

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da Universidade Brasil,  
com os dados fornecidos pelo (a) autor (a).

B696a BOMFIM, Rafael Victor Ferreira do

Avaliação do uso de sensor de contração muscular no treino sensório-motor em indivíduos com dor lombar persistente / Rafael Victor Ferreira do Bonfim. -- São Paulo: Universidade Brasil, 2020.  
118 f.: il. color.

Tese de Doutorado defendida no Programa de Pós-graduação do Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Brasil.  
Orientação: Prof. Dr. Vilson Rosa de Almeida  
Coorientação: Profa. Dra. Lívia Assis Garcia

1. Dor lombar. 2. Dispositivos eletrônicos vestíveis. 3. Contração muscular. 4. Treinamento dos músculos estabilizadores. I. Almeida, Vilson Rosa de. II. Garcia, Lívia Assis. III. Título.

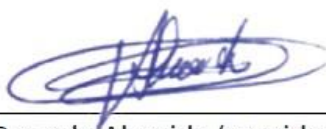
CDD 620.82

## TERMO DE APROVAÇÃO

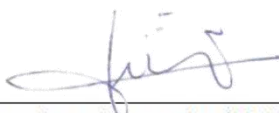
RAFAEL VICTOR FERREIRA DO BONFIM

### “AVALIAÇÃO DO USO DE SENSOR DE CONTRAÇÃO MUSCULAR NO TREINO SENSORIO-MOTOR EM INDIVÍDUOS COM DOR LOMBAR PERSISTENTE”

Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do título de **Doutor no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica** da Universidade Brasil, pela seguinte banca examinadora:



Prof(a). Dr(a) Vilson Rosa de Almeida (presidente-orientador)



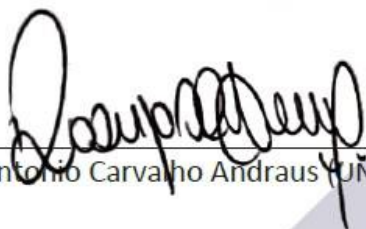
Prof(a). Dr(a) Carla Roberta Tim (UNIVERSIDADE BRASIL)



Prof(a). Dr(a) Bruno Vinicius Manzolli Rodrigues (UNIVERSIDADE BRASIL)



Prof(a). Dr(a) Antônio Luiz Martins Maia Filho (UNIVERSIDADE ESTADUAL DO PIAUÍ)



Prof(a). Dr(a) Rodrigo Antônio Carvalho Andraus (UNIVERSIDADE NORTE DO PARANÁ)

São Paulo, 10 de dezembro de 2020.  
Presidente da Banca Prof.(a) Dr.(a) Vilson Rosa de Almeida

Houve alteração do Título: sim ( ) não ( X ):

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## Termo de Autorização

### Para Publicação de Dissertações e Teses no Formato Eletrônico na Página WWW do Respetivo Programa da Universidade Brasil e no Banco de Teses da CAPES

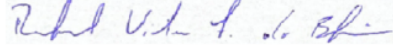
Na qualidade de titular(es) dos direitos de autor da publicação, e de acordo com a Portaria CAPES no. 13, de 15 de fevereiro de 2006, autorizo(amos) a Universidade Brasil a disponibilizar através do site <http://www.universidadebrasil.edu.br>, na página do respectivo Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu*, bem como no Banco de Dissertações e Teses da CAPES, através do site <http://bancodeteses.capes.gov.br>, a versão digital do texto integral da Dissertação/Tese abaixo citada, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira.

A utilização do conteúdo deste texto, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, fica condicionada à citação da fonte.

Título do Trabalho: **“AVALIAÇÃO DO USO DE SENSOR DE CONTRAÇÃO MUSCULAR NO TREINO SENSÓRIO-MOTOR EM INDIVÍDUOS COM DOR LOMBAR PERSISTENTE”**

#### Autor(es):

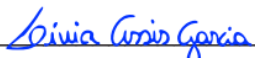
Discente: **Rafael Victor Ferreira do Bonfim**

Assinatura: 

Orientador(a): **Prof.(a) Dr.(a) Vilson Rosa de Almeida**

Assinatura: 

Coorientador(a): **Prof.(a) Dr.(a) Lívia Assis Garcia**

Assinatura: 

Houve alteração do Título: sim ( ) não ( X ):

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Data: 10/12/2020

## DEDICATÓRIA

Dedico esse momento e essa pesquisa às pessoas que viveram e compartilharam diariamente as minha alegrias e angústias para a concretização desse projeto de vida. À minha esposa Ilana Bonfim e meus filhos Hannah e Rael Victor, esse sonho é meu, mas vocês o tornaram de vocês quando abdicaram do tempo que poderíamos passar juntos, muitas vezes em momentos importantes e em situações difíceis. Dedico a vocês a realização desse sonho.

## AGRADECIMENTOS

O maior desafio será exprimir com palavras os agradecimentos a tantas pessoas que tornaram esse momento possível.

Em especial ao meu orientador, Prof. Vilson Almeida, que aceitou esse desafio e sempre nos momentos de dúvidas e incertezas me direcionou para tornar o que era apenas uma ideia em algo concreto, de que podemos nos orgulhar de ter conseguido.

À minha coorientadora, Prof<sup>a</sup>. Livia Assis, que esteve sempre à disposição e nas horas mais complicadas, até mesmo minutos antes das apresentações estava a postos para me direcionar e acalmar nas horas de nervosismo.

Ao amigo Gabriel Mauriz, que foi parceiro nessa caminhada desde o primeiro momento e sempre esteve disposto a ajudar no que fosse preciso.

Aos parceiros de projetos José Vigno e seus alunos Renato e Gustavo, que se empenharam no desenvolvimento de todo o aparato necessário para a concretização do dispositivo proposto; ao João Fernando, pelas fotos;

Às alunas e fisioterapeutas Thayanne Cabral e Rayanne Portela, que puseram a mão na massa e ajudaram a colocar em prática a coleta de dados;

À Prof<sup>a</sup>. Mariana Fraga, pela orientação inicial e direcionamento para a área de estudos da biomecânica. À Prof<sup>a</sup>. Priscila Fávero pelo direcionamento estatístico.

Ao amigo Bruno Gomes, que se dispôs a ler e direcionar a confecção desse trabalho em todas as fases;

Aos professores da Universidade Brasil, que durante as aulas presenciais e até mesmo à distância, sempre nos deram sugestões, dicas e nos transmitiram o conhecimento necessário para a materialização desse projeto;

À CAPES pela bolsa fornecida sem a qual não seria possível a realização do doutorado.

Aos fisioterapeutas e diretores da Clínica Saúde Fácil, que se colocaram à disposição com sua estrutura e direcionaram seus pacientes para a pesquisa.

Aos pacientes, que colocaram a sua saúde em nossas mãos.

Aos meus pais, pelo apoio incondicional.

À minha esposa Ilana Bonfim e aos meus filhos Hannah e Rael por estarem sempre ao meu lado, incentivando e tornando os momentos difíceis mais leves.

## EPÍGRAFE

“Uma boa vida é uma vida inspirada pelo amor  
e guiada pelo conhecimento.”

BERTRAND RUSSELL

## RESUMO

A dor lombar é um problema de saúde crônico, com alto impacto socioeconômico, devido à sua alta prevalência; corresponde a dor sentida na região baixa das costas. Também é um problema de saúde dispendioso, tanto a nível pessoal como social. A deficiência na estabilidade mecânica da coluna lombar é conhecida por diminuir a ativação da musculatura da coluna vertebral e pode resultar na ocorrência de sintomas de dor na região lombar baixa. A musculatura estabilizadora é ativada para proteger a coluna durante os movimentos do corpo; contudo, seu treinamento pode ser realizado por meio de exercícios específicos. A tecnologia de sensores pode facilitar essa tarefa, podendo ser implementada, por exemplo, em aplicações como o monitoramento da efetividade de intervenções de reabilitação domiciliar em indivíduos com lombalgia. O objetivo do presente estudo é analisar o efeito do treinamento dos músculos estabilizadores utilizando sensor de contração em indivíduos com dor lombar persistente inespecífica, por meio da avaliação da dor, do equilíbrio, pressão plantar, teste de resistência isométrica muscular e espessura ultrassonográfica muscular. A amostra foi composta por 30 indivíduos com dor lombar persistente, com idade entre 18 e 45 anos. No presente estudo horizontal, duplo cego, no qual cada indivíduo foi avaliado antes e após a intervenção com 16 atendimentos de 30 minutos cada, realizados em dias alternados, utilizando o sensor de contração muscular para a musculatura abdominal. Para avaliação foram utilizados a escala numérica de dor, a baropodometria, estabilometria, teste resistência isométrica de paravertebrais de *Biering Sorensen* e exame da espessura ultrassonográfica do transverso do abdômen. Como resultado da pesquisa foi observada redução dos níveis de dor, bem como a melhora da distribuição plantar e do equilíbrio. A resistência dos multifídeos e a espessura do transverso do abdômen aumentaram com o treinamento por meio do sensor de contração. Conclui-se que o sistema portátil, desenvolvido com baixo custo, pode ajudar no controle dos exercícios de contração da musculatura estabilizadora, melhorando sua capacidade de contração e controle motor e, conseqüentemente, melhorando o equilíbrio e reduzindo a dor lombar, o que pode causar um grande impacto socioeconômico.

**Palavras-chave:** Dor lombar. Dispositivos eletrônicos vestíveis. Contração muscular. Treinamento dos músculos estabilizadores.

## ABSTRACT

Low back pain is a chronic health problem, with a high socioeconomic impact, due to its high prevalence; it corresponds to any pain felt in the lower back. It is also an expensive health problem, both on personal and social level. The deficiency in the mechanical stability of the lumbar spine is known to decrease spinal muscle activation and could result in the occurrence of pain symptoms in the lower back. The stabilizing musculature is activated to protect the spine during body movements; however, its training could be carried out through specific exercises. Sensor technology could facilitate this task, being implemented, for example, in applications such as monitoring the effectiveness of home rehabilitation interventions in individuals with low back pain. The aim of the present study is to analyze the effect of stabilizer muscle training using a contraction sensor in individuals with nonspecific persistent low back pain, by assessing pain, balance, plantar pressure, muscle isometric resistance test and muscle ultrasound thickness. The sample consisted of 30 individuals with chronic low back pain, aged between 18 and 45 years. In the present horizontal, double-blind, study, in which each individual was evaluated before and after the intervention with 16 visits of 30 minutes each, performed on alternate days, using the muscle contraction sensor for the abdominal muscles. Numerical pain scale, baropodometry, stabilometry, Biering Sorensen muscle isometric resistance test and examination of the ultrasound thickness of the transverse abdomen were used for assessment. As a result of the research, a reduction in pain levels was observed, as well as an improvement in plantar distribution and balance. The resistance of the multifidus and the thickness of the transversus abdominis increased with training employing the contraction sensor. It is concluded that the portable system, developed with low cost, could help in the control of the stabilizing muscle contraction exercises, improving its contraction capacity and motor control and, consequently, improving balance and reducing low back pain, which could cause a major socioeconomic impact.

**Keywords:** Low back pain. Wearable electronic devices. Muscle contraction. Stabilizer muscle training.

## **DIVULGAÇÃO E TRANSFERÊNCIA DE CONHECIMENTO**

O presente trabalho mostrou que o treinamento realizado utilizando o sensor de contração muscular gerou uma melhora na dor lombar e de diversos outros parâmetros, tais como: a distribuição da carga e da superfície dos pés, e do equilíbrio estático em indivíduos com dor lombar persistente, visto que esses parâmetros se encontram alterados em indivíduos com esse tipo de problema. Além disso, a musculatura abdominal, importante na estabilização da coluna, apresentou um aumento da sua espessura após o treinamento realizado e, ainda, aumentou a capacidade de manter músculos da coluna contraídos por mais tempo, melhorando a habilidade de manter a coluna mais estável. Com isso, pode-se mostrar que o treinamento por meio de um sistema de baixo custo, utilizando um sensor de contração muscular e um aplicativo, foi capaz de obter melhora nos sinais e sintomas provocados pela dor lombar persistente.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Postura corporal ideal em pé.....	25
Figura 2 – Coluna vertebral e unidade funcional.....	28
Figura 3 – Representação dos multífidos e transverso do abdômen.....	30
Figura 4 – Carga global de dor lombar, em anos de vida ajustados por incapacidade (DALYs), por faixa etária, para 1990 e 2015.....	35
Figura 5 – Modelo Biopsicossocial para dor lombar.....	36
Figura 6 – Disco intervertebral da região lombar com protrusão discal.....	44
Figura 7 – Decomposição do sinal de eletromiografia.....	47
Figura 8 – Ilustração de um sistema de monitoramento remoto de integridade baseado em sensores vestíveis.....	49
Figura 9 – Representação estrutural de um Giroscópio.....	52
Figura 10 – Sistema massa-mola, com sensor para medir o deslocamento.....	53
Figura 11 – Sistema de avaliação postural e de equilíbrio <i>Valedo®Motion da Hocoma</i> .....	54
Figura 12 – Sensor de contração muscular.....	57
Figura 13 – Tela do Aplicativo <i>Muscle Active</i> .....	58
Figura 14 – Exame de Pressão Plantar (Baropodometria).....	59
Figura 15 – Exame de Equilíbrio Estático (Estabilometria).....	60
Figura 16 – Camadas musculares do abdômen.....	61
Figura 17 – Teste de <i>Biering Sorensen</i> .....	62

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação da lombalgia.....	38
Tabela 2 – Visão geral das intervenções aprovadas para dor lombar inespecífica em diretrizes de prática clínica baseadas em evidências (Diretrizes Dinamarquesa, Americana e Britânica).....	41
Tabela 3 – Dados Antropométricos.....	64
Tabela 4 – Valores da relação das pressões plantares exercidas entre pé esquerdo e pé direito antes e após intervenção.....	64
Tabela 5 – Valores da relação da longitude da circunferência (mm) (L) com a superfície da elipse (mm <sup>2</sup> ) (S) e da velocidade média de oscilação antes e após intervenção, com paciente de olhos abertos e fechados.....	65
Tabela 6 – Valores dos Índices de Romberg antes e após intervenção.....	66
Tabela 7 – Valores do Teste de resistência isométrica muscular ( <i>Biering Sorensen</i> ), espessura do músculo transverso do abdômen (ultrassonografia) e escala analógica visual de dor, antes e após intervenção.....	66

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Distribuição dos valores das relações da superfície e da carga exercida entre o pé esquerdo e o pé direito antes e após intervenção.....	64
Gráfico 2 – Histogramas dos valores da relação da carga exercida entre o pé esquerdo e o pé direito antes e após intervenção.....	65
Gráfico 3 – Box Plot representando os valores do teste de resistência isométrica ( <i>Biering Sorensen</i> ).....	73
Gráfico 4 – Box Plot representando os valores da espessura do músculo transversal do abdômen (ultrassonografia).....	75
Gráfico 5 – Box Plot representando os valores da Escala Numérica de Dor....	77

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

A	Acrômio
AAOS	Academia Americana de Ortopedia
CF	Cabeça da Fíbula
<i>DALYs</i>	Anos de Vida Ajustados por Incapacidade
DP	Desvio Padrão
D	Direito
E	Esquerdo
END	Escala Numérica de Dor
EIAS	Espinha Ilíaca Antero Superior
GPS	<i>Global Positioning System</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
IASP	<i>International Association for the Study of Pain</i>
IL	Interleucina
L	Longitude da Circunferência
MA	Meato Auditivo Externo
ML	Maléolo Lateral
OA	Olhos Abertos
ODQ	<i>Oswestry Disability Questionnaire</i>
OE	Oblíquo Externo
OF	Olhos Fechados
OI	Oblíquo Interno
PAUM	Potencial de Ação de Unidade Motora
RMS	<i>Root Mean Square</i>
RTUS	Ultrassom em Tempo Real
S	Superfície da Elipse
SNC	Sistema Nervoso Central
TBC	Classificação Baseada em Tratamento
TM	Trocânter Maior
TrA	Transverso do Abdome
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i>
YLD	<i>Years Lived with Disability</i>

## LISTA DE SÍMBOLOS

kg	Quilograma
cm	Centímetro
cm <sup>2</sup>	Centímetro quadrado
MHz	Megahertz
m	Metro
m/min	Metro por minuto
mm	Milímetro
mm/s	Milímetro por segundo
mm <sup>2</sup>	Milímetro(s) quadrado(s)
mV	Milivolt
R/A	Relação entre Retropé e Antepé
S	Superfície da Elipse
L	Largura da Circunferência
μV	Microvolt
%	Porcentagem

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>19</b>
1.1 PROPOSIÇÃO/MOTIVAÇÃO.....	21
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	<b>23</b>
2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>24</b>
3.1 POSTURA E ESTABILIDADE CORPORAL.....	24
3.2 COLUNA VERTEBRAL: ANATOMIA E BIOMECÂNICA.....	27
<b>3.2.1 Estabilizadores da coluna vertebral</b> .....	29
3.3 DOR E LESÕES, E A RELAÇÃO COM A COLUNA VERTEBRAL.....	31
<b>3.3.1 Dor Lombar</b> .....	33
<b>3.3.2 Protrusão discal intervertebral lombar</b> .....	43
3.4 <i>BIOFEEDBACK</i> , SENSORES E SINAIS.....	46
<b>3.4.1 Sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular</b> .....	49
<b>3.4.1.1 Pedômetro</b> .....	51
<b>3.4.1.2 Giroscópio</b> .....	51
<b>3.4.1.3 Acelerômetro</b> .....	53
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>566</b>
4.1 TIPO E LOCAL DO ESTUDO .....	56
4.2 PROCEDIMENTOS ÉTICOS .....	56
4.3 AMOSTRA .....	56
4.4 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	57
<b>4.4.1 Etapa 1 - Preparação (montagem do sensor)</b> .....	57
<b>4.4.2 Etapa 2 - Avaliação</b> .....	58
<b>4.4.2.1 Pressão plantar e equilíbrio estático</b> .....	59
<b>4.4.2.2 Espessura muscular (transverso do abdomen)</b> .....	60
<b>4.4.2.3 Resistência muscular dos paravertebrais</b> .....	61
<b>4.4.3 Etapa 3 - Tratamento</b> .....	62
<b>4.4.4 Etapa 4 - Reavaliação</b> .....	63
4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	63
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>64</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>67</b>

<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>80</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>81</b>
<b>APÊNDICE A – Orçamento .....</b>	<b>105</b>
<b>APÊNDICE B – Resultados – Dados Brutos.....</b>	<b>106</b>
<b>ANEXO A – Parecer de aprovaçãodo Comitê de Ética em Pesquisa.....</b>	<b>112</b>
<b>ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE.....</b>	<b>116</b>
<b>ANEXO C – Artigo Publicado 1 .....</b>	<b>118</b>
<b>ANEXO D – Artigo Publicado 2 .....</b>	<b>119</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Um dos problemas de saúde pública mais predominantes, enfrentado pelo mundo industrializado, é a dor lombar. Esse é um problema de saúde crônico com alto impacto socioeconômico devido à sua alta prevalência (HOY et al., 2012; FURTADO et al., 2014; LEE et al., 2019).

De acordo com Meucci, Fassa e Faria (2015) e com Nascimento e Costa (2015), 84% da população sofrerá dessa condição em algum momento da vida, 65% das pessoas sofrem com dor lombar anualmente e, dessas, cerca de 13 a 30% são jovens.

A dor lombar é um dos sintomas e condições mais comuns que motivam os indivíduos a procurarem consultas médicas, correspondendo a um dos maiores problemas da medicina moderna. Os efeitos na sociedade são significativos, tanto epidemiológica quanto economicamente, pois causa sintomas preocupantes, absenteísmo ao trabalho, grande utilização de recursos e serviços médicos e incapacidade crônica em casos extremos. Além disso, é a principal causa de deficiência, à frente da doença cardíaca isquêmica, doença pulmonar obstrutiva crônica, depressão e outros distúrbios músculo-esqueléticos (GLOBAL BURDEN OF DISEASE, 2015; ALLEGRI et al., 2016; GLOBAL BURDEN OF DISEASE, 2017a; HARTVIGSEN et al., 2018).

A dor lombar que não apresenta causa conhecida é referida como dor lombar inespecífica e diretrizes recomendam o uso de um modelo biopsicossocial para realizar a avaliação e o manejo, tendo em vista as associações entre fatores comportamentais, psicológicos e sociais e a persistência futura de dor e incapacidade (MICHAELEFF et al., 2014; NATIONAL GUIDELINE CENTRE, 2016; QASEEM et al., 2017; STOCHKENDAHL et al., 2018).

A forma de reabilitação pode ser selecionada com base em um modelo centrado no paciente, que leva em consideração os vários fatores que podem estar envolvidos na dor lombar crônica. A classificação baseada em tratamento (TBC) faz a triagem dos cuidados para pacientes com dor lombar agrupando-os no primeiro nível que corresponde ao primeiro contato com um profissional de saúde para lombalgia aguda, que irá determinar se o paciente é candidato a reabilitação, ou segundo nível, contato com um profissional em reabilitação, que irá orientar o paciente para o

programa de reabilitação mais adequado (ALRWAILY et al., 2015; PERGOLIZZI, LEQUANG, 2020).

O diagnóstico específico e a abordagem de tratamento ainda não foram efetivamente estabelecidos para o tratamento da dor lombar, porém, de acordo com Dubois et al. (2014), Goubert et al. (2016) e Sions et al. (2017), o controle motor e a função da musculatura do tronco de indivíduos com dor lombar se encontram alterados, apresentando mudanças no recrutamento, na força e na resistência desses músculos. Essa deficiência na estabilidade mecânica da coluna lombar é conhecida por diminuir a ativação da musculatura da coluna vertebral e pode resultar na ocorrência de sintomas de dor na região lombar baixa (HODGES, 1999; OKUBO et al., 2010; HIDES et al., 2016; ARAB et al., 2017).

A musculatura estabilizadora é ativada para proteger a coluna durante os movimentos do corpo, contudo seu treinamento pode ser realizado por meio de exercícios específicos. O retreinamento dessa musculatura não é uma tarefa fácil, já que a mesma é profunda e não realiza movimentos de grande amplitude; portanto, são difíceis de realizar no cotidiano (O'SULLIVAN et al., 1997; SOUTHWELL et al., 2016).

Para o retreinamento dessa musculatura profunda, é bastante utilizado uma unidade de *biofeedback* pressórico colocada no abdome ou na coluna lombar com a finalidade de avaliar a pressão exercida sobre a unidade ao realizar a contração muscular; porém, as medidas de pressão não são sensíveis o suficiente para determinar precisamente a presença de contração da musculatura estabilizadora (LIMA et al., 2012; MORALES et al., 2018; CRASTO et al., 2019).

Chhikara et al. (2008) e Shanmugam, Nehru e Shanmugam (2018) relatam em seus estudos que a tecnologia de sensores pode facilitar essa tarefa, já que os mesmos podem ser usados para coletar dados fisiológicos e de movimento, permitindo o monitoramento da condição física do paciente.

Grandes progressos na eletrônica e computação criaram a oportunidade de inserir os avanços tecnológicos para área da reabilitação. Em particular, os sensores portáteis surgiram como uma tecnologia promissora, e podem possibilitar diversos benefícios a grande parte da população que apresenta algum tipo de lesão ou déficit de mobilidade (DHAWAN, 2016; DOBKIN, 2016).

Esses sensores apresentam medidas de movimentos do corpo humano, o que permite a sua utilização para a reabilitação e acompanhamento da evolução da lesão

com equipamento portátil, o que possibilita seu uso em diversos tipos de ambiente, desde ambientes clínicos, até ambientes livres e laborais. Esse tipo de tecnologia vem trazendo uma forma de atendimento e avaliação mais personalizada e precisa (CAPELA et al., 2016; O'BRIEN et al., 2017).

Os sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular podem ser implementados, por exemplo, em aplicações como o monitoramento de atividades e de efetividade de intervenções de reabilitação domiciliar e no trabalho em diversos tipos de lesões. (PEPPOLONI et al., 2016; PORCIUNCULA et al., 2018).

Alberto et al. (2018) descrevem a implementação de sensores portáteis para análise biomecânica com o intuito de prevenir doenças ocupacionais. Cada vez mais a tecnologia de sensores portáteis vem sendo utilizada para monitorar em tempo real as atividades laborais, com o intuito de prevenir movimentos e posturas indesejáveis que possam causar lesões (PEPPOLONI et al., 2016).

Espera-se com esse estudo conseguir realizar um treinamento utilizando um sensor portátil com o intuito de melhorar o controle motor e fortalecer a musculatura estabilizadora da coluna e conseqüentemente reduzir a dor, melhorar equilíbrio a fim de propor uma abordagem mais precisa, eficiente e de baixo custo para o tratamento da dor lombar persistente.

## 1.1 PROPOSIÇÃO

De acordo com diversos estudos, a dor lombar causa um importante impacto socioeconômico. Com a confirmação de que a musculatura estabilizadora se encontra alterada em indivíduos com dor lombar, o retreinamento da mesma é apontado como a melhor estratégia para a melhora do controle motor e, conseqüentemente, para a proteção das estruturas da coluna lombar, o que pode reduzir essa afecção, trazendo benefícios não só ao paciente, mas à sociedade em geral, uma vez que afeta mais da metade da população adulta.

Esse retreinamento dessa musculatura estabilizadora específica é realizado hoje de forma empírica, visto que a unidade pressórica utilizada é um equipamento que impossibilita uma grande precisão nos exercícios, uma vez que pequenos movimentos, ou até mesmo a superfície utilizada para o tratamento, podem alterar a resposta da unidade pressórica, além de exigir um acompanhamento presencial por parte do fisioterapeuta para que não ocorram movimentos inadequados.

As formas de *biofeedback* existentes no mercado e que podem ser utilizadas nesse retreinamento como ultrassonografia ou eletromiografia, apresentam custo elevado, chegando a custar 20 vezes o valor do equipamento desenvolvido na presente pesquisa que apresentou um custo aproximado de R\$ 500,00 (quinhentos reais) (APÊNDICE A) e além disso, essas opções necessitam de um acompanhamento presencial do fisioterapeuta.

O avanço da tecnologia de sensores nos trouxe a possibilidade de apresentar, de forma original, um equipamento de baixo custo comparado com os equipamentos eletrônicos disponíveis no mercado e, portátil, o que possibilita a realização do tratamento à distância e em ambientes diferentes como em casa ou no trabalho, com possibilidade de acompanhamento do exercício, seja por gravação ou em tempo real e com eficiência dos exercícios para o tratamento visto que é possível acompanhar com exatidão a contração ocorrendo no músculo específico a ser treinado, possibilitando não só o tratamento, mas a prevenção de uma patologia de suma importância, visto que a dor lombar provoca um grande impacto socioeconômico e na saúde da população.

## 2 OBJETIVOS

Analisar o efeito do treinamento sensório-motor dos músculos abdominais (Transverso abdominal e oblíquo interno e externo), utilizando sensor portátil de contração muscular, em indivíduos com dor lombar persistente inespecífica.

### 2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar os efeitos do tratamento sobre o equilíbrio estático utilizando a estabilometria.
- Verificar a ação do tratamento sobre a pressão plantar por meio da baropodometria
- Investigar o efeito do treinamento sobre a resistência dos músculos paravertebrais utilizando o teste de *Biering Sorensen*.
- Determinar a espessura do músculo Transverso do abdômen e a influência do tratamento utilizando a ultrassonografia.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

#### 3.1. POSTURA E ESTABILIDADE CORPORAL

O termo postura corporal é definido de diversas formas, por vários autores e em períodos distintos. Nesse sentido, segundo Asmussen (1953), a postura corporal é o resultado da integração de vários reflexos (miotático, labiríntico, visual e epitelial), assim como de fatores psicológicos, e das influências do sistema endócrino e autônomo da ação muscular. Para Bierman e Ralston (1965), a postura está relacionada com a imagem que a pessoa tem de si mesma, sendo fundamental desenvolver a consciência do movimento do tronco, pois a imagem corporal é formada por meio da consciência corporal, e o desenvolvimento desse aspecto leva à melhoria dos fatores emocionais.

Postura é definida como a posição do corpo no espaço, com referência especial as suas partes, que exija o menor esforço, evitando fadiga desnecessária (ASCHER, 1976). Já Hullemann (1978), afirma que a postura é resultado do equilíbrio “harmonioso” entre as solicitações impostas aos músculos, aos ligamentos e aos discos intervertebrais, bem como exprime uma estabilidade psíquica; esse autor ainda ressalta a inexistência de uma postura normal padrão. Para Hamilton (1982), a postura humana pode ser definida como a relação dos segmentos do corpo (cabeça, tronco e membros) entre si.

De acordo com Tribastone (2001), a postura corporal ainda pode ser descrita como a posição na qual o corpo se mantém espontaneamente e encontra-se propenso a transferir do repouso para o movimento, de forma harmônica com a força gravitacional. Para Kandel et al. (2013), a postura corporal é definida como a relação de um segmento corporal com o outro e com o ambiente.

Santos (2019) define postura como sendo a posição ou a atitude do corpo, estática ou dinamicamente, que resulte em menor gasto energético e sobrecarga ao corpo, logo, alterações nesta postura favorecem ao surgimento de disfunções e dor em estruturas e segmentos corporais.

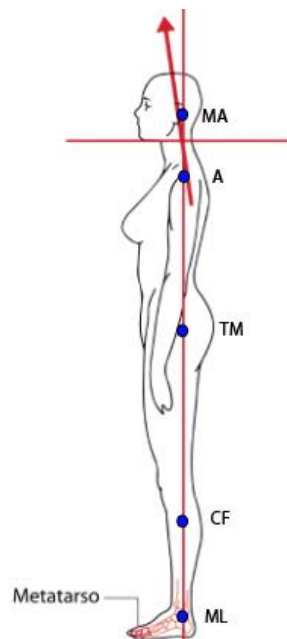
Ainda, Academia Americana de Ortopedia (AAOS) define a postura como o estado de equilíbrio entre músculos e ossos com capacidade para proteger as demais estruturas do corpo humano de traumatismos, seja na posição em pé, sentado ou deitado (AAOS, 2020). Assim, observa-se que existem inúmeras outras definições

referentes à postura, entretanto deve-se ressaltar que postura não é uma situação estática, mas sim dinâmica, pois as partes do corpo, principalmente os músculos estriados esqueléticos, se adaptam constantemente, em resposta a estímulos recebidos, refletindo corporalmente ao ambiente (BRACCIALLI; VILARTA, 2000; HEMMATI, et al., 2017).

Nesse sentido, uma boa postura corporal é definida como estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas de suporte do corpo contra lesões ou deformidades progressivas, independentemente da atitude (ereta, deitada, agachada ou inclinada) em que essas estruturas estão trabalhando ou descansando. Sob tais condições, os músculos funcionarão com mais eficiência, e as melhores posições são oferecidas aos órgãos torácicos e abdominais (KENDALL et al., 2005).

De acordo com Czaprowski et al. (2018), a postura corporal ideal deve representar o seguinte alinhamento: a linha da cabeça, começando no conduto auditivo externo (ou no processo mastóide do osso temporal), deve percorrer verticalmente o acrômio, os corpos vertebrais lombares, o promontório e depois ligeiramente posteriormente ao eixo da articulação do quadril, levemente à frente do eixo da articulação do joelho, e finalize no maléolo lateral ou levemente à sua frente (Figura 1).

Figura 1 – Postura corporal ideal em pé



Fonte: SANTOS (2015) e CZAPROWSKI et al. (2018). Legenda: MA - Meato auditivo externo; A - Acrômio; TM - Trocânter maior; CF - Cabeça da fíbula; ML - Maléolo lateral

O estudo da postura e do equilíbrio corporal proporciona aspectos que estão englobados no sistema denominado de controle postural. (HEMMATI et al., 2017). Dentro deste sistema existem dois parâmetros que devem ser considerados, um envolvendo a orientação postural (a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente), e o outro, o equilíbrio postural (representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motoras). Estes dois parâmetros são formados por fenômenos diferentes, entretanto, apresentam relações dependentes, que podem ser evidenciadas por mecanismos fisiológico referente ao sistema de controle postural (BARCELLOS; IMBIRIBA, 2002; BANKOFF et al., 2007; LARIVIÉRE; GAGNON; MECHERI, 2015).

Assim, alguns sistemas importantes no controle postural podem ser citados: o sistema vestibular (responsáveis pela orientação espacial do corpo em situações estáticas e dinâmicas), sistema proprioceptivo (formado pelos proprioceptores que são os fusos musculares, órgãos tendíneos e receptores articulares), e o sistema visual (informa sobre a posição do corpo em relação ao meio externo) (BANKOFF et al., 2007). Esses sistemas sensoriais provêm informações relativas à posição em relação à gravidade e ao meio ao redor. Esses três sistemas sensoriais possibilitam que o Sistema Nervoso Central (SNC) intacto produza posturas apropriadas, que são dinâmicas, pois se modificam constantemente, mesmo com discretas perturbações (SOARES, 2009; HOUGLUM; BERTOTI, 2014).

O papel mais importante do sistema de controle postural é prover estabilidade para os sistemas sensoriais e motor, o qual aperfeiçoa o influxo de informações sensoriais enquanto nos movemos. A cada nova postura adotada pelo ser humano, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo. Estas respostas são necessárias para garantir, por exemplo, que, na postura ereta e com os pés imóveis, a projeção vertical do centro de gravidade do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés), dando estabilidade e permitindo a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo (SOARES, 2009; DUARTE; FREITAS, 2010; LARIVIÉRE; GAGNON; MECHERI, 2015).

Para a realização de diversas atividades, sejam esportivas ou ocupacionais, com qualidade, o controle postural e o equilíbrio são parâmetros que se fazem essenciais. Nesse contexto, vários estudos têm abordado a relação entre a má

postura e o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos (NIOSH, 1997; HOOGENDOORN et al., 1999; DA COSTA et al., 2010; HOSSEINIFAR et al., 2020), em particular, demonstrou-se que a flexão, torção e inclinação das vértebras são fatores de risco significativos para distúrbios da coluna vertebral (LU; WATERS; WERREN, 2015).

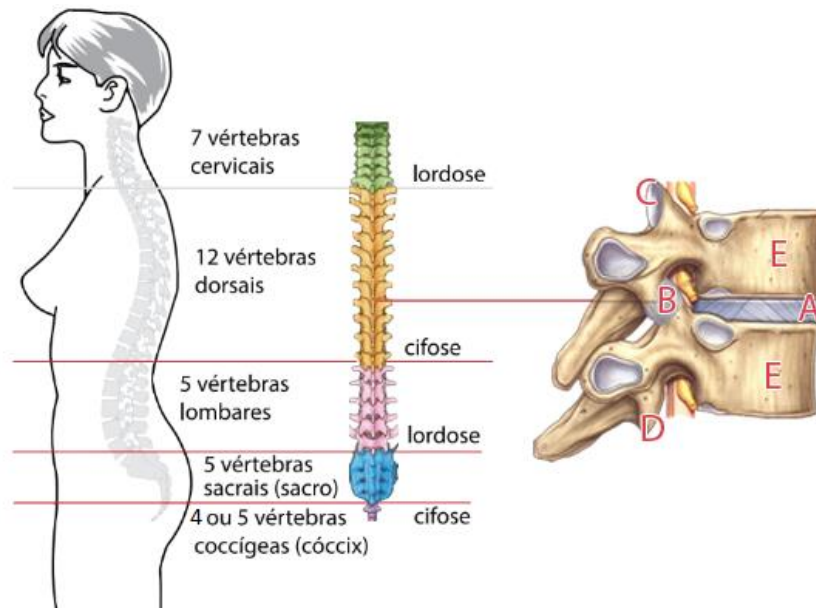
### 3.2. COLUNA VERTEBRAL: ANATOMIA E BIOMECÂNICA

A coluna vertebral é uma importante estrutura de suporte do organismo humano, que possibilita a manutenção de uma postura ereta e tem a complexa capacidade de conciliar a estabilidade estrutural e o movimento (dois processos fundamentais). Esta é considerada um pilar ósseo e está situada no eixo mediano do corpo, articulando-se com o crânio, as costelas e as raízes dos membros superiores e inferiores (QUARESMA, 2010; ANDRADE FILHO; PEREIRA, 2015).

Embora, seja uma entidade puramente esquelética, do ponto de vista prático, quando nos referimos à “coluna vertebral”, na verdade estamos também nos referindo ao seu conteúdo e aos seus anexos, que são os músculos, nervos e vasos com ela relacionados (NATOUR, 2004). Assim, a coluna vertebral (Figura 2) tem comprimento de aproximadamente dois quintos da altura total do corpo, formada por 33 ou 34 unidades, denominadas vértebras, e divide-se em quatro regiões que, de cima para baixo, se designam por:

- a) Coluna cervical: constituída por sete vértebras cervicais e constitui o esqueleto axial do pescoço e suporte da cabeça;
- b) Coluna dorsal ou torácica: composta por 12 vértebras dorsais, suporta a cavidade torácica (corresponde a região das costas);
- c) Coluna lombar: composta por cinco vértebras e corresponde à região da cintura, suporta a cavidade abdominal e permite mobilidade entre a parte torácica do tronco e a pelve;
- d) Coluna sacrococcígea: formado pelo sacro (com cinco vértebras soldadas), une a coluna vertebral à cintura pélvica;
- e) Cóccix: formado por quatro ou cinco vértebras soldadas entre si, localizada na região dos glúteos, é uma estrutura rudimentar em humanos, mas possui função no suporte do assoalho pélvico (NATOUR, 2004; SANTOS et al., 2011; SANTOS, 2015).

Figura 2 – Coluna vertebral e unidade funcional



Fonte: SANTOS (2015). **Legenda:** A - Disco intervertebral; B - Articulação entre os processos articular superior e inferior; C - Processo articular superior; D - Processo articular inferior; E – Vértebras

A coluna vertebral em plano coronal, deve ser linear, sem desvios ou curvaturas, entretanto analisada em plano sagital deve apresentar curvaturas fisiológicas. As curvaturas torácica e sacral são intituladas primárias porque apresentam o mesmo sentido da coluna vertebral fetal e decorrem da semelhança de altura entre as partes anteriores e posteriores dos corpos vertebrais. As curvaturas cervical e lombar formam-se depois do nascimento e decorrem da diferença de espessura entre as partes anteriores e posteriores dos discos intervertebrais (NATOUR, 2004; NETTER, 2011; SANTOS, 2015; SANTOS; SILVA, 2019).

Estas curvaturas são responsáveis pela força, sustentação e equilíbrio corporal, mais especificadamente, servem para aumentar a resistência da coluna, melhorar a distribuição de carga e evitar compressões (DRAKE et al., 2005). É válido ressaltar que apesar das características particulares das vértebras de cada uma das regiões da coluna, todas elas possuem uma estrutura típica, comum (Figura 2) (ANDRADE FILHO; PEREIRA, 2015), e tornam-se progressivamente maiores na direção inferior até o sacro, tornando-se a partir daí sucessivamente menores.

A biomecânica descreve a operação do sistema musculoesquelético e possui importante aplicação no estudo funcional da coluna vertebral, para a compreensão do desenvolvimento e para o tratamento das deformidades vertebrais. Também é importante destacar a cinemática que descreve as amplitudes e os padrões de

movimento da coluna vertebral e a cinética estuda as forças que causam e resistem a esses movimentos (NATOUR, 2004; LUOMAJOKI et al., 2018).

Os movimentos da coluna sempre são uma ação combinada de vários segmentos. Este é produzido pela ação coordenada dos nervos, músculos agonistas (iniciam e levam o movimento) e os músculos antagonistas (frequentemente controlam e modificam o movimento). O alcance do movimento difere em vários níveis da coluna, dependendo da orientação das facetos das articulações intervertebrais em cada nível. O movimento entre duas vértebras é pequeno e não ocorre de forma independentemente (KULAR *et al.*, 1975).

### **3.2.1. Estabilizadores da coluna vertebral**

O termo “estabilização” refere-se ao controle mecânico articular, o qual se atribui à ação dos músculos sobre os limitadores e controladores do movimento e na prevenção de danos a ligamentos e cápsulas. A estabilidade da coluna vertebral depende da integração de três sistemas, são eles: a) Sistema passivo: composto pelos corpos vertebrais, articulações facetárias, cápsulas articulares, ligamentos espinhais e discos intervertebrais; b) Sistema ativo: constituído de músculos e tendões e; c) Sistema neural: sistema nervoso central e periférico (PANJABI, 2003; GHAMKHAR; KAHLAEE, 2015).

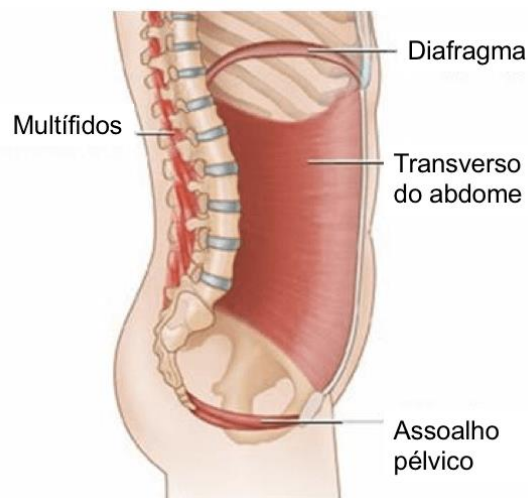
Sob condições normais, esses subsistemas garantem a estabilidade estática e dinâmica da coluna, bem como representam um componente importante para prover uma base sólida e exercer ou resistir às forças, e promover o aperfeiçoamento da estabilidade segmentar e do controle neuromuscular do tronco proporcionando melhores condições biomecânicas (CARVALHO; ASSINI, 2008; MELO FILHO et al., 2013; GHAMKHAR; KAHLAEE, 2015).

De acordo com Natour (2004), a estabilidade vertebral depende, principalmente, do papel das articulações zigoapofisárias, dos ligamentos e da ação da musculatura, que, agindo nas estruturas anatômicas próprias, levam à formação de curvas de adaptação no sentido ântero-posterior. Ainda segundo o autor, a estabilidade vertebral depende dos mesmos fatores que fazem contraposição às cargas recebidas. Nesse contexto, a musculatura tem uma função de proteger as estruturas da coluna vertebral, sendo que esse papel em muitos casos se encontra comprometido pela hipotonia dos músculos responsáveis pela estabilidade,

proveniente do desuso ou uso inadequado dessa musculatura, por posições viciosas e postura inadequada, causando algias (COSTA; PALMA, 2005).

A estabilidade vertebral é realizada pelos músculos profundos, principalmente os multífidos e transversos do abdômen (Figura 3) (HLAING et al., 2020). Entretanto, quando ocorre falha nos mecanismos estabilizadores da coluna, ocorrerão possíveis deformidades vertebrais levando a alterações do eixo e comprimento da coluna vertebral (MELO FILHO et al., 2013).

Figura 3 – Representação dos multífidos e transversos do abdômen



Fonte: FURTADO (2012)

Multífidos são músculos pequenos, com pouca vantagem mecânica, com predomínio de fibras do tipo I (estabilizadoras - oxidativas), e são responsáveis pela desaceleração segmentar durante movimentos funcionais (WILSON et al., 2005). Esses músculos localizam-se de forma ascendente a partir do dorso do sacro até as vértebras torácicas e cervicais, sendo seu papel, promover a estabilização vertebral independentemente da posição da coluna vertebral (MENEZES et al., 2012).

Esta musculatura tem ação de realizar a estabilização segmentar das vértebras adjacentes e controle de movimentação de toda coluna vertebral, auxiliando na efetividade dos músculos longos, sendo capaz de fornecer estabilização intra-segmentar para coluna lombar em todas as posições (PRENTICE; VEIGHT, 2003; GHAMKHAR; KAHLAEE, 2015). É válido ressaltar que um atraso na ativação de apenas um multífido durante o movimento da coluna lombar levaria a uma redução da estabilidade segmentar e provocaria uma lesão localizada (BOJADSEN, 2001; FURTADO, 2012).

O transverso do abdômen é uma musculatura que tem um papel importante na antecipação prévia à execução de movimentos gerais, ativando-se para evitar perturbações posturais (FRANÇA et al., 2008). O músculo transverso do abdômen é circunferencial, localizado profundamente e se origina da fáscia tóraco-lombar, entre a crista ilíaca, na face interna das seis cartilagens costais inferiores, onde se interliga com o diafragma, o terço lateral do ligamento inguinal e os dois terços anteriores do lábio interior da crista ilíaca (DANGELO, 2002). Nesse sentido, por conta das suas características anatômicas, como a distribuição de seus tipos de fibras, sua relação com os sistemas fasciais, sua localização profunda e sua possível atividade contra as forças gravitacionais durante a postura estática e a marcha, possui uma pequena participação nos movimentos, sendo um músculo preferencialmente estabilizador da coluna lombar (RICHARDSON; JULL, 1995; GOUVEIA; GOUVEIA, 2008; GHAMKHAR; KAHLAEE, 2019a). O transverso do abdômen e os músculos profundos lombares são preferencialmente afetados na presença de dor lombar crônica e instabilidade (FRANÇA et al., 2008; ARAB et al., 2017).

Em resumo, os músculos profundos (preferencialmente transverso do abdômen e multífidos lombar) trabalham para manter a estabilidade da coluna vertebral e do tronco, com ou sem movimentos de membros, e por isso recebe vários tipos de terapias físicas. A melhora do controle motor desses músculos com o trabalho combinado da musculatura abdominal e extremidades superiores e inferiores auxiliam na prevenção e reabilitação de desordens musculoesqueléticas, pois estes são frequentemente afetados com dores crônicas, agudas ou instabilidade lombar (REINEHR; CARPES; MOTA, 2008; MELO FILHO et al., 2013; HLAING et al., 2020).

### **3.3. DOR E LESÕES, E A RELAÇÃO COM A COLUNA VERTEBRAL**

Dentre os fatores que podem acometer o equilíbrio e a instabilidade na região lombar podemos destacar a dor (ALMEIDA, et al., 2012; HOSSEINIFAR et al., 2020) A dor, de acordo com a *International Association for the Study of Pain* (IASP), é definida como sendo uma experiência emocional e sensorial desagradável associada com uma lesão tecidual real ou potencial, ou descrita em termos de tal lesão (IASP, 2020). Ela é um sintoma existente em uma variedade de condições médicas e pode ter um impacto significativo na qualidade de vida e no funcionamento geral de uma pessoa (BREIVIK et al., 2006; LAPKIN et al., 2019).

Estudos têm apresentado consistentemente diferenças entre os sexos, como a percepção, descrição e expressão da dor, o uso de estratégias de enfrentamento e o benefício de diferentes tratamentos (GREENSPAN et al., 2007; FILLINGIM et al., 2009; NASCIMENTO; KOSMINSKY; CHI, 2020).

A percepção de dor é caracterizada como uma experiência subjetiva e pessoal, diversificando-se na qualidade e na intensidade sensorial, envolve aspectos culturais que podem ser alterados pelas variáveis socioculturais e psíquicas do indivíduo e do meio. Fisiologicamente, “a dor é um comunicado de alarme que o Sistema Nervoso Central (SNC) utiliza para apontar um processo de agressão ao organismo com risco para a sua integridade física”. Este alarme desencadeia um conjunto de reações de adaptação, de ordem psicológica, autonômica e motora, objetivando afastar o organismo da causa da agressão, e preservando-o (OLIVEIRA, 1979; DELLAROZA et al., 2008).

De acordo com Willian e Craig (2016), diversos métodos têm sido utilizados para mensurar a percepção/sensação de dor, sendo que alguns consideram a dor como uma qualidade unidimensional (varia apenas em intensidade), mas outros a consideram como uma experiência multidimensional (composta também por fatores afetivo-emocionais). Os instrumentos unidimensionais são designados para quantificar apenas a severidade ou a intensidade da dor e têm sido usados frequentemente em hospitais e/ou clínicas para obterem informações rápidas, não invasivas e válidas sobre a dor e a analgesia (WILLIAN; CRAIG, 2016; LAPKIN et al., 2019). Os instrumentos multidimensionais, de outro lado, são empregados para avaliar e mensurar as diferentes dimensões da dor, a partir de diferentes indicadores de respostas e suas interações (RAMASAMY et al., 2017; BULLOCK, et al., 2019).

Nesse contexto, a dor pode ser classificada como, aguda, quando surge repentinamente e tem sua duração limitada. No entanto, quando a dor passa a se repetir ou sustentar-se por período prolongado (tempo igual ou superior a três meses da vigência de dor), deixa de apresentar vantagens biológicas e passa a causar sofrimento, é classificada como dor crônica a qual é gerada por impulsos de pequena magnitude produzidos por atividade neural anormal (MELZACK et al., 1999; TEIXEIRA et al., 2001; SALLUM; GARCIA; SANCHES, 2012).

Para fins de pesquisa, a IASP preconiza a dor crônica como aquela com duração maior que seis meses, de caráter contínuo ou recorrente (três episódios em três meses) (IASP, 2020). É válido ressaltar que as mulheres apresentam maior

prevalência de diagnósticos relacionados à dor crônica (NASCIMENTO; KOSMINSKY; CHI, 2020).

Nesse sentido, a conhecida “dor nas costas” é uma das queixas de maior transcendência e frequência em nossa sociedade. A doença se manifesta em uma expressão muito acentuada de sintomas, particularmente no músculo esquelético. Além disso, o nível de deficiência devido à dor lombar, avaliada pela escala *Oswestry Low Back Pain Disability*, foi basicamente influenciado por diversos fatores como gênero, tipo de trabalho, IMC, ou atividade física de lazer (STANISLAWSKA et al., 2019).

A dor lombar contínua está entre os dez problemas de saúde mais comuns nos países em desenvolvimento mundo representando um grande problema social e econômico.; a prevalência pontual de dor lombar crônica em adultos dos Estados Unidos da América (EUA) com idade entre 20 e 69 anos foi de 13,1% com maior prevalência em mulheres do que em homens, e em brancos do que em negros e hispânicos. Também foi encontrado disparidades socioeconômicas, com maior probabilidade de baixa educação e baixa renda entre adultos norte-americanos com dor lombar crônica (SHMAGEL; FOLEY; IBRAHIM, 2016; LEE et al., 2019).

As evidências sugerem que cerca de 33% das pessoas terão uma recorrência dentro de 1 ano após a recuperação de um episódio anterior (SILVA et al., 2017).

### **3.3.1. Dor Lombar**

A dor lombar refere-se a todas as queixas de dor na parte inferior das costas, podendo irradiar para uma ou ambas as nádegas e/ou para as pernas na distribuição do nervo ciático. Esta é uma disfunção que acomete ambos os sexos, podendo variar de uma dor súbita à dor intensa e prolongada, que se manifesta em uma expressão muito acentuada de sintomas, particularmente músculo esqueléticos (MARRAS, 2000; BRIGANÓ; MACEDO, 2005; COELHO; ALMEIDA, 2005; PIRES; DUMAS, 2008; STANISLAWSKA et al., 2019).

Nesse contexto, a dor lombar apresenta-se como sendo uma das alterações músculos-esqueléticos mais comuns nas sociedades industrializadas, acometendo até 65% das pessoas anualmente, sendo o maior índice atribuído ao sexo feminino (entre 22 a 45 anos de idade), e até 84% das pessoas em algum momento da vida, (Mi-Jung et al., 2007), apresentando uma prevalência pontual de aproximadamente

11,9% na população mundial, e um padrão de recorrência em 30% a 60% dos casos quando relacionados ao trabalho (HOY et al., 2012; NASCIMENTO; COSTA, 2015; SILVA et al., 2017; SCHWERTNER, 2017; DIAS, 2020).

Em 2015, a prevalência pontual global de dor lombar limitante de atividades foi de 7,3%, o que significa que 540 milhões de pessoas foram afetadas. A dor lombar é a maior causa de deficiência em todo o mundo e o maior aumento de deficiências causada pela mesma nas últimas décadas ocorreu em países de baixa e média renda, incluindo Ásia, África e Oriente Médio (HOY et al., 2014; GLOBAL BURDEN OF DISEASE, 2017a; HARTVIGSEN et al., 2018).

O fato é que a dor lombar está aumentando, especialmente em países de baixa e média renda, o que está sobrecarregando os sistemas sociais e de saúde que já estão sobrecarregados se apresentando mais prevalente e onerosa na população trabalhadora (PHATTHARASUPHARERK et al., 2018; JACKSON et al., 2016; HARTVIGSEN et al., 2018).

É importante destacar que esta dor constitui a principal causa de ausências no processo de trabalho, ultrapassando o câncer, o acidente vascular encefálico e a síndrome de imunodeficiência adquirida como causa de incapacidade nos indivíduos na faixa etária produtiva. É uma das causas mais onerosas de afecções do aparelho locomotor, sendo a segunda causa mais comum de procura por assistência médica em decorrência de doenças crônicas (HART; DEYO; CHERKIN, 1995; IMAMURA; KAZIYAMA; IMAMURA, 2001; HOY et al., 2014; ALLEGRI et al., 2016).

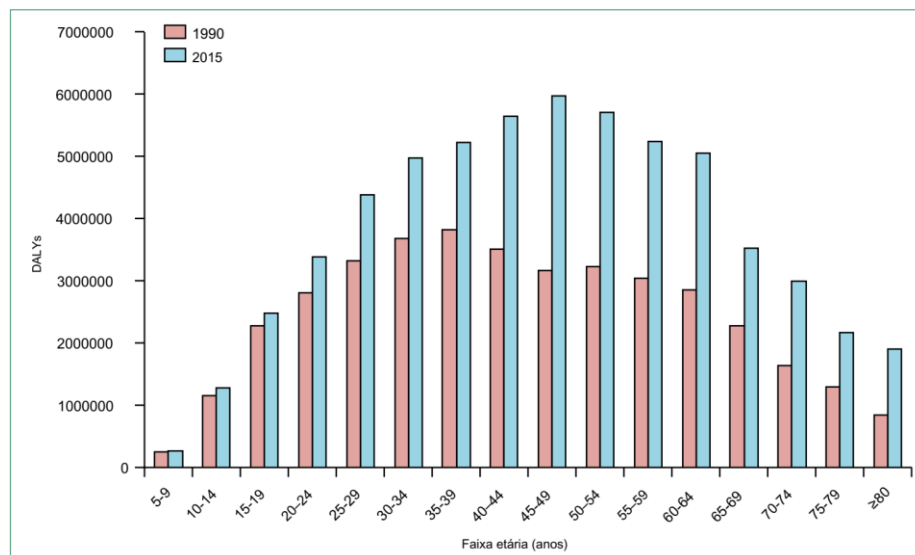
Jackson et al. (2016), reuniram resultados de 40 publicações que tratam da prevalência de dor lombar persistente em 28 países da África, Ásia, Oriente Médio e América do Sul e descobriram que a dor lombar crônica é 2,5 vezes mais prevalente na população ocupada do que na não trabalhadora por razões que não são claras.

Nesse sentido, estima-se que entre 75 e 90% dos custos com assistência médica se relacionam aos doentes com lombalgia crônica, na Coreia por exemplo, o custo total com a lombalgia crônica chegou a U\$ 6,6 bilhões e custos diretos e indiretos de U\$ 4,9 bilhões, gerando alto custo para a sociedade e para os sistemas de saúde, tornando-se assim, além de um problema médico, um problema econômico e social (IMAMURA; KAZIYAMA; IMAMURA, 2001; LEE et al., 2019). Em 2015, o ônus da doença para o povo coreano foi calculado em 29.476 *DALYs* (anos de vida ajustados por incapacidade) por 100.000 habitantes, correspondendo a um aumento de 88,5% de 2007 a 2015. (KIM et al., 2019)

O *Global Burden of Disease* (2017a), calculou a carga de doenças para 315 causas em 195 países e territórios de 1990 a 2015 e fornece uma avaliação abrangente dos padrões e níveis de doenças agudas e crônicas e da carga e incapacidade dessas em todo o mundo. A dor lombar foi responsável por cerca de 60,1 milhão de anos vividos com deficiência (*YLD*) em 2015, um aumento de 54% desde 1990. (GLOBAL BURDEN OF DISEASE, 2017a, 2017b)

A incapacidade por dor lombar é maior em grupos em idade produtiva em todo o mundo (Figura 4) (GLOBAL BURDEN OF DISEASE, 2017a, 2017b).

Figura 4 – Carga global de dor lombar, em anos de vida ajustados por incapacidade (*DALYs*), por faixa etária, para 1990 e 2015



Fonte: *Global Health Data Exchange*, (HARTVIGSEN et al. 2018)

O efeito da dor lombar na identidade social e na desigualdade é substancial em todo o mundo. Entrevistas etnográficas de aldeões em Botswana descobriram que dores lombares e outros sintomas musculoesqueléticos resultaram em consequências econômicas e de subsistência, bem como na perda de independência e identidade social devido à incapacidade de cumprir os papéis sociais tradicionais e esperados em uma sociedade com condições de vida difíceis (HONDRAS et al., 2016).

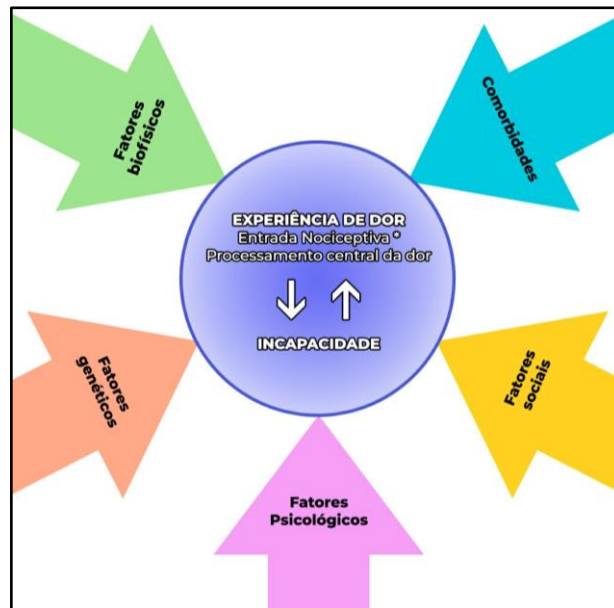
Frequentemente, a dor lombar não decorre de doenças específicas e a fonte nociceptiva não pode ser identificada especificamente. Esse tipo de dor é denominado inespecífica e pode apresentar um conjunto de causas, como por exemplo, fatores sociodemográficos (idade, sexo, renda e escolaridade), estado de saúde, estilo de vida ou comportamento (tabagismo, alimentação e sedentarismo) e ocupação

(trabalho físico pesado, movimentos repetitivos) (MARRAS, 2001; SCHNEIDER et al., 2005; HARTVIGSEN et al., 2018).

O modelo Biopsicossocial, indicado pelas novas diretrizes para avaliação e manejo da dor lombar inespecífica leva em consideração a associação entre diversos fatores, tais como fatores comportamentais, psicológicos e sociais e a dor e incapacidade persistente (MICHAELEFF et al., 2014; NATIONAL GUIDELINE CENTRE, 2017; QASEEM et al., 2017; STOCHKENDAHL et al., 2018).

Nas últimas décadas, o modelo biopsicossocial (Figura 5), tem sido aplicado como uma estrutura para a compreensão da complexidade da incapacidade lombar em detrimento de uma abordagem puramente biomédica. Muitos fatores, incluindo fatores biofísicos, psicológicos, sociais e genéticos e comorbidades, podem contribuir para a dor lombar incapacitante. No entanto, não existem limites precisos entre esses fatores e todos eles interagem entre si (HARTVIGSEN et al., 2018).

Figura 5 – Modelo Biopsicossocial para dor lombar



Fonte: HARTVIGSEN et al. (2018)

Pesquisas mostram que em pacientes com dor lombar crônica, a dor clínica, os fatores psicológicos e as adaptações neuromusculares contribuem para a incapacidade funcional de forma independente, em um determinado momento. A falta de associações entre as adaptações neuromusculares e fatores psicológicos sugere que as adaptações neuromusculares contribuem para a deficiência independente de fatores psicológicos. Isso implica que a reabilitação deve abordar todos esses fatores

a fim de aliviar a incapacidade em pacientes com dor lombar crônica (DUBOIS et al., 2014; HARTVIGSEN et al., 2018).

Embora o papel das deficiências biofísicas no desenvolvimento da dor lombar incapacitante não seja totalmente compreendido, as deficiências são demonstráveis em pessoas com dor lombar persistente. Um exemplo é que algumas pessoas com dor lombar persistente podem ter alterações no tamanho dos músculos, composição, e coordenação que diferem daqueles sem dor. Essas mudanças podem ser mais do que meramente uma consequência direta da dor e são apenas parcialmente afetadas por fatores psicológicos (DUBOIS et al., 2014; GOUBERT et al., 2016; SIONS et al., 2017).

Existem duas outras formas de classificação da dor lombar, uma baseada no tipo de etiologia e outra relacionada ao tempo de evolução. Quanto a definição da etiologia, classifica-se a mesma em mecânica (com ou sem irradiação), não mecânica ou referida, e quanto ao tempo de evolução, em aguda (que apresentam início súbito e duração inferior a 6 semana), crônica (superior a 12 semanas) ou recorrente (menor que 12 semanas, mas recorrente após um período sem dor que restrinja função ou qualquer atividade) (Tabela 1). Algumas fontes classificam de subaguda as lombalgias com duração de 6 a 12 semanas. Todas essas classificações são arbitrárias e não têm relação direta com a conduta, exceto quando a cronicidade é associada à falha terapêutica, o que indica critério para referenciamento (KENDALL; LINTON; MAIN, 1997; GUSSO; LOPES, 2012).

Tabela 1 – Classificação da lombalgia

CLASSIFICAÇÃO		DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL	INFORMAÇÕES
<b>Mecânica (97%)</b>	Não irradiadas:	Distensão ou tensão (> 70%)	Dor difusa e possível irradiação para glúteos.
		Degeneração do disco com ou sem osteófitos (10%)	Dor lombar localizada e às vezes quadro similar a tensão lombar.
	Irradiadas: ciatalgia	Hérnia de disco (4%) – local mais acometido: entre L4 e S1	Dor irradiada (na perna) sempre pior que a dor lombar; dor abaixo do joelho.
		Compressão por fratura decorrente de osteoporose (4%)	Coluna dolorida; comum história de trauma.
		Estenose da medula espinhal (3%)	Dor melhora quando a coluna é fletida ou quando sentado; dor piora quando caminha em descida mais do que quando em subida; sintomas frequentemente bilaterais.
Espondilolistese (deslizamento do corpo vertebral) (2%)	Dor piora na atividade e melhora ao repouso; geralmente detectado em exame de imagem; controverso como causa de dor significativa.		
<b>Não mecânica (1%)</b>	Neoplasia (0,7%) – metástases (mama, mieloma múltiplo, rim, pulmão, próstata, tireoide e reto)	Dor localizada; perda de peso.	
	Artrites (osteoartrose, artrite reumatoide, espondiloartropatias – espondilite anquilosante, artrite reativa, espondilite psoriáticas, etc.) (0,3%)	Rigidez matinal; melhora com atividade.	
	Infecção (tuberculose vertebral – Mal de Pott, osteomielite, discite, artrite séptica) (0,01%)	Dor localizada; sintomas constitucionais.	
<b>Referida (2%)</b>	Órgãos pélvicos e retroperitoneais e epigástricos (prostatite, doença inflamatória pélvica, endometriose, pancreatite, úlcera duodenal)	Acompanha sintomas em região de abdômen.	
	Vias urinárias (pielonefrite, nefrolitíase)	Geralmente acompanha sintomas abdominais; exame de urina alterado.	
	Aneurisma de aorta	Dor epigástrica; massa abdominal pulsátil.	
	Sistema gastrintestinal	Dor epigástrica; náusea e vômito.	
	Herpes-zóster	Unilateral; respeita um dermatomo; acompanha rash.	

Fonte: KENDALL, LINTON e MAIN (1997), e GUSSO e LOPES (2012).

A dor lombar também pode ser causada por afecções infecciosas, tumorais, viscerais e traumáticas. Nesse sentido, a medula espinhal e as raízes da cauda equina podem ser comprometidas por abscessos, neoplasias, malformações vasculares e cistos medulares. As lesões neoplásicas extramedulares e intradurais incluem o ependimoma do cone medular, o meningioma, a carcinomatose meníngea e os abscessos epidurais. Lesões radiculares por fraturas vertebrais e luxação decorrente de processos tumorais ou traumáticos podem ser observadas em alguns casos.

Assim, as lombalgias podem também ser decorrentes de afecções viscerais de órgãos ginecológicos, urológicos, vasculares, gastroenterológicos (estômago, duodeno e pâncreas) (SHEON; MOSKOWITZ; GOLDBERG, 1996; IMAMURA; KAZIYAMA; IMAMURA, 2001).

As dificuldades do estudo e da abordagem das lombalgias acontecem por diversos fatores, tais como: a) a inexistência de uma fidedigna correlação entre os achados clínicos e os de imagem; b) ser o segmento lombar innervado por uma difusa e entrelaçada rede de nervos, tornando difícil determinar com precisão o local de origem da dor, exceto nos acometimentos radículo-medulares; c) pelo fato das contraturas musculares, frequentes e dolorosas, não se acompanharem de lesão histológica demonstrável; e d) por serem raramente cirúrgicas, há escassas e inadequadas informações quanto aos achados anatômicos e histológicos das estruturas possivelmente comprometidas, tornando difícil a interpretação do fenômeno doloroso (NACHEMSON, 1992; BRAZIL et al., 2004).

Tais fatos fazem da caracterização etiológica da síndrome dolorosa lombar um processo eminentemente clínico, onde os exames complementares devem ser usados somente se necessários e quando há suspeita, por meio da história e do exame físico, de alguma causa que necessite intervenção imediata ou específica, ou para confirmação da hipótese diagnóstica, ou seja, esses exames devem ser reservados para pacientes para os quais o resultado obtido provavelmente mudará a forma de manejo do mesmo (BRAZIL et al., 2004; GUSSO; LOPES, 2012; FOSTER et al., 2018).

Nesse contexto, o tratamento das lombalgias mecânicas persistentes deve objetivar o alívio do quadro doloroso, medidas necessárias para impedir a recidiva, cada vez mais frequente e mais dolorosa, as alterações anatômicas que em consequência vão surgindo e se agravando e melhorias na função e prevenção do agravamento de possíveis deficiências (PIRES; DUMAS, 2008; FOSTER et al., 2018).

A classificação baseada em tratamento (TBC) adota o modelo biopsicossocial de tratamento da dor na coluna, incluindo a importância da avaliação de risco e a necessidade de abordar os fatores psicológicos, independentemente da abordagem de reabilitação. Para tanto, é recomendado um processo de triagem em dois níveis. No nível de triagem inicial realizada por um profissional de saúde de primeiro contato para determinar quais pacientes são passíveis de reabilitação, e no nível de triagem secundário realizado por um profissional de reabilitação para determinar a abordagem

de reabilitação mais apropriada. (ALRWAILY et al., 2015; PERGOLIZZI; LEQUANG, 2020)

A reabilitação para dor lombar é em si um assunto complexo, pois existem muitas formas de reabilitação e o profissional pode precisar orientar o paciente para o (s) programa (s) de reabilitação mais adequado (s). De acordo com o paradigma TBC, existem três categorias principais de reabilitação: sintomática, controle de movimento e abordagem funcional. O cuidado sintomático é para episódios novos ou recorrentes de lombalgia com fortes características sintomáticas. O controle do movimento é apropriado para pacientes com dor moderada e incapacidade (ALRWAILY et al., 2015; OLIVEIRA et al., 2018; PERGOLIZZI; LEQUANG, 2020).

Durante as últimas três décadas, mudanças foram feitas nas principais recomendações nas diretrizes nacionais de prática clínica. Maior ênfase agora é colocada na autogestão, terapias físicas e psicológicas e algumas formas de medicina complementar, e menos ênfase em tratamentos farmacológicos e cirúrgicos. As diretrizes incentivam tratamentos ativos que abordam os fatores psicossociais e enfocam a melhora da função (NATIONAL GUIDELINE CENTRE, 2017; QASEEM et al., 2017; FOSTER et al., 2018; STOCHKENDAHL, 2018).

As diretrizes dinamarquesas, americanas e britânicas endossam o uso de exercícios e uma série de outras terapias não farmacológicas (Tabela 2). As recomendações consistentes para o tratamento precoce são que os indivíduos devem receber aconselhamento e educação sobre a natureza da dor lombar e dor radicular; garantia de que não têm uma doença grave e que os sintomas vão melhorar com o tempo; e incentivo para evitar repouso na cama, permanecer ativo e continuar com as atividades habituais, incluindo o trabalho (NATIONAL GUIDELINE CENTRE, 2017; QASEEM et al., 2017; FOSTER et al., 2018; STOCHKENDAHL, 2018).

Tabela 2 – Visão geral das intervenções aprovadas para dor lombar inespecífica em diretrizes de prática clínica baseadas em evidências (Diretrizes Dinamarquesa, Americana e Britânica)

	<b>Dor lombar aguda</b> (<6 semanas)	<b>Dor lombar persistente</b> (> 12 semanas)
<b>Educação e autocuidado</b>		
Conselho para permanecer ativo	Tratamento de primeira linha, considere para uso de rotina	Tratamento de primeira linha, considere para uso de rotina
Educação	Tratamento de primeira linha, considere para uso de rotina	Tratamento de primeira linha, considere para uso de rotina
Calor superficial	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento	Evidência insuficiente
<b>Terapia não farmacológica</b>		
Terapia por exercício	Uso limitado em pacientes selecionados	Tratamento de primeira linha, considere para uso de rotina
Terapia cognitivo-comportamental	Uso limitado em pacientes selecionados	Tratamento de primeira linha, considere para uso de rotina
Manipulação espinhal	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento
Massagem	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento
Acupuntura	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento
Ioga	Evidência insuficiente	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento
Estresse baseado em atenção plena redução	Evidência insuficiente	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento
Reabilitação interdisciplinar	Evidência insuficiente	Segunda linha ou adjuvante opção de tratamento

Fonte: FOSTER et al. (2018)

Os tratamentos físicos recomendados, particularmente para dor lombar persistente (> 12 semanas de duração), incluem uma atividade gradual ou programa de exercícios que visa melhorias na função e prevenção do agravamento da deficiência. As diretrizes recomendam programas de exercícios que levam em conta as necessidades, preferências e capacidades individuais ao decidir sobre o tipo de exercício (WONG et al., 2016; FOSTER et al., 2018).

Na síndrome lombar aguda, inclui-se repouso por dois dias, que visa aliviar os sintomas devido à redução das pressões intradisciais e ou nas estruturas nervosas, sendo efetivo e representativo de uma perda da atividade laborativa 45% menor do

que o tradicional que afasta o paciente por sete dias (NEGRELLI, 2001; PIRES; DUMAS, 2008).

Na fase aguda, o repouso pode se mostrar eficaz, porém não pode ser prolongado, devido à ação deletéria da inatividade sobre o aparelho locomotor (RODRIGUES et al., 2019).

Ainda são utilizadas medidas como a fisioterapia (termoterapia, eletroterapia, massoterapia, a tração lombar motorizada, programa de atividade física, a tração no leito, crioterapia, pilates e cinesioterapia), acupuntura (SILVA; PEREIRA; SILVA, 2001; BELOUBE et al., 2003; FORS et al., 2019; CORDEIRO, 2019; GRANDO, 2020), repouso, a prescrição de analgésicos e anti-inflamatórios (PIRES; DUMAS, 2008; GUSSO; LOPES, 2012). É válido ressaltar que a dor lombar aguda regride espontaneamente em uma semana, em 33% dos indivíduos, independentemente do tipo de tratamento. A partir da terceira semana, ocorre à recuperação em 75% dos casos, e, em torno dos dois meses, 90% dos casos estão recuperados (COSTA; PALMA, 2005).

O efeito da fisioterapia também é evidenciado na melhora da dor lombar crônica, o que inclui exercícios, a aplicação de calor ou frio, ultrassom ou a estimulação elétrica. O plano de reabilitação na fase crônica busca aliviar a dor e a tensão muscular, orientar treino de relaxamento muscular e educação sobre os movimentos, restaurar a amplitude do movimento, com exercícios específicos de alongamento e flexibilidade; restaurar equilíbrio muscular, resistência e função, com exercícios resistidos específicos de condicionamento e controle funcional e retreinamento (KISNER; COLBY, 1998; TREVISANI; ATALLAH, 2003; MACEDO et al., 2005; SILVEIRA et al., 2010; NABAVI et al., 2017; OLIVEIRA et al., 2019).

Estudos de Park et al. (2016), Morales et al. (2018) e Niederer et al. (2020), mostraram que exercícios neuromusculares objetivando melhora do controle motor da musculatura estabilizadora da coluna foram capazes de melhorar a sintomatologia da dor lombar.

Apesar de muitas controversas sobre a utilização do modelo biomédico como tratamento da dor lombar ou do modelo biopsicossocial, surgem pesquisas que mostram que a educação em neurociência da dor combinada com o treinamento de controle motor pode melhorar a sensibilidade a dor, sintomas de sensibilização central, bem como funcionamento mental e físico, cinesiofobia e redução da

incapacidade em pacientes com dor lombar inespecífica (MALFLIET et al., 2018; MEIER; VRANA; SCHWEINHARDT, 2019).

O tratamento medicamentoso das lombalgias, depois de afastadas causas específicas (neoplasias, fraturas, doenças infecciosas e inflamatórias), deve ser centrado no controle sintomático da dor para propiciar a recuperação funcional, o mais rapidamente possível. Nos Estados Unidos, recomendasse redução no cuidado farmacológico como primeira opção de tratamento indicando esse tipo de tratamento apenas para pacientes para os quais os cuidados não farmacológicos não funcionaram. (BRAZIL et al., 2004; FOSTER et al., 2018).

Ademais, a análise dos fatores de risco é importante para que se possam estabelecer estratégias de prevenção e tratamento no controle desta condição (COSTA; PALMA, 2005).

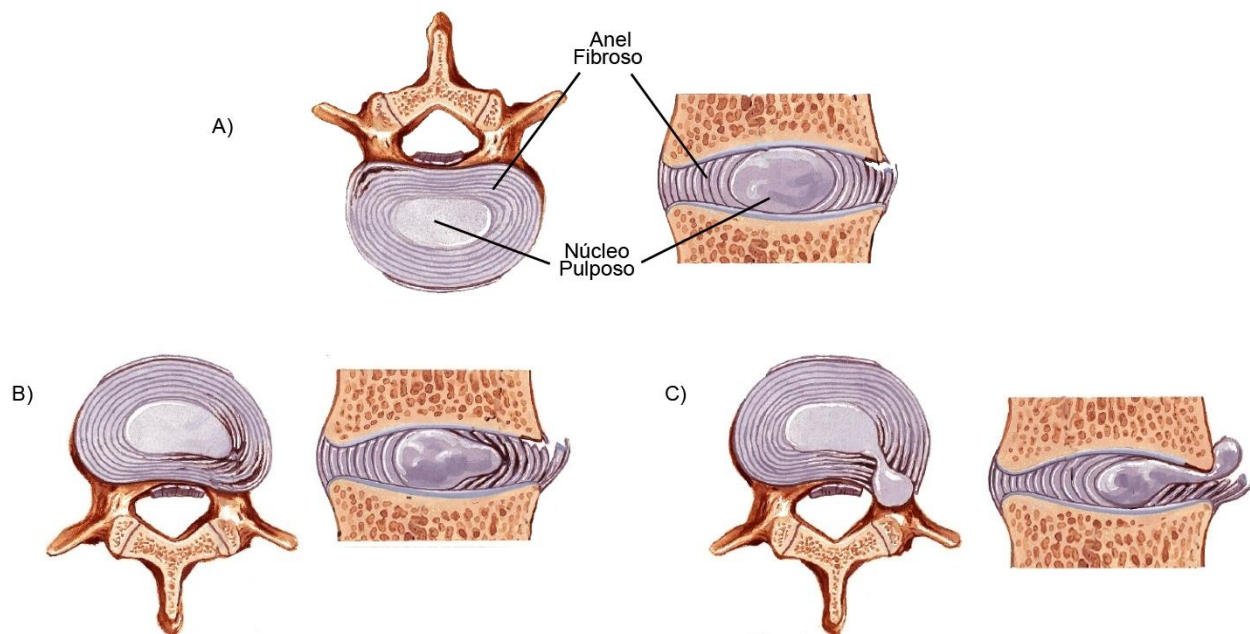
### **3.3.2. Protrusão discal intervertebral lombar**

A protrusão do disco intervertebral lombar é considerada uma das três causas, mais comuns de dor lombar (CORNIOLA et al., 2014). Nesse sentido, 70 a 85% das pessoas sofrem de protrusão do disco lombar, com uma taxa de incidência anual entre 15 a 45% (ANDERSSON, 1999; CHOU et al., 2007; CHEN et al., 2017). A protrusão discal consiste no abaulamento localizado ou difuso do disco intervertebral (localizado entre as vértebras) resultante de alteração degenerativa do anel fibroso (IMAMURA; KAZIYAMA; IMAMURA, 2001).

Os discos são estruturas fibrocartilagenosas localizadas entre as vértebras, que têm como objetivo amortecer os impactos da coluna, realizando a distribuição das pressões sofridas, contribuindo também para que a coluna se torne mais estável e flexível. Os discos intervertebrais são formados pelo núcleo pulposos, o anel fibroso e os terminais cartilagenosos (Figura 6 (A) (DOWDELL et al., 2017). É importante o entendimento dessa divisão, para uma compreensão sobre a diferença entre protrusão discal e hérnia de disco. Na protrusão discal, o disco não rompe o anel fibroso, podendo pressionar a medula espinhal. É justamente essa compressão do nervo que provoca os sintomas de dor e as mais graves da protrusão discal. A hérnia discal ocorre quando o material do núcleo pulposos desloca-se através da ruptura do anel fibroso, conforme mostrado na Figura 6 (C), devido à fissura radial do anel (Figura 6 (B) (IMAMURA; KAZIYAMA; IMAMURA, 2001; VIALLE et al., 2010).

É válido ressaltar que a protrusão discal pode ocorrer na região cervical, lombar e torácica, de acordo com a região da coluna na qual ela ocorrer (MAGEE, 2010). A protrusão do disco intervertebral lombar é uma doença clínica comum em ortopedia, caracterizada principalmente por sintomas radiculares, como dor lombar, e podem apresentar irradiação para os membros inferiores (quando ocorre pressão nas raízes nervosas vertebrais, cria-se uma dor que se irradia pela perna), levando a comprometimentos funcionais e conseqüentemente piora na qualidade de vida das pessoas acometidas (FALAVIGNA et al., 2010; ANDRADE et al., 2013; YANG et al., 2019).

Figura 6 – Disco intervertebral da região lombar com protrusão discal



Fonte: KANTAGALLO (2020). Legenda: A) Discreta protrusão discal; B) Protrusão discal; C) Hérnia de disco

O diagnóstico específico e a abordagem de tratamento ainda não foram efetivamente estabelecidos para o tratamento da protrusão discal, porém, sabe-se que a deficiência na estabilidade mecânica da coluna lombar é conhecida por diminuir a ativação da musculatura da coluna vertebral e pode resultar na ocorrência de sintomas de dor na região lombar baixa. É importante salientar que esta é uma doença que ocorre com frequência, e entre 10 a 20% dos pacientes necessitam de tratamento cirúrgico (HODGES, 1999; OKUBO et al., 2010; ARAB et al., 2017).

Os principais mecanismos da dor nas raízes nervosas causadas pela protrusão do disco intervertebral lombar incluem: compressões mecânicas, reações químicas inflamatórias e reações imunológicas inflamatórias, sendo que essas alterações patológicas podem coexistir ao mesmo tempo. Portanto, o tratamento deve realizar não apenas a descompressão do disco, mas também os tratamentos anti-inflamatórios ao redor das raízes nervosas (ZHANG; LI; BRULL, 2000; FENGHE et al., 2015).

De acordo com Yang et al. (2019), a inflamação no tecido do disco intervertebral local após a protrusão do disco intervertebral lombar produz citocinas inflamatórias maciças, incluindo citocinas pró-inflamatórias e anti-inflamatórias, para regular as respostas patológicas após a protrusão do disco intervertebral lombar e mediar a dor radicular. Nesse sentido, a inflamação torna-se um evento importante e é um dos mecanismos essenciais que levam à dor radicular da protrusão do disco intervertebral lombar. Ainda de acordo com os autores, expressões de citocinas inflamatórias (IL-1, IL-6, IL-18 e TNF- $\alpha$ ) no sangue periférico de pacientes com protrusão de disco intervertebral lombar estão correlacionadas com o grau de dor radicular, que pode servir como indicador da dor radicular na prática clínica (YANG et al., 2019).

O trabalho de reabilitação conservadora com anti-inflamatórios e fisioterapia são responsivos e proporcionam o alívio das dores em uma proporção significativa de pacientes, e a cirurgia é indicada em casos não responsivos de pacientes, após no mínimo seis semanas de tratamento conservador, para evitar alterações estruturais irreversíveis nas raízes nervosas devido à compressão crônica (SILVINATO et al., 2017).

Alguns autores já abordam a protrusão recorrente do disco lombar após tratamento cirúrgico, bem como discordam em relação ao nível de recorrência e ao resultado após a reoperação (GAIL; JENSEN, 1980). Naylor (1977) relatou em estudo publicado sobre a recorrência de dor nas raízes nervosas associado aos resultados de um prolapso em outro nível, geralmente aquele acima do enucleado. Para Knighton (1964) a recorrência é predominantemente no mesmo nível da lesão original. Já Greenwood, Macquire e Kimbell (1952) afirma que recorrência é tão frequente no mesmo nível que em outro nível de lesão.

É importante ressaltar que a protrusão do disco lombar é uma síndrome que causa alterações patológicas, incluindo necrocitose, exsudação, edema e outras inflamações, alterações da microcirculação local, vasoespasmos muscular, isquemia

tecidual, hipóxia e edema, dor na área da lesão devido ao aumento da substância alogênica e diminuição nas atividades de vida diária devido à degeneração do disco intervertebral, ruptura anular, irritação da hérnia do núcleo pulposo ou compressão da raiz nervosa (CHEN et al., 2017).

Sendo assim, é necessário o uso de tratamentos que busquem promover a redução da protrusão dos discos intervertebrais, promovendo a remoção da compressão, o alívio da dor e a recuperação da forma e função do disco intervertebral, bem como tecnologias que busquem melhorar e/ou facilitar a reabilitação e acompanhamento da evolução destas lesões.

Nesse sentido, com os grandes progressos obtidos nas áreas de eletrônica e computação, surgem oportunidades de inserir estes avanços tecnológicos para a área da reabilitação. Em particular, o uso de sensores surge como uma tecnologia promissora, com potencial possibilidade de diversos benefícios a grande parte da população que apresenta algum tipo de lesão na coluna lombar ou déficit de mobilidade (DHAWAN, 2016; DOBKIN, 2016).

### **3.4. BIOFEEDBACK, SENSORES E SINAIS**

A ampliação do uso da tecnologia em diversas áreas do conhecimento vem crescendo vertiginosamente nos últimos anos e vislumbrando um sensível progresso às ciências da saúde. Nesse sentido, a *biofeedback* corresponde a técnicas de tratamento (geralmente por meio de equipamento eletrônico) nas quais pessoas são treinadas a melhorar sua capacidade de auto regulação utilizando os sinais de seu próprio corpo, e apresenta aplicações para muitas desordens médicas (MILLER 1989; GREEN; SHELLENBERGER, 1999; CRUZ, 2005; MOSS et al., 2003).

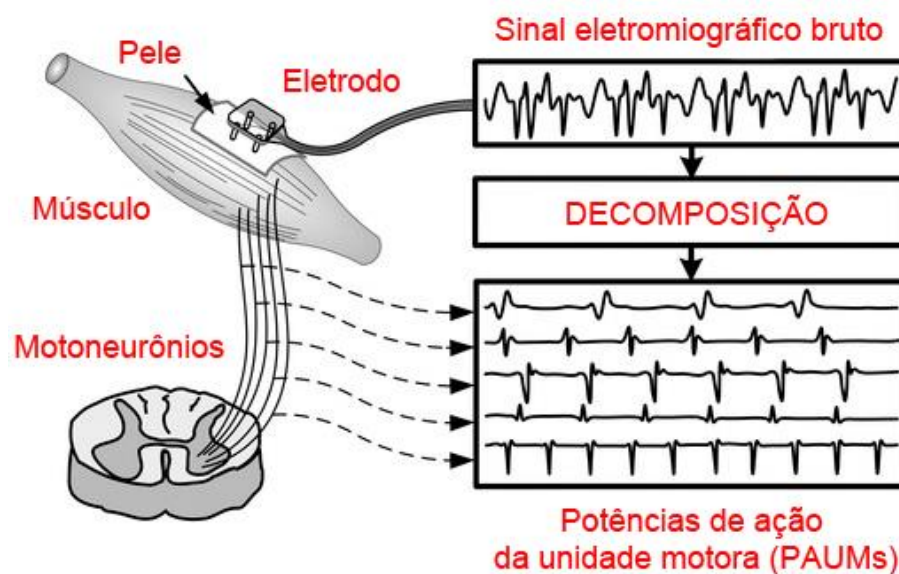
O treinamento de *biofeedback* consiste, inicialmente, em um instrumento destinado a medir processos fisiológicos específicos que é conectado ao paciente por meio de sensores. O instrumento capta e amplifica os sinais e os utiliza para alimentar a ferramenta de *biofeedback*. A ferramenta, por sua vez, interpreta a informação recebida e a converte em algum tipo de resposta perceptível ao paciente (usualmente um som, ou uma imagem). Dessa forma, o processo serve de guia para o paciente, que pode visualizar claramente a resposta de seu organismo e, seguindo critérios estabelecidos pelo médico, fisioterapeuta ou psicólogo, treinar estas respostas de

forma a conseguir resultados (SCHWARTZ, 1995; ALBUQUERQUE JÚNIOR; CARVALHO, 2020).

Dentre as várias aplicações desta técnica, destacam-se: a reabilitação motora (fortalecimento de grupos musculares, melhora da coordenação intra e intermuscular, redução de espasticidade); o treinamento esportivo, a reabilitação de lesões esportivas; o controle da frequência cardíaca, da pressão arterial e da irrigação sanguínea periférica; e o controle emocional (ansiedade, estresse, medo, raiva etc.). É válido ressaltar que, por meio do *biofeedback*, é possível controlar nossos processos fisiológicos de forma a poder aumentar o nível de relaxamento, aliviar a dor ou monitorar a atividade muscular (BASMAJIAN, 1989; SANDWEISS, 1985; SHELLENBERGER, 1999; CRUZ, 2005).

Dentre os muitos recursos utilizados na aplicação da *Biofeedback*, destaca-se a eletromiografia, que é considerada como o estudo da detecção, análise e uso do sinal eletromiográfico proveniente da contração muscular. A natureza estocástica deste sinal bruto, quando o músculo é contraído, é aleatória e pode ser representada por funções de distribuição gaussiana que pode variar de 0 a 6 mV (pico-a-pico) ou 0 a 1,5 mV (*root mean square* - rms), como visto na Figura 7 (DE LUCA, 2006).

Figura 7 – Decomposição do sinal de eletromiografia



Fonte: DE LUCA (2006). Legenda: O sinal eletromiográfico bruto é a sobreposição de algumas dezenas de PAUMs

A eletromiografia é um método de avaliação direta, não invasiva, que busca a verificação das alterações de amplitude e do espectro de potência da atividade elétrica dos músculos. Duas técnicas são observadas ao se tratar da eletromiografia: a eletromiografia de superfície e a de profundidade (DE LUCA, 1993; HAUSSWIRTH et al., 2000; WAKELING et al., 2002; CLARCK et al., 2003).

A eletromiografia de superfície compreende a captação do sinal mioelétrico utilizando eletrodos (dispositivos de entrada e saída de corrente de um sistema elétrico) dispostos na superfície da pele, como o registro extracelular da atividade bioelétrica gerada pelas fibras musculares (WEBSTER, 1978). A atividade dos músculos, obtida pela eletromiografia de superfície, detectada pela atividade elétrica e fenômeno eletromecânico de acoplamento muscular, é registrada por meio dos potenciais de ação que ocorrem no músculo e determinada por sinais elétricos com amplitudes da ordem de  $\mu\text{V}$  (microvolts) (HERMENS; FRERIKS, 2000; WAKELING; ROZITIS, 2004).

O sinal mioelétrico contém informações sobre a forma do potencial de ação de unidades motoras e assim nos fornece uma informação eletrofisiológica aproximada do músculo ativo. Decifrando essas informações, é possível obter detalhes particulares da atividade muscular a ser estudada (WAKELING et al., 2002; CLARCK et al., 2003). Como o fenômeno da contração muscular está diretamente relacionada ao movimento humano, a quantificação desse fenômeno por meio da eletromiografia de superfície é de grande relevância para a compreensão das variáveis envolvidas nesse processo.

A eletromiografia de profundidade constitui uma técnica invasiva, na qual eletrodos (do tipo agulha ou fio) são introduzidos diretamente em um determinado músculo (WEBSTER, 1978). Nessa técnica, os eletrodos são colocados no interior do músculo, em contato direto com as fibras musculares. É válido salientar que este é um método utilizado somente quando justificado por necessidades específicas, como a monitoração de características musculares locais ou finalidades diagnósticas (TRONTELJ et al., 2004; MERLETTI; PARKER, 2004).

Dessa forma o *biofeedback* é um instrumento valioso na avaliação e diagnóstico da atividade elétrica muscular nas terapias físicas e ocupacionais e auxiliando no tratamento de diversas condições patológicas musculares e neuromusculares (LASHLEY, 1982; AMADIO, 2000; DUARTE-MOREIRA et al., 2018; RIBEIRO et al., 2018). É importante destacar que o *biofeedback* eletromiográfico foi

considerado eficaz no tratamento da dor crônica lombar; os resultados de um estudo mostraram redução da dor, menor percepção da desabilidade, aumento da capacidade de tolerância à dor e melhora da depressão (NEWTON-JOHN et al., 1995).

Levando em consideração a musculatura estabilizadora já descrita anteriormente, esta é ativada para proteger a coluna durante os movimentos do corpo, contudo seu treinamento pode ser realizado por meio de exercícios específicos (O'SULLIVAN et al., 1997; SOUTHWELL et al., 2016; CRASTO et al., 2019). Para o retreinamento dessa musculatura profunda, é bastante utilizada uma unidade de *biofeedback* pressórico colocada no abdome ou na coluna lombar, com a finalidade de avaliar a pressão exercida sobre a unidade ao realizar a contração muscular. É válido ressaltar que a unidade de *biofeedback* pressórico é tida como uma das estratégias de utilização do método de estabilização segmentar (FIGUEIREDO et al., 2005; LIMA et al., 2012; MORALES et al. 2018; CRASTO et al., 2019).

Nesse contexto, a tecnologia de sensores pode facilitar essas tarefas, já que os mesmos podem ser usados para coletar dados fisiológicos e de movimento, permitindo o monitoramento da condição física do paciente (CHHIKARA et al., 2008; SHANMUGAM; NEHRU; SHANMUGAM, 2018). Assim, com o uso da tecnologia, podem ser utilizados sensores específicos, podendo ser especializado em rastreamento, medição, avaliação e em transferir os atributos físicos do corpo humano, como frequência cardíaca, passos percorridos, pressão arterial e postura corporal, para um dispositivo periférico (OSMAN; EID; SADDIK, 2013).

O uso destes sensores nos movimentos do corpo humano permite utilização para a reabilitação e acompanhamento da evolução da lesão com equipamento portátil, o que possibilita seu uso em diversos tipos de ambiente, desde ambientes clínicos, até ambientes livres e laborais. Esse tipo de tecnologia vem trazendo uma forma de tratamento e avaliação mais personalizada e precisa (CAPELA et al., 2016; OBRIEN et al., 2017).

#### **3.4.1. Sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular**

Os avanços nas tecnologias de sensores, microeletrônica, telecomunicações e técnicas de análise de dados permitiram o desenvolvimento e a implantação de sistemas para o monitoramento remoto dos pacientes. Sensores vestíveis são usados

para coletar dados fisiológicos e de movimento, permitindo o monitoramento do status do paciente. Os sensores são implantados de acordo com a aplicação clínica de interesse (PATEL et al., 2012; INOUE et al., 2019). Uma representação conceitual de um sistema para monitoramento remoto é mostrada na Figura 8.

A Figura 8 apresenta um sistema de monitoramento remoto de integridade baseado em sensores vestíveis. Nesse sentido, informações relacionadas à saúde são coletadas por meio de sensores sem fio usados no corpo e transmitidas por meio de um *gateway* de informações, como um telefone celular, essas informações podem ser usadas para implementar intervenções conforme necessário (PATEL et al., 2012).

Figura 8 – Ilustração de um sistema de monitoramento remoto de integridade baseado em sensores vestíveis



Fonte: PATEL et al. (2012)

Sensores portáteis podem ser utilizados para diversas aplicações, tais como, análise biomecânica tanto para tratamentos quanto para prevenção de doenças ocupacionais. Com isso, esses sensores vêm ganhando espaço, pois podem monitorar as atividades diárias e laborais em tempo real. (PEPPOLONI et al., 2016; ALBERTO et al., 2018; KENT, et al., 2019).

Dessa forma, sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular podem ser implementados, por exemplo, em aplicações como o

monitoramento de atividades e de efetividade de intervenções de reabilitação domiciliar e no trabalho em diversos problemas, tais como osteoartrite do joelho, lesões relacionadas a esportes, lesões de antebraço, lombalgia, dentre outros (PEPPOLONI et al., 2016; PORCIUNCULA et al., 2018).

Os sensores de movimentação são dispositivos instalados diretamente sobre o corpo ou vestuário. Alguns exemplos dos sensores de movimentos usados são pedômetros, chaves acopladas aos calçados, giroscópios, acelerômetros, entre outros (YANG; WANG; CHEN, 2008; INOUE et al., 2019). Alguns destes sensores são descritos a seguir.

#### **3.4.1.1. Pedômetros**

Os pedômetros são dispositivos simples e baratos que registram o número de passos realizados por um indivíduo. Essa contagem permite estimar a distância caminhada e o gasto de energia, no entanto é realizada de uma maneira imprecisa, pois este dispositivo não registra a intensidade da atividade de locomoção (HOWCROFT; KOFMAN; LEMAIRE, 2013; MANSI et al., 2014), sendo assim, mais recomendados em situações de vigilância, seleção e avaliação de programas de intervenção em saúde e atividade física, cujo controle se dá por retroalimentação pessoal (NORMAN; MILLS, 2004).

Neste aspecto, em estudos realizados em condições laboratoriais e de campo, principalmente, quando testados em superfícies que dificultam a marcha normal dos indivíduos, os pedômetros tendem a perder sua precisão na contagem dos passos. Nesse sentido, dentre os estudos dessa natureza, o modelo que mais se aproximou dos valores reais, mesmo em velocidades mais lentas (aproximadamente 54 m/min), tanto para distância percorrida, quanto para o número de passos, foi o *Yamax* (Tóquio, Japão), série *SW* (GUYC; TUDOR-LOCKE, 2003; TUDOR-LOCKE et al., 2004; LEICHT; OLIVEIRA et al., 2013).

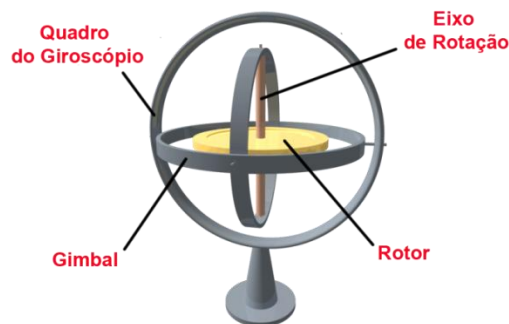
#### **3.4.1.2. Giroscópios**

Os giroscópios são, em sua forma clássica, sensores eletromecânicos capazes de captar a rotação de um corpo em relação a um sistema de referência inercial. Esses sensores têm como saída, sinais elétricos, que devem ser tratados a fim de fornecer a velocidade angular, devendo ser integrada para que se possa obter o ângulo de

rotação (LAVIERI, 2011). Na Figura 9 é apresentada uma representação genérica de um giroscópio.

Um giroscópio clássico constitui-se em uma massa em alta rotação, cuja grande fluidez, juntamente com mecanismos de compensação de atrito, permite aproximar sua rotação como um movimento sem força dentro de um espaço inercial. Se a plataforma girar, o princípio de conservação do momento angular mantém o movimento da massa em rotação inalterado dentro do sistema inercial, fazendo com que o vetor de velocidade angular mude de orientação dentro do sistema da plataforma. Ao observar essa alteração, o ângulo de rotação da plataforma pode ser obtido (KEMPE, 2011).

Figura 9 - Representação estrutural de um Giroscópio



Fonte: VIEIRA (2006)

Giroscópios também podem apresentar massa rotativa ou oscilante, fixada a uma estrutura; nesse caso, o princípio de funcionamento decorre da aplicação do princípio da força de *Coriolis*. Essa força se manifesta perpendicularmente em relação à direção de movimento do corpo e do eixo de rotação do sistema de referência. Quase todos os giroscópios microeletromecânicos relatados, usam elementos mecânicos oscilantes (massas de prova) para detectar rotação (NASIR, 2010; FORHAN, 2010). Todos os giroscópios de anel ou disco oscilante são baseados na transferência de energia, entre dois modos de vibração de uma estrutura, causada pela aceleração de *Coriolis*.

A montagem do sensor giroscópio em determinada orientação permitirá a escolha do eixo de rolamento, assim uma montagem múltipla de três estruturas permite analisar as medidas nos três eixos de rotação possíveis (NASIR, 2010; FORHAN, 2010; MORI, 2013). É válido ressaltar que a força de *Coriolis* é uma força nomeada em homenagem ao cientista e engenheiro francês de mesmo nome (1792-

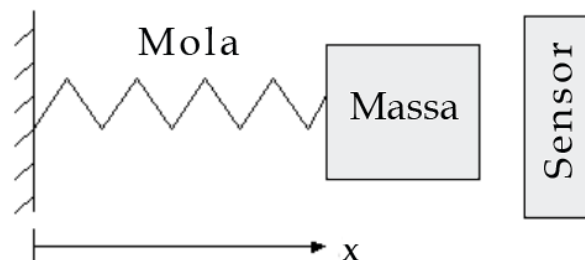
1842), a qual causa uma aceleração aparente que ocorre em um sistema referencial rotativo e é proporcional à velocidade angular do mesmo (NASIR, 2010).

### 3.4.1.3. Acelerômetros

Os acelerômetros são dispositivos que permitem quantificar objetivamente a frequência, duração e intensidade da atividade física, em função das características dos sinais de aceleração, como o padrão de oscilação, o intervalo de tempo e a magnitude dos mesmos. Em resumo, este dispositivo converte um vetor de aceleração em um sinal elétrico, que pode ser coletado e processado por sistemas eletrônicos (CHEN; BASSETT JR, 2005; SASAKI et al., 2017).

O mecanismo básico para desenvolver a medição de aceleração é descrito como um sistema de massa-mola que se encontra no interior do sensor (Figura 10). Assim, sempre que o conjunto acelera, a inércia faz com que a massa resista. A força exercida pela massa é equilibrada pela mola e, como o deslocamento permitido pela mola é proporcional à força aplicada, a aceleração do corpo é proporcional ao deslocamento da massa-mola (KEMPE, 2011).

Figura 10 – Sistema massa-mola, com sensor para medir o deslocamento



Fonte: Autoria Própria. Legenda: Mola (Elemento elástico)

A estrutura apresentada na Figura 10 permite apenas a medição da aceleração em um único eixo, portanto nos acelerômetros biaxiais e triaxiais, estruturas semelhantes devem ser construídas no sentido dos outros eixos de interesse, fornecendo em sua saída um sinal elétrico correspondente a cada um dos eixos sensíveis. Esses dispositivos eletrônicos podem medir a aceleração do movimento corporal em relação a até três eixos independentes, sendo eles: ântero-posterior, médio-lateral e vertical (CHEN; BASSETT JR, 2005; SASAKI et al., 2017). Neste sentido, há uma variada gama de acelerômetros disponíveis atualmente; estes

incluem cristais piezoelétricos, sensores piezo resistivos, sensores eletrônicos, entre outros (KIONIX, 2020).

Existem vários destes sensores disponíveis no mercado, como exemplo pode ser citado, o sistema *Valedo®Motion* (Figura 11), que é sistema de avaliação postural e do equilíbrio que se baseia na captura de movimentos por meio de acelerômetros afixados na coluna diretamente nas costas. O dispositivo consiste em dois sensores de movimento, um computador e o software que combina o dispositivo e a interface de jogo. Há dois sensores que são afixados no corpo do paciente e um terceiro sensor que mede a distância do computador ao dispositivo, permitindo ao paciente uma maior liberdade de movimento (HOCOMA, 2020).

Figura 11 – Sistema de avaliação postural e de equilíbrio *Valedo®Motion* da *Hocoma*



Fonte: HOCOMA (2020). Legenda: A – Sensor; B – Aplicação dos sensores nas costas; C – Interação do paciente com computador e o software

O sistema Valedo é um dispositivo médico de treinamento, que melhora a conformidade do paciente e permite obter maior motivação por *biofeedback* aumentado em tempo real com base nos movimentos do tronco. Ele transfere os movimentos do tronco, por meio de sensores sem fio, para um ambiente motivador de jogo, e guia o paciente por meio de exercícios projetados especificamente para a terapia da lombalgia. Com este dispositivo, grande parte dos exercícios necessários para reabilitação da lombalgia pode ser realizada de maneira adequada e motivadora (PATEL et al., 2012; HOCOMA, 2020).

Bonfim et al. (2020a) (Anexo D) realizaram o tratamento da dor lombar por meio do treinamento da musculatura estabilizadora da coluna utilizando movimentos específicos para ativação dessa musculatura monitorados por meio do *wearable*

*Valedo®Motion* da *Hocoma*. O treinamento proposto obteve melhora da dor e do nível e incapacidade de pacientes com dor lombar.

Para se projetar dispositivos monitorados por acelerômetros, são considerados os seguintes parâmetros: sensibilidade, linearidade, resolução, polarização, desvio de polarização, sensibilidade nos eixos transversais, robustez do choque, sensibilidade à vibração contra acelerações de alta frequência (fora da faixa de frequência de medição), e capacidade de auto teste e segurança (probabilidade de erros não detectada). Eles são relevantes, também, para uso simultâneo com sistema de giroscópios (KEMPE, 2011).

É importante destacar que as informações provenientes desses sensores podem ser combinadas e correlacionadas para avaliar o movimento e a postura humana. Dispositivos vestíveis são capazes de fornecer medições objetivas da postura de uma pessoa apresentando uma aplicabilidade clínica particularmente na prevenção, monitoramento e tratamento de doenças da coluna e musculoesqueléticas, juntamente com outras finalidades na área de saúde. Profissionais de saúde e pesquisadores podem trabalhar lado a lado para validar *wearables* como uma ferramenta de apoio que seria então incorporada ao sistema de saúde. Isso tem permitido que os pacientes facilitem os cuidados preventivos, contribuam diretamente para a sua saúde e gerenciem as condições em curso (YOONG; PERRING; MOBBS, 2019).

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1. TIPO E LOCAL DO ESTUDO

No presente estudo horizontal e duplo cego (paciente e avaliador final), o mesmo indivíduo foi considerado como o controle, bem como foi submetido ao treinamento muscular.

O presente estudo foi desenvolvido na Clínica Saúde Fácil, localizada na cidade de Teresina-PI, no período de maio a novembro de 2020. O local foi escolhido devido à facilidade de acesso aos instrumentos necessários à realização da pesquisa, bem como por ser referência em avaliação física, clínica e postural. A temperatura ambiente foi controlada entre 22 e 24 °C, com ausência de ruídos sonoros.

### 4.2. PROCEDIMENTOS ÉTICOS

O presente protocolo de pesquisa foi submetido à análise do Comitê de Ética por meio da Plataforma Brasil e aprovado por meio do parecer 4.005.957 (Anexo A), e foi realizado de acordo com as normas da resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (Ministério da Saúde) envolvendo pesquisa em seres humanos.

Todos os voluntários foram previamente esclarecidos e orientados sobre os procedimentos a que foram submetidos. No caso de aceitação plena, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo B).

### 4.3. AMOSTRA

A amostra foi composta por 30 indivíduos de ambos os sexos (5 homens e 25 mulheres), com idade entre 18 e 45 anos. Foram incluídos na pesquisa, indivíduos que apresentaram diagnóstico médico de dor lombar crônica inespecífica com duração igual ou maior que 3 meses sem irradiação de membros inferiores com intensidade de dor igual ou maior que 3 pela escala numérica de dor (END), com índice de massa corporal até 30 kg/m<sup>2</sup> e que assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Foram adotados como critérios de exclusão da pesquisa histórico de cirurgia da coluna anteriormente; fratura da coluna vertebral; pessoas com doenças graves da coluna (tumores e doenças infecciosas); labirintite; mulheres grávidas ou amamentando; tratamento fisioterapêutico ou medicamentoso opióides (últimos 3 meses); uso de exercício físico (mais de 2 vezes por semana), déficits neurológicos; doença subjacente grave (cardíaca, renal, hepática, pulmonar) ou maligna; diabetes

mellitus; doenças infectocontagiosas (tuberculose, hanseníase, HIV, doenças fúngicas sistêmicas) ou qualquer outra condição semelhante; doenças psiquiátricas; falta de capacidade ou vontade de fornecer o consentimento informado; ausência de disponibilidade para as visitas ou para cumprir os procedimentos do estudo.

#### 4.4. DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O presente protocolo consta de 4 etapas:

Etapa 1: Preparação

Etapa 2: Avaliação

Etapa 3: Tratamento

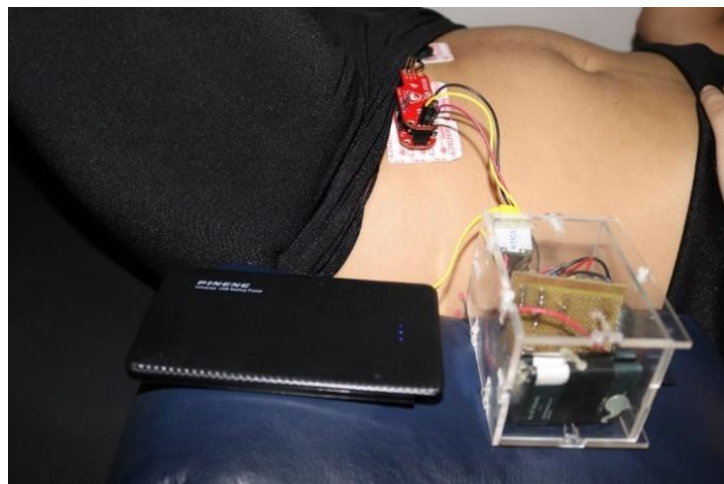
Etapa 4: Reavaliação

##### 4.4.1. Etapa 1 - Preparação (Montagem do sensor)

Para montagem do sensor foi utilizado um arduíno nano ligado a um módulo bluetooth HC-06 conectado a um sensor muscular *MyoWare da Sparkfun®*. O dispositivo também conta com baterias acopladas para dar segurança ao sistema, pois dessa forma não precisará funcionar ligado direto a uma rede de alta tensão.

O sensor muscular capta os sinais elétricos analógicos e por meio do arduíno os transforma em sinais digitais fazendo uma interface com o aplicativo de celular *Muscle Active* (Figura 12) desenvolvido especificamente para mapear as intensidades dos sinais e transformá-los em um gráfico que servirá como feedback para o paciente controlar as contrações musculares em tempo real (Figura 12).

Figura 12 – Sensor de contração muscular

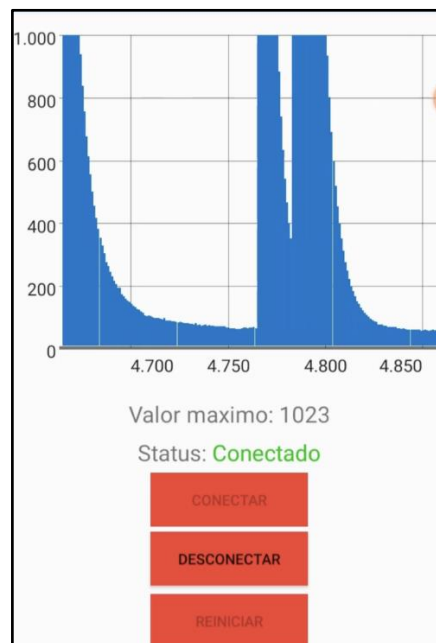


Fonte: Autoria própria

O aplicativo *Muscle Active* foi desenvolvido exclusivamente para se comunicar com o sensor desenvolvido e para seu desenvolvimento foi utilizado o *Android Studio* que é a *Integrated Development Environment (IDE)* oficial disponibilizado pelo *Google* para criação de aplicativos feitos exclusivamente para dispositivos com o sistema operacional *Android*.

Para uma boa captura dos dados foi realizado assepsia da região utilizando álcool 70% e algodão e a tricotomia quando necessário, e em seguida o sensor foi posicionado sobre a pele do paciente com 3 eletrodos, sendo dois deles na área muscular a 3 cm mediantemente à crista ilíaca e um terceiro fora da área muscular.

Figura 13 – Tela do aplicativo Muscle Active



Fonte: Autoria própria

#### 4.4.2. Etapa 2 - Avaliação

Os participantes encaminhados com diagnóstico médico de dor lombar crônica foram submetidos a uma avaliação fisioterapêutica, por um profissional previamente habilitado e treinado, para identificação e avaliação dos tipos e níveis de dor lombar por meio da Escala Numérica de Dor – END, e análise dos critérios de inclusão e exclusão da pesquisa. Essa avaliação foi realizada por meio de uma anamnese, inspeção física, avaliação de dados antropométricos (peso e altura) e END composta de 11 pontos (de 0 a 10 pontos) para a coleta de dados sobre a intensidade da dor,

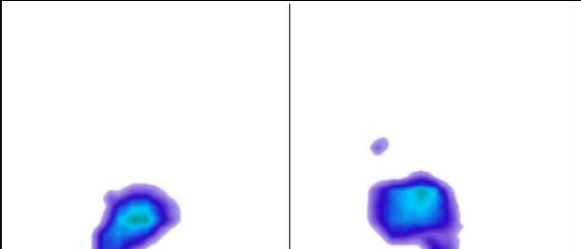
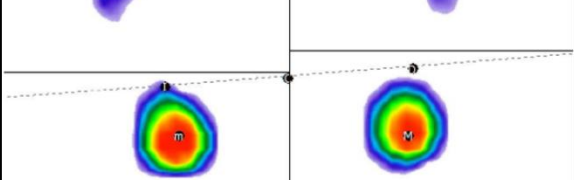
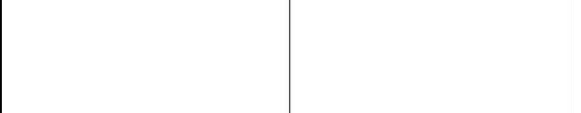
sendo “zero” significa ausência de dor e “dez” significa dor insuportável. Os escores intermediários de dor são utilizados para designarem intensidades intermediárias de dor. Em seguida, foi realizada uma avaliação por meio de equipamentos e métodos específicos (Baropodometria, estabilometria, ultrassonografia e teste de resistência isométrica muscular), detalhados a seguir, que ajudaram na identificação e quantificação dos sinais que podem ser causados pela lombalgia.

#### 4.4.2.1. Pressão plantar e Equilíbrio estático

Foi utilizada, para a realização do exame de pressão plantar, a plataforma Pedana *Sensormédica*®, onde os resultados obtidos também foram interpretados pelo software *FreeStep*® (versão 1.2.04) da *Sensormédica*®. O participante foi orientado a permanecer em pé em cima da plataforma com os braços e a mandíbula relaxados, sem movimentar-se ou falar durante o período da realização do exame.

Primeiramente, o participante ficou sobre a plataforma com apoio bipodal para coleta da pressão plantar para captação dos valores da área da superfície ( $\text{cm}^2$ ), percentual de carga (%) e da relação entre esses parâmetros (Figura 14).

Figura 14 – Exame de Pressão Plantar (Baropodometria)

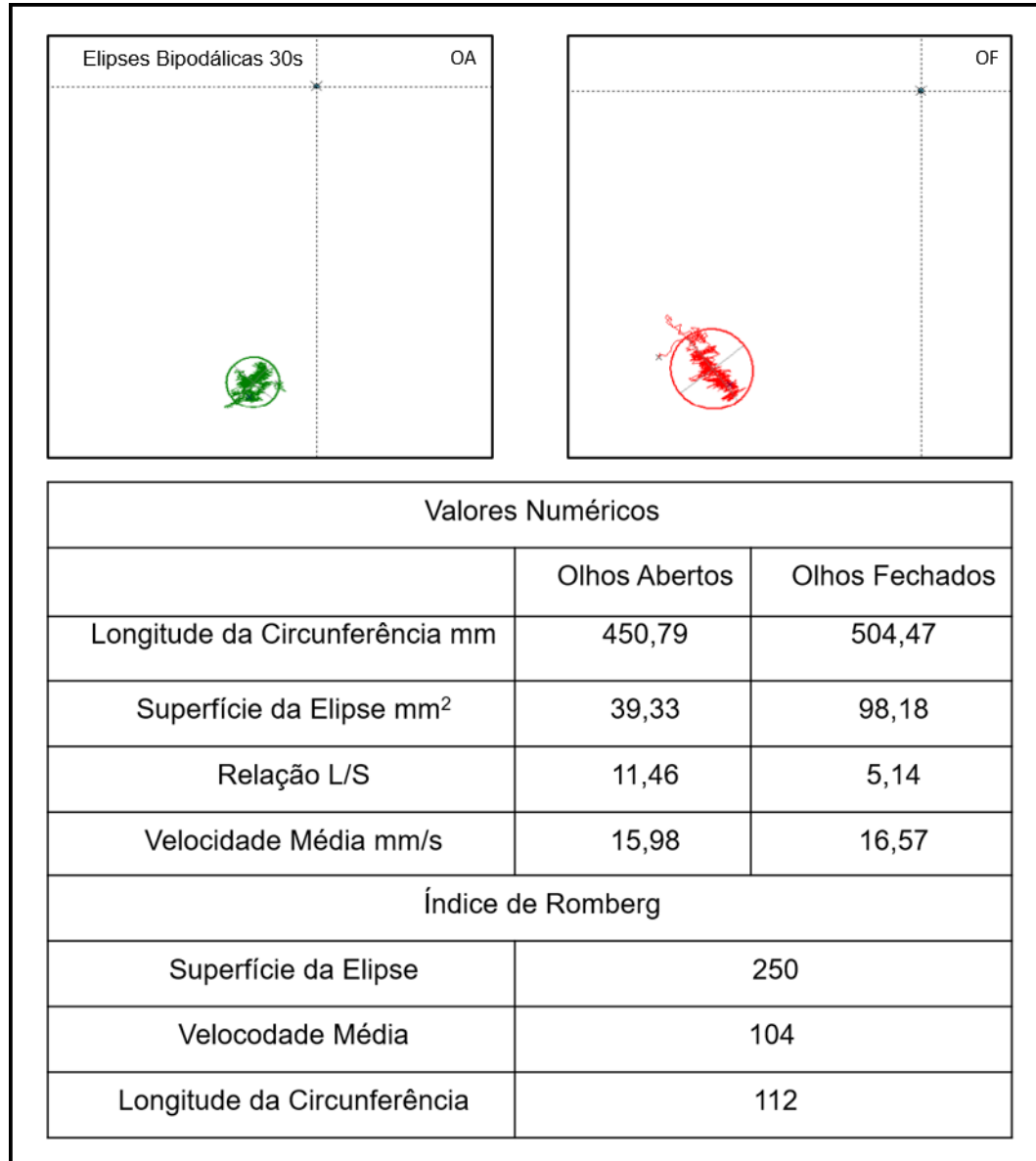
		Valores Numéricos		Esquerdo	Direito
	Antepé	Superfície $\text{cm}^2$		22	29
		Carga %		14	17
		Relação R/A %		29	34
	Retropé	Superfície $\text{cm}^2$		20	21
		Carga %		36	33
		Relação R/A %		71	66
	Total	Superfície $\text{cm}^2$		43	47
		Carga %		50	50
		Carga kg		25	25

Fonte: Autoria própria

Em seguida, na mesma posição, realizou-se o exame de estabilometria durante 30 s com os olhos abertos e 30 s com os olhos fechados para avaliação do equilíbrio estático. Foram coletados dados sobre a longitude da circunferência (mm), superfície da elipse ( $\text{mm}^2$ ), relação entre esses dois parâmetros, velocidade média de oscilação

(mm/s) e as relações entre os valores de cada um desses parâmetros de olho aberto e de olho fechado, determinando o índice de Romberg (Figura 15).

Figura 15 – Exame de Equilíbrio Estático (Estabilometria)



Fonte: Autoria própria

#### 4.4.2.2. Espessura muscular (transverso do abdômen)

Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal, em uma maca com flexão de coxofemoral. O exame foi realizado por um profissional previamente treinado e com experiência na área. A ultrassonografia do músculo transverso do abdômen foi coletada em repouso e em contração utilizando um transdutor linear de 7,5 MHz, capaz de atingir uma profundidade entre 40 a 100 mm. Foi utilizado gel condutor na

área a ser analisada. O transdutor foi posicionado obliquamente a 3 cm medialmente à crista ilíaca, para captar uma imagem do plano longitudinal com 3 camadas da parede abdominal: Transverso do abdome-TrA, Oblíquo Externo-OE e Oblíquo interno-OI (Figura 16).

Figura 16 – Camadas musculares do abdômen



Fonte: Autoria própria

A imagem foi capturada no fim da expiração em repouso. Então, a espessura foi medida no centro da imagem, e a 1 cm da mesma para cada lado, e uma média das 3 medidas foi calculada conforme protocolo descrito por Ferreira et al. (2011).

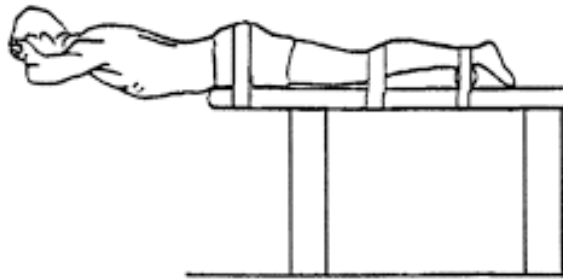
#### 4.4.2.3. Resistência muscular dos paravertebrais

Na sequência, os voluntários realizaram a avaliação de resistência isométrica da musculatura lombar por meio do teste de *Biering Sorensen*, onde, o indivíduo é mantido na postura em prono e firmemente estabilizado por meio de cintos no nível do quadril, dos joelhos e dos pés. A parte superior do tronco fica suspensa no nível da Espinha Ilíaca Antero Superior - EIAS com os membros superiores cruzados no tronco.

O teste quantifica o tempo (segundos), que o participante foi capaz de manter a parte superior do corpo na posição horizontal. Para verificação do alinhamento, foram demarcados com adesivos a espinha ilíaca antero-superior e cabeça do úmero e por meio de uma câmera e do software *FreeStep®* (versão 1.2.04) da

*Sensormédica*®, o teste foi acompanhado em tempo real a uma distância de 2 metros. Os participantes foram instruídos a manter o tronco na posição horizontal e manter esse alinhamento pelo maior tempo possível. O critério para término do teste foi a impossibilidade do indivíduo manter a posição horizontal do tronco (Figura 17).

Figura 17 – Teste de *Biering Sorensen*



Fonte: (MOREAU *et al.*, 2001)

#### 4.4.3. Etapa 3 - Tratamento

Para início dessa fase os participantes foram treinados previamente por um profissional experiente utilizando a ultrassonografia como *feedback* para realização correta da contração isométrica do músculo transverso do abdome.

Para o tratamento, foi utilizado o sensor *Myoware da Sparkfun*®, capaz de transmitir dados via sistema *Bluetooth* para o *software Muscle Active*, desenvolvido especificamente para captação, tratamento, análise e *feedback* visual durante a realização das contrações voluntárias.

Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal com a coxofemoral fletida. A região da pele onde os eletrodos foram fixados foi previamente preparada utilizando álcool 70% e gaze para remoção do extrato córneo e lâmina descartável para remoção dos pelos. Em seguida, foram feitas marcações dos pontos de referência e de posicionamento dos eletrodos. Os eletrodos dos sensores *Myoware* foram posicionados sobre o Transverso do Abdome e Oblíquo Interno 30 mm medialmente às cristas ilíacas ântero-superiores e 30 mm inferiormente de ambos os lados. Para trabalho de controle motor, foram realizados 6 ciclos com 10 contrações musculares, mantidas por 8 segundos, com repouso de 16 segundos entre as contrações e repouso de 1 minuto entre os ciclos. Para realização das contrações foram utilizados em cada atendimento 3 ciclos de contrações isométricas e 3 ciclos de

contrações acompanhadas de uma pequena flexão anterior de tronco utilizando o feedback visual por meio do aplicativo *Muscle Active* desenvolvido neste estudo.

O protocolo de tratamento foi aplicado em dias alternados, com duração de 30 minutos cada atendimento, totalizando 16 atendimentos de acordo com protocolo de Finta; Nagy; Bender; (2018).

#### **4.4.4. Etapa 4 - Reavaliação**

Os testes aplicados na fase de preparação e avaliação foram realizados novamente na fase de reavaliação, exatamente como coletado na primeira oportunidade.

#### **4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Todos os dados foram expressos em média e Desvio Padrão (DP) em unidade normalizada. A análise estatística foi realizada utilizando-se inicialmente o teste de normalidade de D'Agostino-Pearson para verificar a homogeneidade das amostras e em seguida por meio do teste *T de Student* para a análise entre as fases pré e pós-tratamento. Para dados que não apresentaram distribuição normal, foi aplicado o teste Mann-Whitney. Foi utilizado como nível de significância  $p \leq 0,05$ . Para análises comparativas e geração dos gráficos, foi utilizado o software *GraphPad Prism 9.0.0*.

## 5 RESULTADOS

Para o resultado da presente pesquisa, a Tabela 3 expressa os dados antropométricos que serviram para a análise de homogeneidade da amostra, bem como para análise de IMC como critério de inclusão na pesquisa.

Tabela 3 – Dados Antropométricos

DADOS ANTROPOMÉTRICOS				
	Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (m)	IMC
<b>Média e DP</b>	30,40 ± 8,55	67,50 ± 12,12	1,62 ± 0,07	25,54 ± 3,38
Teste D'Agostino-Pearson (p-valor)	5,76 (0,06)	3,89 (0,14)	0,01 (0,99)	2,89 (0,23)

Fonte: Autoria própria. Legenda: IMC = Índice de Massa Corporal.  $p > 0,05$  = distribuição normal.

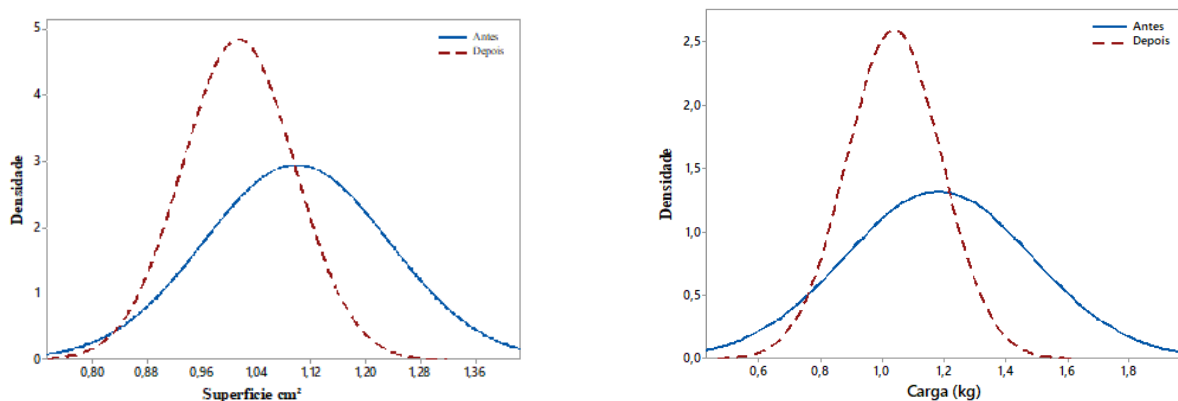
No resultado expresso na Tabela 4, foi utilizado como parâmetro a comparação entre a relação da pressão plantar exercida no pé esquerdo (E) e no pé direito (D) antes e após o tratamento.

Tabela 4 – Valores da relação das pressões plantares exercidas entre pé esquerdo e pé direito antes e após intervenção

	Parâmetro	Antes	Depois	p-valor
<b>Total</b>	<b>Superfície cm<sup>2</sup></b>	1,10 ± 0,15	1,01 ± 0,08*	0,0028
	<b>Carga (kg)</b>	1,18 ± 0,31	1,04 ± 0,15*	0,0112

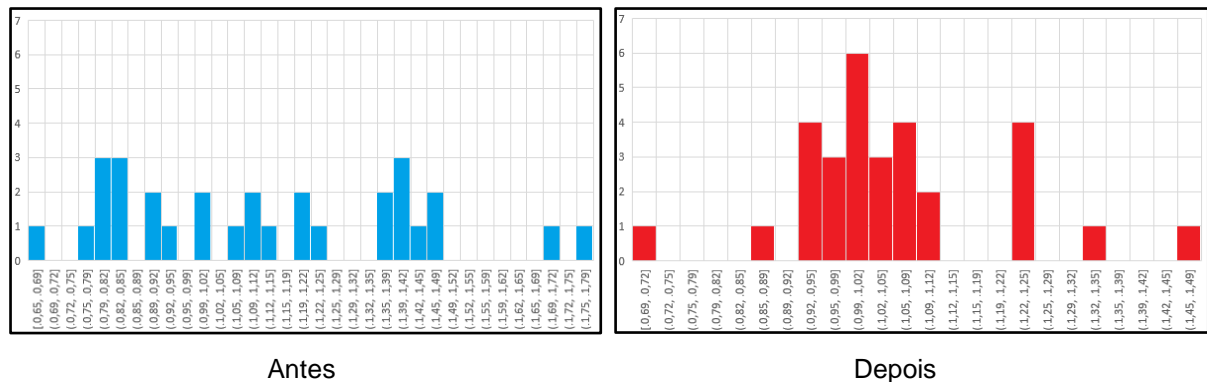
Fonte: Autoria própria. Legenda: R/A = Relação entre Retropé e Antepé. Os resultados estão expressos como Média ± Desvio Padrão (DP), (. \*  $p < 0,05$  comparação entre grupos (antes-depois), por teste t de Student.

Gráfico 1 – Distribuição dos valores das relações da superfície e da carga exercida entre o pé esquerdo e o pé direito antes e após intervenção



Fonte: Autoria própria.

Gráfico 2 – Histogramas dos valores da relação da carga exercida entre o pé esquerdo e o pé direito antes e após intervenção



Fonte: Autoria própria.

Em uma análise dos dados da Tabela 4 e dos Gráficos 1 e 2, percebemos uma melhor distribuição plantar após o tratamento, visto que a relação entre os valores de pressão plantar exercidos sobre o pé esquerdo e direito estão mais próximos a 1 ao se analisar a distribuição plantar do pé totalmente.

Para a Tabela 5 foi utilizado os dados da Longitude da circunferência (L) em relação à Superfície da elipse (S), gerando um parâmetro L/S, e a velocidade média de oscilação corporal antes e depois do tratamento com o os dados obtidos com o olho aberto e com olho fechado.

Pode-se perceber uma redução dos valores de L/S após o tratamento indicando uma melhora do equilíbrio após a aplicação da intervenção proposta tanto na análise do exame feito com os olhos abertos quanto no exame aplicado com olhos fechados. Além disso, conseguiu-se uma redução da velocidade média de oscilação pós tratamento, o que indica também uma melhora da estabilidade corporal.

Tabela 5 – Valores da relação da longitude da circunferência (mm) (L) com a superfície da elipse (mm<sup>2</sup>) (S) e da velocidade média de oscilação antes e após intervenção, com paciente de olhos abertos e fechados

Parâmetro	Antes	Depois	p-valor
Relação L/S - OA	14,31 ± 12,65	6,24 ± 1,22*	0,0013
Relação L/S - OF	9,00 ± 10,40	4,48 ± 4,15*	0,0350
Vel. media mm/s - OA	15,45 ± 4,90	12,30 ± 3,53*	0,0027
Vel. media mm/s - OF	17,77 ± 4,64	13,69 ± 4,08***	< 0,0001

Fonte: Autoria própria. Legenda: L = Longitude da circunferência, S = Superfície da elipse, AO = Olhos Abertos, OF = Olhos Fechados. Os resultados estão expressos como Média ± Desvio Padrão (DP). \* p < 0,05 comparação entre grupos (antes-depois), por teste t de Student ou Mann-Whitney. \*\*\* p < 0,0001 comparação entre grupos (antes-depois), por teste t de Student.

A Tabela 6 mostra o nível de dependência visual do paciente para a manutenção do equilíbrio estático por meio do índice de Romberg que é a relação dos valores dos parâmetros obtidos com olhos abertos e com olhos fechados. Notou-se, analisando os dados da tabela, que após o treinamento realizado conseguiu-se uma redução do índice de Romberg mostrando uma menor dependência visual dos pacientes para manutenção do equilíbrio estático.

Tabela 6 – Valores dos Índices de Romberg antes e após intervenção

Parâmetro	Antes	Depois	p-valor
Superfície de Elipse	289,90 ± 159,20	137,70 ± 84,61***	< 0,0001
Velocidade Média	127,60 ± 23,91	102,10 ± 16,65***	< 0,0001
Longitude do círculo	128,00 ± 17,65	105,60 ± 15,66***	< 0,0001

Fonte: Autoria própria. Os resultados estão expressos como Média ± Desvio Padrão (DP).

\*\*\* p <0,0001 comparação entre grupos (antes-depois), por teste t de *Student*.

Verificou-se ainda que o teste de resistência isométrica (Teste de *Biering Sorensen*) mostrou uma maior capacidade de manutenção da contração após o tratamento. A ultrassonografia mostrou um aumento significativo da espessura do músculo transverso do abdômen após o tratamento, indicando uma hipertrofia muscular e obteve-se a redução da dor visualizada por meio da Escala Numérica de Dor (Tabela 7 e gráficos 3, 4 e 5).

Tabela 7 – Valores do teste de resistência isométrica (*Biering Sorensen*), espessura do músculo transverso do abdômen (ultrassonografia) e escala numérica de dor; antes e após intervenção

Parâmetro	Antes	Depois	p-valor
Espessura do TrA (Ultrassonografia)	5,81 ± 1,48	7,97 ± 1,59***	< 0,0001
END	7,30 ± 1,49	1,47 ± 1,11***	< 0,0001
Teste de Resistência Isométrica	26,58 ± 9,08	40,40 ± 11,89***	< 0,0001

Fonte: Autoria própria. Legenda: END= Escala Numérica de Dor. Os resultados estão expressos como Média ± Desvio Padrão (DP). \*\*\* p <0,0001 comparação entre grupos (antes-depois), por teste t de *Student*.

## 6 DISCUSSÃO

Diante do que foi encontrado, as tabelas apresentadas trazem diversos resultados a serem interpretados e analisados para melhor entendimento da pesquisa.

Os dados antropométricos da amostra foram submetidos a um teste de normalidade de D'Agostino-Pearson que confirmou a homogeneidade da amostra quanto a idade, peso, altura e índice de massa corporal (Tabela 3)

O controle e a manutenção do equilíbrio em posições estáticas e dinâmicas são essenciais para a realização da atividade física diária das pessoas. Assim, o índice de controle postural e manutenção do equilíbrio é considerado hoje um dos parâmetros importantes na avaliação de pessoas que sofrem com distúrbios musculoesqueléticos (HOSSEINIFAR et al., 2020).

Koch e Hänsel (2019), em revisão sistemática sobre a influência da dor lombar inespecífica sobre o controle postural, sugerem que existem diferenças no controle postural entre indivíduos com e sem lombalgia inespecífica na posição estática e que essas alterações se tornam mais evidentes em situações de alta demanda. Existem indicações de diferenças no deslocamento do centro de pressão onde indivíduos com dor lombar precisam se adaptar por meio de forças externas.

Uma das formas de ajuste são as alterações de pressão plantar utilizadas como recurso para adaptação às perturbações geradas ao controle postural. Pode-se verificar nos resultados os efeitos do treinamento da musculatura estabilizadora utilizando o sensor de contração muscular sobre a pressão plantar. A análise realizada tem um foco sobre a redistribuição da carga entre os pés direito e esquerdo com o intuito de obter uma melhor distribuição de carga entre os pés.

Além dos resultados da superfície e da carga nos pés direito e esquerdo apresentarem diferenças significativas antes e após o treinamento (Tabela 4), o que já exprime um resultado positivo, o mais importante é que avaliando esse parâmetro notou-se uma tendência na relação entre pé esquerdo e direito pós tratamento, pois a mesma apresentou valores mais próximos a 1 do que a mesma relação antes do treinamento. Isso demonstra uma melhor distribuição da pressão plantar entre os dois pés (Gráficos 1 e 2).

A distribuição plantar é um fator importante a ser avaliado, visto que ela é influenciada pela espessura dos músculos estabilizadores de acordo com resultados

encontrados por Kararti et al. (2020). O mesmo diz que ao alterar a estabilidade, a biomecânica do pé poderá sofrer influência para poder se ajustar às novas demandas e perturbações.

Medir a capacidade de equilíbrio da postura ereta é uma outra forma importante de avaliação da função corporal, e ter equilíbrio adequado é de grande importância para inúmeras ações (HOWCROFT, 2017; MENG; LUO; WANG, 2019).

A diminuição da acuidade proprioceptiva em pacientes com dor lombar pode reduzir sua capacidade para manter uma postura neutra da coluna, reduzir a ativação muscular coordenada, diminuir o movimento segmentar da coluna e reduzir a dependência de ajuste do controle motor, possivelmente levando à incapacidade e dor recorrente (HLAING et al., 2020).

Nesse estudo de Hlaing et al. (2020), pacientes com dor lombar subaguda exibiram um controle do equilíbrio e da propriocepção significativamente prejudicados em comparação com indivíduos saudáveis. Clinicamente, isso sugere que o tratamento da lombalgia deve se concentrar não apenas na dor e na incapacidade, mas também na resolução das alterações do controle motor. Se a deficiência de equilíbrio for identificada no início da dor lombar, pode fornecer informações clínicas úteis que podem ser incorporadas a programas de reabilitação. Isso poderia ajudar a reduzir a taxa de recorrência dor lombar e prevenir a transição para um estágio crônico.

Ao analisar a relação entre o deslocamento (longitude da circunferência) e a área ou superfície de elipse, verificou-se uma melhora do equilíbrio estático tanto com indivíduo de olhos abertos quanto de olhos fechados, visto que a redução desses parâmetros verificados na estabilometria após o treinamento proposto indica um maior equilíbrio do indivíduo (Tabela 5). Com os resultados obtidos pôde-se perceber que os valores pós treinamento da musculatura estabilizadora reduziram significativamente em relação aos valores coletados antes da intervenção, o que demonstra que com o tratamento realizado obteve-se uma melhora desses parâmetros.

A alteração do controle postural não é explicada por simples mudanças na excitabilidade do sistema motor. As mudanças existem em vários níveis do sistema motor. Padrões de atividade alterados dos músculos abdominais e extensores das costas indicam que o controle postural na lombalgia crônica é interrompido em um nível neuromuscular. Em alguns estudos podemos ver uma amplitude de movimento

restrita na região lombar em um nível biomecânico e um centro de pressão com oscilações alteradas (KOCH; HÄNSEL, 2019).

Há evidências de que exercícios de estabilização lombar melhoram a força muscular profunda resultando em um aprimoramento do controle postural percebido por meio da melhora do equilíbrio. Esse aprimoramento do controle postural pode estar relacionado ao recrutamento baseado em exercícios dos músculos locais, principalmente transverso abdominal e extensores do tronco (CRUZ-DÍAZ et al., 2015; LOPES et al., 2017; HOSSEINIFAR et al., 2020).

Cruz Días et al. (2015) e Hwangbo et al. (2015) observaram que exercícios realizados com contração da musculatura profunda de tronco resultaram em uma redução significativa do deslocamento e da área de oscilação indicando uma melhora no equilíbrio funcional de indivíduos com dor lombar crônica apoiando os resultados encontrados nesse estudo.

O parâmetro de equilíbrio mais preciso para avaliação do controle postural é a velocidade de oscilação, pois a mesma detecta mudanças na estabilidade postural (GHAMKHAR; KAHLAEE, 2019b).

Também pode-se constatar que a velocidade média de oscilação corporal nas duas formas coletadas, de olhos abertos e de olhos fechados, antes e após o treinamento da musculatura estabilizadora utilizando o sensor de contração reduziu significativamente (Tabela 5).

Consoante aos resultados encontrados, Lopes et al. (2017) conseguiram por meio desses exercícios observar uma melhora sobre as oscilações posturais e equilíbrio dinâmico em jovens adultos com dor lombar e Valenza et al. (2017) encontraram em seus estudos a melhora do equilíbrio em indivíduos com dor lombar pós uso do método Pilates durante 8 semanas. O método Pilates consiste em exercícios com foco na musculatura estabilizadora, principalmente Transverso do abdome, multífidos, diafragma e músculos do assoalho pélvico.

Patti et al. (2015) afirma que os exercícios de Pilates podem ser considerados como treinamento de estabilização da coluna vertebral e encontrou em seus resultados além da redução da dor uma redução das medidas posturográficas tanto de olhos abertos quanto de olhos fechados em pacientes com dor lombar crônica inespecífica.

O trabalho muscular desenvolvido pelo método Pilates é similar ao escolhido para a pesquisa, pois nos dois casos o foco é preferencialmente a musculatura

profunda estabilizadora, porém esse método exige um acompanhamento direto do profissional de saúde bem como não se utiliza de um *feedback* preciso para se obter uma melhor contração dessa musculatura. Diante disso, conseguiu-se uma similaridade de resultado obtendo-se melhora do equilíbrio em ambos os casos, corroborando o presente estudo.

De acordo com Kim e Kim (2018) uma distribuição adequada da ativação muscular conseguida por meio do retreinamento do controle motor, promove uma maior estabilidade do tronco, confirmando os achados desse estudo.

Dentre os fatores relacionados ao controle do equilíbrio da postura ereta está a informação visual. Estudos demonstraram que quando o campo visual é limitado ou o *feedback* do movimento visual é reduzido, a amplitude de oscilação da postura ereta aumenta, inversamente, quando o campo visual ou o *feedback* do movimento não são mais limitados, a amplitude de oscilação é reduzida (PEREZ et al., 2014).

O equilíbrio é majoritariamente controlado pelo sistema nervoso central via determinação e modulação da atividade muscular que regula a relação entre base de suporte e centro de gravidade. A entrada visual é a fonte de informação mais confiável para o sistema nervoso central decidir sobre o controle motor e a sua privação reduz a estabilidade postural, pois esta depende de interações da informação visual com o ambiente (SALAVATI et al., 2015).

Isso foi percebido por Lakhani e Masnfield (2014) em estudo com adolescentes no qual demonstraram por meio da análise das oscilações posturais que a postura ereta é mais estável quando seus olhos permanecem abertos do que quando estão fechados, indicando que a visão afetou o controle do equilíbrio da postura em adolescentes.

Nesse contexto, o quociente de Romberg, que é a relação das oscilações corporais de olho aberto e olho fechado indicando o nível de dependência da visão para a manutenção do equilíbrio, é um meio simples, não invasivo e valioso para avaliar diferenças e preferências sensoriais para manutenção do controle postural (FOISY; KAPOULA, 2017; HOWCROFT et al., 2017; YANG; LIU, 2020).

Os dados encontrados por meio do Índice de Romberg mostram uma redução significativa nos valores do quociente depois do treinamento realizado com o sensor de contração (Tabela 6). Após realizar o treinamento da musculatura estabilizadora, os indivíduos apresentaram menor dependência da visão para a manutenção do

controle postural, indicando que os músculos treinados passaram a desempenhar um maior papel no equilíbrio.

Diversos estudos explicam essa redução do quociente encontrada no presente estudo.

Quando uma entrada sensorial é deficiente ou está menos disponível, os outros subsistemas compensam tal deficiência levando a uma maior solicitação dos mesmos para manter o equilíbrio corporal do que em pessoas saudáveis. Dessa forma, podemos entender que com os músculos estabilizadores ativados incorretamente em indivíduos com dor lombar crônica, a dependência visual para o controle postural deverá aumentar (GOULEME et al., 2017; HODGES; DANNEELS, 2019; YANG; LIU, 2020).

Em pacientes com dor lombar crônica o controle postural e a coordenação se encontram reduzidos devido a alterações sensoriais aferentes e no processamento cortical de inputs proprioceptivo. Nesse caso, a falta de entradas somatosensoriais confiáveis pode fazer com que o sistema postural desses pacientes se torne fortemente dependente da informação visual (GANESH; CHHABRA; MRITYUNJAY, 2014; SALAVATI et al., 2015).

O comprometimento do controle postural pode ser devido à coordenação reduzida dos músculos estabilizadores e ao aumento da tensão da musculatura global. As entradas aferentes nociceptivas musculares de alto limiar levam a mudanças adaptativas nesse controle (GANESH; CHHABRA; MRITYUNJAY, 2014; EMAMI; YOOSEFINEJAD; RAZEGHI, 2018).

O trabalho de estabilização segmentar realizado nos músculos multifídeos e transversos do abdome de forma específica desempenha importante papel no fornecimento de informação sensorial ao controle postural e dessa forma reduziu a dependência visual do controle postural aumentando o controle do equilíbrio em pacientes com dor lombar crônica (SALAVATI et al., 2015).

Consoante aos resultados encontrados, Ito et al. (2019) sugere que estratégias destinadas a aumentar o controle do movimento segmentar lombar e melhorar a estabilidade e a massa muscular do tronco podem diminuir o risco de queda em idosos.

Anormalidades na geometria, espessura e ativação dos músculos multifídeos lombares e transversos do abdome em repouso e durante a contração têm sido associados à dor lombar crônica (HEIDARI et al., 2015; EMAMI; YOOSEFINEJAD;

RAZEGHI, 2018). Além disso, Goubert et al. (2016) apresentaram estudos que demonstraram atrofia muscular na musculatura estabilizadora em indivíduos com dor lombar crônica.

Essa redução da massa muscular do tronco de indivíduos com dor lombar foi fortemente associada com a diminuição do equilíbrio e qualidade de vida sendo necessário uma intervenção eficaz para manter os músculos do tronco e dessa forma contribuir para prolongar a vida saudável (HORI et al., 2019).

Hodges e Danneels (2019) enfatizam mudanças na estrutura e função da musculatura dorsal de acordo com as fases da dor lombar. O que explica a variação encontrada é a natureza dependente do tempo das mudanças e dos mecanismos subjacentes e a necessidade de considerar abordagens diferentes para gerenciar o problema em diferentes tempos.

Os achados de Hodges et al. (2015) defendem a existência de uma fase subaguda caracterizada por um provável efeito pró-inflamatório mediado por citocinas na transformação da fibra muscular de fibras de contração lenta para fibras de contração rápida e proliferação do tecido adiposo. Em uma fase posterior pode surgir atrofia secundária ao desuso ou por desnervação.

As mudanças estruturais musculares encontradas na dor lombar crônica têm sido explicadas pelo desuso secundário a mudanças nos padrões de movimento (HODGES; DANNEELS, 2019).

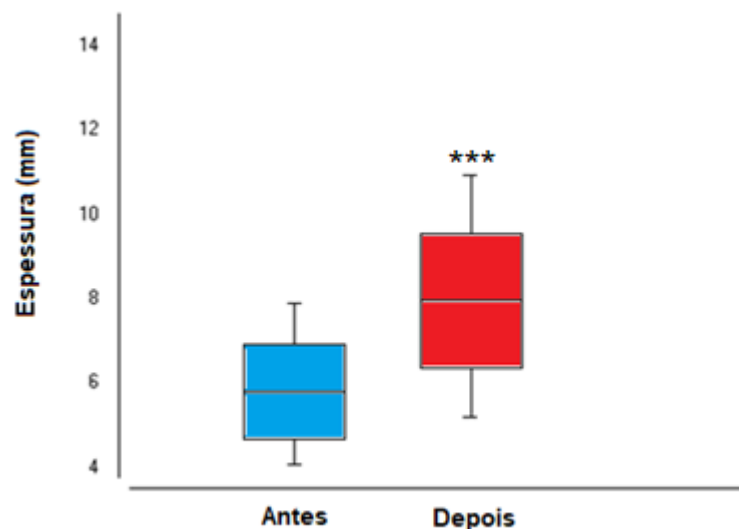
A relação entre as mudanças na espessura muscular e a ativação muscular é complicada e pode ser influenciada por diversos fatores. Na posição supina e durante o movimento com contração isométrica dos músculos, as alterações na espessura do músculo abdominal podem ser interpretadas como atividade muscular. As correlações positivas entre a espessura muscular e a ativação foram encontradas durante baixo nível de intensidade de contração muscular, o que sugere que o treinamento de contração isométrica é importante para se atingir uma ativação mais eficiente dessa musculatura (SHAHALI et al., 2019).

Djordjevic et al. (2015) encontraram uma menor espessura do transverso do abdome em pacientes com dor lombar comparada com a de indivíduos saudáveis e correlacionaram significativamente com redução da amplitude do sinal eletromiográfico obtido durante a contração desse músculo, mostrando uma redução também da ativação muscular.

O foco dos exercícios de estabilização é melhorar o padrão de ativação dos músculos profundos da coluna e restaurar a postura funcional e o controle do movimento, o que por sua vez pode ajudar a aliviar a dor lombar e a instabilidade (KIM; KIM, 2018; SARAFADDEEN; GANIYU; IBRAHIM, 2020).

Analisando a espessura da musculatura antes e após o treinamento do transverso do abdome utilizando o sensor de contração muscular (Tabela 7 e Gráfico 3), obteve-se um aumento significativo na mesma, o que indica que a contração muscular foi realizada de forma correta e atingiu o músculo em questão mostrando uma efetividade do uso do sensor para a precisão do recrutamento dessa musculatura profunda especificamente.

Gráfico 3 – Box Plot representando os valores da espessura do músculo transverso do abdômen (ultrassonografia)



Fonte: Autoria própria. \*\*\* p < 0,0001 comparação entre grupos (antes-depois).

Diversos estudos apresentaram concordância com os resultados obtidos na presente pesquisa. Ehsani et al. (2019) mostraram que exercícios de estabilização melhoraram a ativação dos músculos transversos do abdome e multifídeos lombares e aumentaram a espessura desses músculos em mulheres com dor lombo-pélvica pós-parto. Kim e Lee (2017) também obtiveram resultado no aumento da espessura do transversos do abdome e aumento da atividade muscular observada pela eletromiografia utilizando exercícios de estabilização segmentar vertebral.

O estudo de Moghadam et al. (2019) indicou que a espessura do transverso do abdome tem correlação com sua atividade e é por isso que esse músculo é um dos principais alvos dos exercícios que visam prevenir e reabilitar a dor lombar.

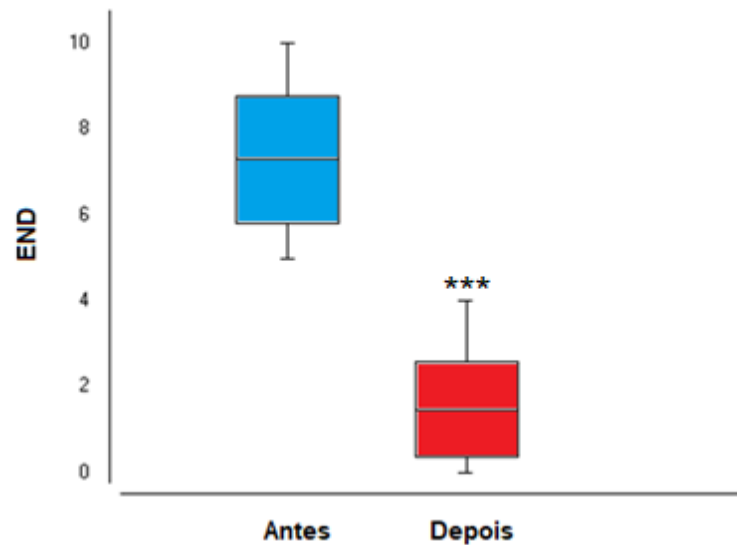
Em investigação sobre a atividade muscular do tronco durante exercício de estabilização, Nakai, Miyazaki e Kiyama (2019) e Zheng et al. (2019) verificaram que o exercício de estabilização do tronco aumentou significativamente a taxa de ativação e a espessura do transverso do abdome e multifídios tornando-se um método seguro e eficaz de promoção da atividade muscular estabilizadora fornecendo uma estratégia potencial para tratamento e prevenção eficaz da dor lombar.

De acordo com diversos estudos, os exercícios de estabilização apresentaram capacidade para melhorar a dor lombar crônica no que se refere a intensidade da dor e a redução do nível de incapacidade (BHADAURIA; GURUDUT, 2017; OJOAWO et al., 2017; AKODU; AKINDUTIRE, 2018; IBRAHIM et al., 2018; SARAFADDEEN; GANIYU; IBRAHIM, 2020).

A literatura evidencia que a estabilização segmentar é um tratamento seguro e eficaz podendo reduzir o nível de deficiência devido a melhora sustentável na intensidade da dor e na incapacidade em pacientes com dor lombar crônica não específica. (BHADAURIA; GURUDUT, 2017; OJOAWO et al., 2017; LUOMAJOKI et al., 2018; NIEDERER; MUELLER, 2020; NIEDERER et al., 2020)

Diversas pesquisas sustentam a redução significativa do nível de dor obtida por meio da Escala Numérica de Dor antes e depois do treinamento do transverso do abdome utilizando o sensor de contração muscular (Tabela 7 e Gráfico 4), já que os exercícios de estabilização quando aplicados na população com dor lombar crônica persistente e que apresenta deficiência do controle motor podem reduzir essa dor e até melhorar o nível de incapacidade dessas pessoas.

Gráfico 4 – Box Plot representando os valores da Escala Numérica de Dor



Fonte: Autoria própria. \*\*\* p <0,0001 comparação entre grupos (antes-depois).

Hwangbo et al. (2015), após a intervenção com exercícios de estabilidade, encontraram redução significativa nos escores da escala analógica de dor em comparação ao grupo controle e de acordo com Alhakami et al. (2019), os exercícios de estabilização segmentar se mostraram mais eficazes do que programas convencionais de exercícios na redução da incapacidade funcional em pacientes com dor lombar crônica inespecífica e Sipaviciente e Kliziene (2020) relataram ainda que o exercício de estabilização lombar e programas de exercícios de fortalecimento muscular foram úteis na redução da dor lombar e da incapacidade funcional em pessoas que realizam trabalhos sedentário, porém o programa de exercícios de estabilização lombar foi mais efetivo.

Os resultados da pesquisa de Saragiotto et al. (2016) demonstraram evidências de que o exercício de controle motor é mais eficaz do que outras intervenções para dor lombar crônica. O trabalho ainda sugere que os exercícios de controle motor parecem ser uma forma segura de tratamento, e a escolha de exercício para dor lombar crônica deve depender das preferências do paciente ou do terapeuta levando em consideração os custos e a segurança do treinamento.

Shahvarpour et al. (2018) e Ojoawo et al. (2017) mostraram em seus resultados a redução da dor e da incapacidade após o treinamento por meio de exercícios de estabilização segmentar vertebral, porém Ojoawo et al. (2017) utilizou apenas exercícios de natureza isométrica e explicou que os exercícios isométricos têm efeito

hipoalgésico na região do corpo que se contrai e em regiões mais distantes da região de contração, mas que apresentam ligações anatômicas e funcionais.

Akodu e Akindutire (2018) encontraram uma correlação significativa entre a redução do nível de incapacidade relacionada a dor, depressão e nível de ansiedade pós-intervenção e sugeriram que pode ser resultado do reestabelecimento do controle normal dos músculos locais da coluna vertebral, fornecendo evidência de que os pacientes com dor lombar crônica inespecífica podem obter benefícios significativos dos exercícios de estabilização para melhora não só da incapacidade relacionada à dor, mas também dos distúrbios do sono e estado psicológico.

O modelo biopsicossocial pode ser de grande importância para a avaliação dos pacientes com dor lombar crônica persistente e principalmente nortear a escolha do tratamento ideal, porém fatores biofísicos também estão incluídos nesse tipo de avaliação. Diversas alterações biofísicas são encontradas nesse tipo de paciente, tais como alterações no tamanho e na composição dos tipos de fibras musculares, alterações na ativação e no controle motor, redução da resistência muscular, dentre outras que diferem daqueles sem dor. Essas mudanças não são apenas consequência da dor e devem ter apenas uma influência parcialmente psicológica, necessitando uma ênfase também no tratamento biomédico (DUBOIS et al., 2014; GOUBERT et al., 2016; SIONS et al., 2017; HARTVIGSEN et al., 2018).

Dentre as alterações biofísicas, o controle motor exerce fundamental importância na estabilização vertebral e seu treinamento se mostra promissor para o tratamento da dor lombar crônica, ou seja, a melhora na qualidade de movimento é mais eficaz do que o ganho de força para esse tipo de problema (SHAHVARPOUR et al., 2018).

Pranata et al. (2017), demonstraram que as pessoas com dor lombar crônica apresentam 30% menos capacidade de controlar a força extensora lombar do que indivíduos saudáveis. Além disso, a capacidade de diminuir com precisão a força extensora lombar foi positivamente associada ao nível de deficiência.

A estrutura e a qualidade dos multífidos se encontram deterioradas na presença de dor lombar crônica persistente e com isso, a função se apresenta deficiente. Os resultados de Goubert et al. (2017) apontam para o aumento da infiltração de gordura mais deterioração da qualidade muscular e trabalho muscular ineficiente em indivíduos com dor lombar crônica persistente.

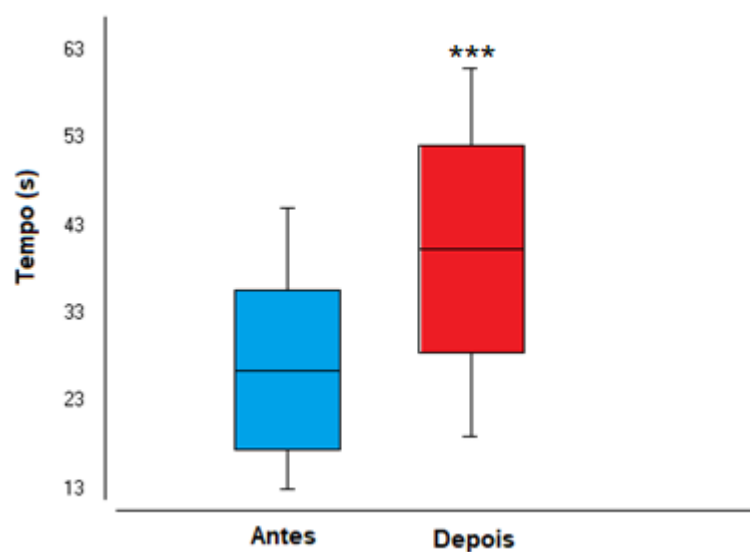
Estudos usando eletromiografia de superfície mostraram que indivíduos saudáveis exibem padrões de atividade muscular das costas altamente organizados e simétricos, sugerindo um recrutamento ordenado de fibras musculares. Em contraste, os padrões de atividade muscular das costas em pacientes com lombalgia são assimétricos ou multifocais, sugerindo falta de recrutamento muscular ordenado (BAZRGARI; XIA, 2017).

Devido a essas alterações, pacientes com dor lombar apresentam fadiga do músculo paravertebral lombar, distúrbios da atividade muscular com redução no nível de ativação e relaxamento o que ocasiona na redução da simetria da atividade eletromiográfica (VANTI et al., 2016; PEIFANG et al., 2017; SUH et al., 2019).

O teste *Biering Sorensen* usado na presente pesquisa é um teste de resistência isométrica que avalia o nível de fadiga da musculatura paravertebral lombar e frequentemente é usado por pesquisadores e profissionais de saúde para avaliar a resistência dessa musculatura. (VILLAFÑE et al., 2016; WANG-PRICE et al., 2017)

Os dados encontrados por meio do teste de *Biering Sorensen* realizado antes e depois do treinamento muscular usando o sensor de contração apresentaram um aumento do tempo de manutenção da contração isométrica durante o teste, indicando aumento da resistência muscular (Tabela 7 e Gráfico 5).

Gráfico 5 – Box Plot representando os valores do teste de resistência isométrica (*Biering Sorensen*)



Fonte: Autoria própria. \*\*\*  $p < 0,0001$  comparação entre grupos (antes-depois).

Os resultados encontrados apoiam dois grupos de pesquisas, os que confirmam a existência de fadiga muscular em pacientes com dor lombar bem como corrobora diversas pesquisas que obtiveram melhora da resistência muscular e do controle motor após o treinamento de estabilização segmentar vertebral.

Champagne, Descarreaux e Lanford (2008) realizou o teste de resistência isométrica em indivíduos saudáveis e encontrou uma média de 163 segundos de tempo de manutenção. Em estudo mais atual, Demoulin et al. 2016 encontraram 157,2 segundos de média também em indivíduos saudáveis.

A presente pesquisa encontrou uma média bem abaixo desse valor (Tabela 6), sugerindo que os indivíduos com dor lombar crônica persistente avaliados apresentaram fadiga da musculatura paravertebral.

Tanto a fadiga do extensor do tronco quanto a fadiga do músculo abdominal provocam uma significativa degradação do controle postural e redução da propriocepção do tronco. (LARSON; BROWN, 2018).

Alguns estudos utilizaram exercícios de estabilização segmentar vertebral, que treinam a musculatura estabilizadora, principalmente multífidos e transversos do abdome, e obtiveram resultados positivos no aumento da resistência isométrica, bem como na melhora do controle motor e da dor lombar. (AASA et al., 2015; SUH et al., 2019)

Uma correlação negativa significativa foi encontrada em uma população com dor lombar crônica avaliada por meio do *Oswestry Disability Questionnaire* que avalia o nível de incapacidade e a resistência no teste de *Biering Sorensen*. Isso sugere que os participantes com maior deficiência (maior pontuação no ODQ) eram menos resistentes à fadiga (CORREIA et al., 2015; DANEAU; CANTIN; DESCARREAUX, 2019).

Os resultados encontrados por Behennah et al. (2018) sugerem que a avaliação dos extensores lombares pode ser importante para determinar disfunções de controle motor em indivíduos com dor lombar crônica inespecífica e, além disso, o fortalecimento específico do extensor lombar pode ajudar a reverter essas disfunções o que pode se tornar um estudo futuro do presente grupo de pesquisa podendo aplicar o treinamento com o sensor de contração também sobre a musculatura extensora do tronco.

A fadiga muscular do tronco é uma condição desafiadora para o controle postural. O aumento do nível de fadiga pode aumentar as flutuações da

força muscular que podem, por sua vez, aumentar os movimentos do tronco e oscilação postural. A velocidade de oscilação foi apresentada como o parâmetro de equilíbrio mais preciso que caracteriza o controle postural. Isso pode sugerir que o treinamento muscular do tronco é crucial para o tratamento do comprometimento postural em condições musculoesqueléticas crônicas da coluna, como por exemplo a dor lombar crônica persistente (GHAMKHAR; KAHLAEE, 2019b).

Kent, Laird e Haines (2015) relataram em estudo que o retreinamento de padrões de movimento e postura utilizando um sensor de biofeedback de movimento em indivíduos com dor lombar levaram à redução da dor e da limitação de atividades em comparação com os cuidados indicados pelas diretrizes.

Neblett (2016) relatou estudos importantes utilizando o treinamento da musculatura estabilizadora utilizando um biofeedback eletromiográfico com resultados positivos na melhora do controle motor e da resistência muscular e sugere que novas modalidades de biofeedback relacionadas a esses músculos podem ser úteis na reabilitação da dor lombar, como biofeedback de ultrassom em tempo real (RTUS), que fornece feedback visual imediato sobre a forma e o comprimento dos músculos conforme eles se contraem e relaxam.

O *feedback* visual sugerido por Neblett (2016) foi utilizado com eficiência na presente pesquisa, por meio de visualização gráfica em aplicativo de celular conforme explanado na metodologia, o que garantiu uma melhor eficiência para treinamento.

Bonfim et al. (2020b) (Anexo C) ressaltam que, na última década, a ampliação do uso da tecnologia voltada para enfermidades diversas vem crescendo exponencialmente, especialmente em avanços voltados ao uso de sensores, e entre suas aplicações, o uso desta tecnologia em indivíduos com lombalgia e/ou protrusão discal pode ter impacto significativo, visto que o mesmo traz a possibilidade de controle de processos fisiológicos de forma a poder aumentar o nível de relaxamento, aliviar a dor e monitorar a atividade muscular, bem como ajudar na prevenção de movimentos e posturas indesejáveis que possam causar lesões.

Diante do exposto, o sistema de tratamento proposto se mostrou capaz de melhorar a dor, o equilíbrio, a espessura muscular e a resistência da musculatura estabilizadora, deixando como proposta para estudos futuros a possibilidade de desafiar o equilíbrio desses indivíduos, testando-os de forma unipodal e, ainda, realizando uma análise do equilíbrio antero-posterior, parâmetros esses que não foram possíveis de serem analisados no presente estudo.

## 7 CONCLUSÃO

O treinamento proposto e realizado, utilizando o sistema desenvolvido (sensor de contração muscular e aplicativo de *biofeedback* da contração) foi capaz de melhorar o controle motor da musculatura estabilizadora da coluna vertebral, que, por sua vez, provocou um aumento da espessura muscular abdominal, melhora da resistência muscular do tronco, com conseqüente melhora do equilíbrio e redução da dor em indivíduos com dor lombar persistente inespecífica.

Com essa resposta positiva, foi possível tanto enfatizar a importância do tratamento da dor lombar persistente, por meio de exercícios de controle motor, assim como demonstrar que uma nova forma de tratamento, realizada com acompanhamento e direcionamento inicial, porém sem a intervenção direta do terapeuta, pode ocasionar excelentes resultados.

O sistema foi desenvolvido com custo aproximado de R\$ 500,00 (quinhentos reais), o que representa um baixo custo em relação a outros sistemas já existentes, que apresentam custos até 20 vezes maior.

Com essas características e com o resultado obtido no estudo, conclui-se então que essa nova modalidade de tratamento, acessível e portátil, pode trazer bons resultados em pacientes com dor lombar persistente, o que poderá causar um impacto socioeconômico positivo, visto que clínicas, empresas e consumidor final poderão se utilizar de um tratamento eficaz.

## REFERÊNCIAS

- AASA, B.; BERGLUND, L.; MICHAELSON, P.; AASA, U. Individualized low-load motor control exercises and education versus a highload lifting exercise and education to improve activity, pain intensity, and physical performance in patients with low back pain: A randomized controlled trial. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. v.45, n.2, 2015.
- AKODU; A. K.; AKINDUTIRE, O. M. The effect of stabilization exercise on pain-related disability, sleep disturbance, and psychological status of patients with non-specific chronic low back pain. **Korean J Pain**. v.31, n.3, p.199-205, 2018.
- ALBERTO, R.; DRAICCHIO, F.; VARRECCHIA, T.; SILVETTI, A.; IAVICOLI, S. Wearable Monitoring Devices for Biomechanical Risk Assessment at Work: Current Status and Future Challenges - A Systematic Review. **International Journal of Environmental Research And Public Health**, v. 15, n. 9, p.1-26, 2018.
- ALBUQUERQUE JÚNIOR; H. F.; CARVALHO, L. C. **Desenvolvimento de uma Ferramenta Computadorizada de Biofeedback para Aplicação em Fisioterapia**. Disponível em: <<http://telemedicina.unifesp.br/pub/sbis/CBIS2002/dados/arquivos/58.pdf/>> Acesso em 25 abr. 2020.
- ALHAKAMI, A. M.; DAVIS, S.; QASHEESH, M.; SHAPHE, A.; CHAHAL, A. Effects of McKenzie and stabilization exercises in reducing pain intensity and functional disability in individuals with nonspecific chronic low back pain: a systematic review. **J. Phys. Ther. Sci**. v.31, p.590-597, 2019.
- ALLEGRI, M.; MONTELLA, S.; SALICI, F.; VALENTE, A.; MARCHESINI, M.; COMPAGNONE, C.; BACIARELLO, M.; MANFERDINI, M. E.; FANELLI, G. Mechanisms of low back pain: a guide for diagnosis and therapy. **F1000Research**. v.5. 2016.
- ALMEIDA, R. S.; SILVA, A. C.; GONÇALVES, Q. T.; MONTENEGRO, C. E.; NOGUEIRA, L. A. C.; ORSINI, M.; SILVA, J. G. Análise do centro de pressão em pacientes com lombalgia crônica por meio de um sistema de realidade virtual. **Fisioterapia Brasil**, v. 13, n. 4, p. 288, 292, 2012.
- ALRWAILY, M.; TIMKO, M.; SCHNEIDER, M.; STEVANS, J.; BISE, C.; HARIHARAN, K.; DELITTO. The treatment-based classification system for low back pain: Revision and update. **Phys Ther**. 2015.
- AMADIO, A. C. **Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano**. In: AMADIO, A. C., BARBANTI, V. J. (Org.) A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.
- American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS). Disponível em: <<https://www.aaos.org/>> Acesso em 25 abr. 2020.

ANDERSSON, G. B. Epidemiological features of chronic low-back pain. **Lancet**, v. 354, p. 581-5, 1999.

ANDRADE FILHO, E. P.; PEREIRA, F. C. F. **Anatomia Geral**. 1. ed. Sobral: INCA, 2015.

ANDRADE, P.; HOOGLAND, G.; GARCIA, M. A.; STEINBUSCH, H. W.; DAEMEN, M. A.; VISSER-VANDEWALLE, V. Elevated IL-1 $\beta$  and IL-6 levels in lumbar herniated discs in patients with sciatic pain. **European Spine Journal**, v. 22, p. 714-720, 2013.

ARAB, A. M.; SHANBEHZADEH, S.; RASOULI, O.; AMIRI, M.; EHSANI, F. Automatic activity of deep and superficial abdominal muscles during stable and unstable sitting positions in individuals with chronic low back pain. **Journal Of Bodywork And Movement Therapies**, v. 22, n. 3, p.627-631, 2017.

ASCHER, C. **Variações de postura da criança**. São Paulo: Manole, 1976.

ASMUSSEN, E. On the nervaus regulation of posture. **Fiehp Bulletin**, v. 23, n. 2-3, 1953.

BANKOFF, A. D. P.; CAMPELO, T. S.; CIOL, P.; ZAMAI, C. A. Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. **Movimento & Percepção**, v. 7, n. 10, p. 89-104, 2007.

BARCELLOS, C.; IMBIRIBA, L.A. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. **Revista Paulista de Educação Física**, v. 16, n. 1, p. 43-52, 2002.

BASMAJIAN, J. V. **Introduction: principles and background**. In: BASMAJIAN, J. V. (Ed.) *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.

BAZRGARI, N.; XIA, T. Application of advanced biomechanical methods in studying low back pain – recent development in estimation of lower back loads and large-array surface electromyography and findings. **Journal of Pain Research**. v.10, p.1677-1685, 2017.

BEHENNAH, J.; CONWAY, R.; FISHER, J.; OSBORNE, N.; STEELE, J. The relationship between balance performance, lumbar extension strength, trunk extension endurance, and pain in participants with chronic low back pain, and those without. **Clinical Biomechanics**. 2018.

BELOUBE, D. P.; COSTA, R. M.; BARROS JUNIOR, E. A.; OLIVEIRA R. J. D. P. O método *isostretching* nas disfunções posturais. **Fisioterapia Brasil**, v. 4, n. 1, p. 72-74, 2003.

BHADAURIA; E. A.; GURUDUT, P. Comparative effectiveness of lumbar stabilization, dynamic strengthening, and Pilates on chronic low back pain:

randomized clinical trial. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.13, n,4, p.477-485, 2017.

BIERMAN, W., RALSTON, H. J. Electromyographic study during passive and active flexion and extension of the knee of the normal human subject. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 46, p. 71-75, 1965.

BOJADSEN, T.W.A.; MOCHIZUKI, L.; SERRÃO, J.C.; MOTA, Y.L.; AMADIO, A.C. **Estudo eletromiográfico dos músculos multifídeos na coluna lombar e torácica durante a fase de apoio da marcha**. In: IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2001, Gramado. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. Porto Alegre: UFRGS, 2001.

BONFIM, R. V. F; CABRAL, T. K. S.; LIMA, R. P.; ROCHA, G. M. M.; GOMES, B. S.; ASSIS, L.; ALMEIDA, V. R. Uso de Wearable em pacientes com lombalgia. **Research, Society and Development Journal**, Aceito para publicação, 2020a.

BONFIM, R. V. F; ROCHA, G. M. M.; GOMES, B. S.; ASSIS, L.; ALMEIDA, V. R. Sensores no treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos com lombalgia e/ou protrusão discal lombar: uma revisão. **Research, Society and Development Journal**, v. 9, n. 9, 2020b.

BRACCIALLI, I. M.; VILARTA, R. Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo; v. 14, n.1, p. 16-28, 2000.

BRAZIL, A. V.; XIMENES, A. C.; RADU, A. S.; FERNANDES, A. R.; APPEL, C.; MAÇANEIRO, C. H.; RIBEIRO, C. H.; GOMES, C.; MEIRELLES, E. S.; PUERTAS, E. B.; LANDIN, E.; EGYPTO, E. J. P.; APPEL, F.; DANTAS, F. L. R.; FAÇANHA FILHO, F. A. M.; FURTADO, G. E. M.; CARNEIRO FILHO, G. S.; CECIN, H. A.; DEFINO, H. L.; CARRETE JÚNIOR, H.; NATOUR, J.; MARQUES NETO, J. F.; AMARAL FILHO, J. C. DO; PROVENZA, J. R.; VASCONCELOS, J. T. S.; AMARAL, L. L. F.; VIALLE, L. R. G.; MASINI, M.; TARICCO, M. A.; BROTTTO, M. W. I.; DANIEL, M. M.; SPOSITO, M.; MORAIS, O. J. S.; BOTELHO, R. V.; XAVIER, R. M; RADOMINSKI, S. C.; DAHER, S.; LIANZA, S.; AMARAL, S. R.; ANTONIO, S. F. F; BARROS FILHO, T. E.; VIANNA, U.; VIEIRA, V. P.; FERREIRA, W. E. R.; STUMP, X. M. G. Diagnóstico e tratamento das lombalgias e lombociatalgias. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 44, n. 6, p. 419-425, 2004.

BREIVIK, H.; COLLETT, B., VENTAFRIDDA. V.; COHEN, R.; GALLACHER, D. Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment. **European Journal of Pain**, v. 10, n. 4, p. 287-333, 2006.

BRIGANÓ, J. U.; MACEDO, C. S. G. Análise da mobilidade lombar e influência da terapia manual e cinesioterapia na lombalgia. **Semina: Ciências Biológicas e da Saúde**, v. 26, n. 2, p. 75-82, 2005.

BULLOCK, L.; BEDSON, J.; JORDAN, J. L.; BARTLAM, B.; CHEW-GRAHAM, C. A.; CAMPBELL, P. Pain assessment and pain treatment for community-dwelling people

with dementia: A systematic review and narrative synthesis. **Int J Geriatr Psychiatry**. v.34, p.807-821, 2019.

CAPELA, N. A.; LEMAIRE, E. D.; BADDOUR, N.; RUDOLF, M.; GOLJAR, N.; BURGER, H. Evaluation of a smartphone human activity recognition application with able-bodied and stroke participants. **Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation**, v. 13, n. 1, p.1-10, 2016.

CARVALHO, A.; ASSINI, T. C. K. A. Improvement of functional capacity among elderly people undergoing isostretching intervention. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 12, n. 4, p. 268-273, 2008.

CHAMPAGNE; A.; DESCARREAU; M.; LANFORD, D. Back and hip extensor muscles fatigue in healthy subjects: task-dependency effect of two variants of the Sorensen test. **Eur Spine J**. v.17, p.1721-1726, 2008.

CHEN, K. Y.; BASSETT JUNIOR, D. R. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 37, n.11, p. S490–500, 2005.

CHEN, L.; LIU, D.; ZOU, L.; HUANG, J.; CHEN, J.; ZOU, Y.; LAI, J.; CHEN, J.; LI, H.; LIU, G. Efficacy of high intensity laser therapy in treatment of patients with lumbar disc protrusion: A randomized controlled trial. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 1, p. 1-6, 2017.

CHHIKARA, A.; RICE, A. S. C.; MCGREGOR, A. H.; LESS, F. B. Wearable device for monitoring disability associated with Low Back Pain. **Reproduct Biol Anaesth**, v. 6, p. 2817-2833, 2008.

CHOU, R.; QASEEM, A.; SNOW, V.; CASEY, D.; CROSS, J. T, SHEKELLE P, OWENS, D. K. Diagnosis and treatment of low back pain: A joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, p. 478-91, 2007.

CLARCK, B. C.; MANINI, T. M.; THÉ, D. J.; DOLDO, N. A.; SNYDER, L. L. P. Gender Differences in Skeletal Muscle Fatigability are Related to Contraction Type and EMG Spectral Compression. **Journal of Applied Physiology**, v. 94: 2263-2272, 2003.

CLIQUET JUNIOR, A. **Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas na coluna vertebral**. 2011. 77 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011.

COELHO, L.; ALMEIDA, V.; OLIVEIRA, R. Lombalgia nos adolescentes: identificação de factores de risco psicossociais. **Revista Portuguesa de Saúde Pública**, v. 23, n. 1, p. 81-90, 2005.

CORDEIRO, J. T. O método de Mckenzie como protocolo de tratamento fisioterapêutico na lombalgia: Revisão bibliográfica. **Renovare**, v. 2, 2019.

CORNIOLA, M. V.; TESSITORE, E.; SCHALLER, K.; GAUTSCHI, O. P. Lumbar disc herniation – diagnosis and treatment. **Revue Médicale Suisse**, v. 10, p. 2376-2382, 2014.

CORREIA, J. P.; OLIVEIRA, R.; VAZ, J. R.; SILVA, L.; PEZARAT-CORREIA, P. Trunk muscle activation, fatigue and low back pain in tennis players. **Journal of Science and Medicine in Sport**. 2015.

COSTA, D. PALMA, A. O efeito do treinamento contra resistência na síndrome da dor lombar. **Revista Portuguesa de Ciência do Desporto**, v. 5, n. 2, p. 224-234, 2005.

CRASTO, C. F. B.; MONTES, A. M.; CARVALHO, P.; CARRAL, J. M. C. Pressure biofeedback unit to assess and train lumbopelvic stability in supine individuals with chronic low back pain. **J. Phys. Ther. Sci.** v.31, p.755-759, 2019.

CRUZ, C. F. Biofeedback e exterocepção no controle do movimento humano voluntário. **Lecturas: Educación Física y Deportes**, v. 10, n. 88, 2005.

CRUZ-DÍAZ, D.; MARTÍNEZ-AMAT, A.; TORRE-CRUZ, M. J.; CASUSO, R. A.; GUEVARA, M. N. L.; HITA-CONTRERAS, F. Effects of a six-week Pilates intervention on balance and fear of falling in women aged over 65 with chronic low-back pain: A randomized controlled trial. *Maturitas*. v.82 p.371-376, 2015.

CZAPROWSKI, D.; STOLIŃSKI, U.; TYRAKOWSKI, M.; KOZINOGA, M.; KOTWICKI, T. Non structural misalignments of body posture in the sagittal plane. **Scoliosis and Spinal Disorders**. v.13, n.6, 2018.

DA COSTA BR, VIEIRA ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. **American Journal of Industrial Medicine**, v. 53, p. 285-323, 2010.

DANEAU, C.; CANTIN, V.; DESCARREAU, M. Effect of massage on clinical and physiological variables during muscle fatigue task in participants with chronic low back pain: A crossover study. **J Manipulative Physiol Ther**. p.1-11, 2019

DANGELO, J. G. **Anatomia humana básica**. 2ª ed. São Paulo: Atheneu; 2002.

DE LUCA C. J. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles, **Muscle Nerve**, v. 16, n. 2, p. 210-216, 1993.

DE LUCA, C. J.; ADAM, A.; WOTIZ, R.; GILMORE, L. D.; NAWAB, S. H. Decomposition of surface EMG signals. **Journal of neurophysiology**, v. 96, n. 3, p. 1646-1657, 2006.

DELLAROZA, M. S. G.; FURUYA, R. K.; CABRERA, M. A. S.; TRELHA, C.; YAMADA, K. N.; PACOLA, L. Caracterização da dor crônica e métodos analgésicos utilizados por idosos da comunidade. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 54, n. 1, p. 36-41, 2008.

DEMOULIN, C.; BOYER, M.; DUCHATEAU, J.; GROSDENT, S.; JIDOVITSEFF, B.; CRIELAARD, J.; VANDERTHOMMEN, M. Is the Sørensen test valid to assess muscle fatigue of the trunk extensor muscles? **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**. v.29, p.31-40, 2016.

DEYO, R. A.; MIRZA, S. K.; MARTIN, B. I. Back Pain Prevalence and Visit Rates. **Spine**, v. 31, n. 23, p.2724-2727, 2006.

DHAWAN, A. P. Collaborative Paradigm of Preventive, Personalized, and Precision Medicine With Point-of-Care Technologies. **Ieee Journal Of Translational Engineering In Health And Medicine**, v. 4, p. 1-8, 2016.

DIAS, J. C. P. Young lombalgias; Characteristics and Associated Factors: Bibliographic Review. **Research, Society and Development**, v. 9, n. 1, p. 1-7, 2020.

DJORDJEVIC, O.; KONSTANTINOVIC, L.; MILJKOVIC, N.; BIJELIC, G. relationship between electromyographic signal amplitude and thickness change of the trunk muscles in patients with and without low back pain. **Clin J Pain**. v.31, p.893-902, 2015.

DOBKIN, B. H. Behavioral self-management strategies for practice and exercise should be included in neurologic rehabilitation trials and care. **Current Opinion In Neurology**, v. 29, n. 6, p. 693-699, 2016.

DOWDELL, J. ERWIN, M.; CHOMA, T.; VACCARO, A.; IATRIDIS, J.; CHO, S. K. Intervertebral Disk Degeneration and Repair. **Neurosurgery**, v. 80, p.46-54, 2017.

DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. **Gray's Anatomia clínica para estudantes**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**. v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUARTE-MOREIRA, R. J.; CASTRO, K. V.; SANTOS, C. L.; MARTINS, J. V. P.; SÁ, K. N.; BAPTISTA, A. F. Electromyographic Biofeedback in Motor Function Recovery After Peripheral Nerve Injury: An Integrative Review of the Literature. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, v. 43, p. 247–257, 2018.

DUBOIS, J.; ABOUD, J.; ST-PIERRE, C.; PICHÉ, M.; DESCARREAU, M. Neuromuscular adaptations predict functional disability independently of clinical pain and psychological factors in patients with chronic non-specific low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 2014.

EHSANI, F.; SAHEBI, N.; SHANBEHZADEH, S.; ARAB, A. M.; SHAHALI, S. Stabilization exercise affects function of transverse abdominals and pelvic floor muscles in women with postpartum lumbo pelvic pain: a double-blinded randomized clinical trial study. **Int Urogynecol J**. 2019.

EMAMI, F.; YOOSEFINEJAD, A. K.; RAZEGHI, M. Correlations between core muscle geometry, pain intensity, functional disability and postural balance in patients with nonspecific mechanical low back pain. **Medical Engineering and Physics**. p.1-8, 2018.

FALAVIGNA, A.; RIGHESSE NETO, O.; HOESKER, T.; GSASPERIN, P. C.; SILVA, P. G.; TELES, R. A. Qual a relevância dos sinais e sintomas no prognóstico de pacientes com hérnia de disco lombar. **Revista COLUNA/COLUMNA**, v.9, n.2, p.186- 192, 2010.

FENGHE, X.; YANWEI, Y.; CHUANSHENG, L.; YUSHENG, Y.; JUNMIN, Y.; DEWEI, K.; SHIJIE, W. Correlations of O3 therapeutic targets and imaging localization in lumbar intervertebral disc protrusion. **International journal of clinical and experimental medicine**, v. 8, n. 6, p. 9283–9290, 2015.

FERREIRA, P. H.; FERREIRA, M. L.; NASCIMENTO, D. P.; PINTO, R. Z.; FRANCO, M. R.; HODGES, P. W. Discriminative and reliability analyses of ultrasound measurement of abdominal muscles recruitment. **Manual Therapy**. v. 16, p.463-469, 2011.

FIGUEIREDO, M. K.; CHAVES JÚNIOR, I. P.; FIGUEIREDO, V. G. C.; COSTA, L. O. P.; COSTA, L. C. M. Estudo da confiabilidade intra e entre-examinadores da unidade de Biofeedback pressórico na medida da contração do músculo transverso abdominal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 13, n. 4, p.93-100, 2005.

FILLINGIM, R. B.; KING, C. D.; RIBEIRO-DASILVA, M. C.; RAHIM-WILLIAMS, B.; RILEY, J. L. Sex, gender, and pain: a review of recent clinical and experimental findings. **The Journal of Pain**, v. 10, n. 5, p. 447-85, 2009.

FINTA, R.; NAGY, E.; BENDER, T. The effect of diaphragm training on lumbar stabilizer muscles: a new concept for improving segmental stability in the case of low back pain. **Journal of Pain Research**, v. 11, p. 3031-3045, 2018.

FOISY, A.; KAPOULA, Z. Plantar Exteroceptive Inefficiency causes an asynergic use of plantar and visual afferents for postural control: Best means of remediation. **Brain and Behavior**. v.7, 2017

FORHAN, N. A. E. **Giroscópios MEMS**. Relatório técnico-científico de pesquisa. Ministério da Ciência e Tecnologia. INPE. 2010.

FORS, M.; ENTHOVEN, P.; ABBOTT, A.; OBERG, B. Effects of pre-surgery physiotherapy on walking ability and lower extremity strength in patients with degenerative lumbar spine disorder: Secondary outcomes of the PREPARE randomised controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 20, n. 468, p. 1-11, 2019.

FOSTER, N. E.; ANEMA, J. R.; CHERKIN, D.; CHOU, R.; COHEN, S. P.; GROSS, D. P.; FERREIRA, P. H.; FRITZ, J. M.; KOES, B. W.; PEUL, W.; TURNER, J. A.; MAHE, C. G. Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. **The Lancet**. v.391, 2018.

FRANÇA, F. J. R.; BURKE, T. N.; CLARET, D. C.; MARQUES, A. P. Estabilização segmentar da coluna lombar nas lombalgias: uma revisão bibliográfica e um programa de exercícios. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, n. 2, p. 200-206, 2008.

FURTADO, M. A. G. **Tratamento da Hérnia Discal Lombar Baseado na Estabilização Segmentar Lombar**. 2012. 77 f. Monografia (Graduação em Fisioterapia) - Universidade Jean Piaget de Cabo Verde, Cabo Verde, 2012.

FURTADO, R. N. V.; RIBEIRO, L. H. C.; ABDO, B. A.; DESCIO, F. J.; MARTUCCI JUNIOR, C. E.; SERRUYA, D. C. Dor lombar inespecífica em adultos jovens: fatores de risco associados. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 54, n. 5, p.371-377, 2014.

GAIL, M.; JESEN, M. A. Biomechanics of the Lumbar Intervertebral Disk: A Review. **Physical Therapy**, v. 60, n. 6, p. 765-73, 1980.

GANESH, G. S.; CHHABRA, D.; MRITYUNJAY, K. Efficacy of the star excursion balance test in detecting reach deficits in subjects with chronic low back pain. **Physiother. Res. Int.** 2014.

Global Burden of Disease 2015 DALYs and HALE Collaborators. Global, regional, and national disability-adjusted life-years (DALYs) for 315 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE), 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. **Lancet**. v.389, n.10064. 2017a.

Global Burden of Disease 2015 Disease and Injury. Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. **Lancet**. v.389, n.10064. 2017b

Global Burden of Disease 2013 DALYs and HALE Collaborators. Global, regional, and national disability-adjusted life years (DALYs) for 306 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE) for 188 countries, 1990–2013: quantifying the epidemiological transition. **Lancet**. v.386, n.10009. 2015.

GHAMKHAR, L.; KAHLAEE, A. H. Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. **PM R** 7. p.519-526, 2015.

GHAMKHAR, L.; KAHLAEE, A. H. Pain and pain-related disability associated with proprioceptive impairment in chronic low back pain patients: A systematic review. **Journal of manipulative and physiological therapeutic**. 2019a.

GHAMKHAR, L.; KAHLAEE, A. H. The effect of trunk muscle fatigue on postural control of upright stance: A systematic review. **Gait & Posture**. 2019b.

GOUBERT, D.; OOSTERWIJCK, J. V.; MEEUS, M.; DANNEELS, L. structural changes of lumbar muscles in non-specific low back pain. **Pain Physician**. v.19, 2016.

GOUBERT, D.; MEEUS, M.; WILLEMS, T.; CAGNIE, B.; SCHOUPPE, S.; OOSTERWIJCK, J. V.; DHONDT, E.; DANNEELS, L. Lumbar muscle structure and function in chronic versus recurrent low back pain: a cross-sectional study. **The Spine Journal**. v.17, p.1285-1296, 2017.

GOULEME, N.; VILLENEUVE, P.; GERARD, C.; BUCCI, M. P. Influence of both cutaneous input from the foot soles and visual information on the control of postural stability in dyslexic children. **Gait & Posture**. 2017.

GOUVEIA, K. M. C.; GOUVEIA, E. C. The transversus abdominis muscle and its function on the lumbar spine stabilization. **Fisioterapia em Movimento**, v. 21, n. 3, p. 45-50, 2008.

GRANDO, T. C.; FRIAS, R. S. **Eficácia de um protocolo de cinesioterapia no tratamento da dor, mobilidade lombar e capacidade funcional em indivíduos com lombalgia**. 2020. 23 f. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado em Fisioterapia) - Centro Universitário UniAmérica, Paraná, 2020.

GREEN, J. A.; SHELLENBERGER, R. **A terapia pelo biofeedback**. In: JONAS, W. B.; LEVIN, J. S. Tratado de medicina complementar e alternativa. 1 ed. São Paulo: Manole, 1999.

GREENSPAN, J. D.; CRAFT, R. M.; LERESCHE, L.; ARENDT-NIELSEN, L.; BERKLEY, K. J.; FILLINGIM, R. B.; GOLD, M. S.; HOLDCROFT, A.; LAUTENBACHER, S.; MAYER, E. A.; MOGIL, J. S.; MURPHY, A. Z.; TRAUB, R. J. Studying sex and gender differences in pain and analgesia: a consensus report. **Pain**. v. 123, Suppl1, p. S26-45, 2007.

GREENWOOD, J.; MCGUIRE, T.; KIMBELL, F. A study of the causes of failure in the herniated intervertebral disc operation. **Journal of Neurosurgery**, n. 9, p. 15-20, 1952.

GUSSO, G.; LOPES, J. M. C. **Tratado de medicina de família e comunidade: princípios, formação e prática**, Porto Alegre: Artmed, 2012.

GUYC, L. M.; TUDOR-LOCKE, C. Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 35, n. 5, p. 867-871, 2003.

HAMILTON, W. J. **Tratado de anatomia humana**. 2° ed. Rio de Janeiro: Interamericana Ltda, 1982.

HART, L. G., DEYO, R. A., CHERKIN, D. C. Physician office visits for low back pain. **Spine**, v. 20, p. 11-9, 1995.

HARTVIGSEN, J.; HANCOCK, M. J.; KONGSTED, A.; LOUW, Q.; FERREIRA, M. L.; GENEVAY, S.; HOY, D.; KARPPINEN, J.; PRANSKY, G.; SIEPER, J.; SMEETS, R. J.; UNDERWOOD, M. What low back pain is and why we need to pay attention. **The Lancet**. 2018.

HAUSSWIRTH C, BRISSWALTER J, VALLIER JM, SMITH D, LEPERS R. Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged exercises. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21: 429-436, 2000.

HEIDARI, P.; FARAHBAKHS, F.; ROSTAMI, M.; NOORMOHAMMADPOUR, P.; KORDI, R. The Role of Ultrasound in Diagnosis of the Causes of Low Back Pain: a Review of the Literature. **Asian J Sports Med**. V.6, N.1, 2015.

HEMMATI, L.; ROJHANI-SHIRAZI, Z.; MALEK-HOSEINI, H. MOBARAKI, I. Evaluation of Static and Dynamic Balance Tests in Single and Dual Task Conditions in Participants With Nonspecific Chronic Low Back Pain. **J Chiropr Med**. V.16, p.189-194, 2017.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.

HIDES, J. A.; OOSTENBROEK, T.; SMITH, M. M. F.; MENDIS, D. The effect of low back pain on trunk muscle size/ function and hip strength in elite football (soccer) players. **Journal of Sports Sciences**. 2016.

HLAING, S. S.; PUTUMETAKUL, R.; WANPEN, S.; BOUCAUT, R. Balance Control in Patients with Subacute Non-Specific Low Back Pain, with and without Lumbar Instability: A Cross-Sectional Study. **Journal of Pain Research**. 2020

HOCOMA. Disponível em: <<http://www.hocoma.com/solutions/valedo-motion/>>. Acesso em 15 fev 2020.

HODGES, P. W. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? **Manual Therapy**, v. 4, n. 2, p.74-86, 1999.

HODGES, P. W.; JAMES, G. BLOMSTER, L.; HALL, L.; SCHMID, A.; SHU, C.; LITTLE, C.; MELROSE, J. Multifidus Muscle Changes After Back Injury Are Characterized by Structural Remodeling of Muscle, Adipose and Connective Tissue, but Not Muscle Atrophy. **Spine** v.40, n.14, p.1057-1071, 2015.

HONDRAS, M.; HARTVIGSEN, J.; MYBURGH, C.; JOHANNESSEN, H. Everyday burden of musculoskeletal conditions villagers in rural Botswana: a focused ethnography. **J Rehabil Med**. V.48, p.449–455. 2016

HOOGENDOORN, W. E.; VAN POPPEL, M. N. M.; BONGERS, P. M. Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. **Scandinavian Journal of Work, Environment & Health**, n. 25, p. 387-403, 1999.

HORI, Y.; HOSHINO, M.; INAGE, M.; MIYAGI, M.; TAKAHASHI, S.; OHYAMA, S.; SUZUKU, A.; TSUJIO, T.; TERAJ, H.; DOHZONO, S.; SASAOKA, R.; TOYODA, H.; KATO, M.; MATSUMURA, A.; NAMIKAWA, T.; SEKI, M.; YAMADA, K.; HABIB, H.; SALIMI, H.; YAMASHITA, M.; YAMAUCHI, T.; FURUYA, T.; ORITA, S.; MAKI, S.;

SHIGA, Y.; INOUE, M.; INOUE, G.; FUJIMAKI, H.; MURATA, K.; KAWAKUBO, A.; KABATA, D.; SHITANI, A.; OHTORI, S.; TAKASO, M.; NAKAMURA, H. ISSLS Prize in clinical Science 2019: clinical importance of trunk muscle mass for low back pain, spinal balance, and quality of life - a multicenter cross-sectional study. **European Spine Journal**.2019.

HOSSEINIFA, M.; MAHDAVI, A. A. M.; RAHMATI, M. Comparison of balance and stabilizing trainings on balance indices in patients suffering from nonspecific chronic low back pain. **Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research**. 2020.

HOUGLUM, P. A.; BERTOTI, D. B. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 6a. ed. São Paulo: Manole, 2014.

HOWCROFT, J.; KOFMAN, J.; LEMAIRE, E.D. Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v. 10, n. 1, p. 91-110, 2013.

HOWCROFT, J.; LEMAIRE, E.; KOFMAN, J.; MCLLROY, W. E. Elderly fall risk prediction using static posturography. **Plos One**. v. 12, n.2. 2017.

HOY, D.; BAIN, C.; WILLIAMS, G.; MARCH, L.; BROOKS, P.; BLYTH, F.; WOOLF, A.; VOS, T.; BUCHBINDER, R. A systematic review of the global prevalence of low back pain. **Arthritis & Rheumatology**, v. 64, n. 6, p. 2028-2037, 2012.

HOY, D.; SMITH, E.; CROSS, M.; SANCHEZ-RIERA, I.; BLYTH, F. M.; BUCHBINDER, R.; WOOLF, A. D. DRISCOLL, T.; BROOKS, P.; MARCH, L. M. Reflecting on the global burden of musculoskeletal conditions: lessons learnt from the Global Burden of Disease 2010 Study and the next steps forward. **Ann Rheum Dis**. 2014.

HWANGBO, G.; LEE, C.; KIM, H. The effects of trunk stability exercise and a combined exercise program on pain, flexibility, and static balance in chronic low back pain patients. **J. Phys. Ther. Sci**. v. 27. P.1153–1155, 2015.

HULLEMANN, K. B. **Medicina esportiva: clínica e prática**. São Paulo: EPUD/EDUSP, 1978.

IBRAHIM, A. A.; AKINDELE, M. O.; GANIYU, S. O. Motor control exercise and patient education program for low resource rural community dwelling adults with chronic low back pain: a pilot randomized clinical trial. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.14, n.5, p.:851-863. 2018.

IMAMURA, S. T.; KAZIYAMA, H. H. S.; IMAMURA, M. Lombalgia. **Revista de medicina**. v. 80 (ed. esp. pt.2), p. 375-90, 2001.

INOUE, M.; ORITA, S.; INAGE, K.; SUZUKI, M.; FUJIMOTO, K.; SHIGA, Y.; KANAMOTO, H.; ABE, K.; KINOSHITA, H.; NORIMOTO, M.; UMIMURA, T.; SATO, T.; SUZUKI, M.; ENOMOTO, K.; EGUCHI, Y.; AOKI, Y.; AKAZAWA, T.; OHTORI, S.

Comparison of the Activity Level of the Upper Limbs and Trunk in Patients with Low Back Pain Evaluated Using a Wearable Accelerometer: A Validation Study. **Spine Surg Relat Res.** v.3, n.4, p. 354-360. 2019.

International Association for the Study of Pain (IASP). Disponível em: <<https://www.iasp-pain.org/>> Acesso em 20 fev. 2020.

ITO, T.; SAKAI, Y.; YAMAZAKI, K.; OIKAWA, M.; MORITA, Y. **Relationship Between L4/5 Lumbar Multifidus Cross-Sectional Area Ratio and Fall Risk in Older Adults with Lumbar Spinal Stenosis: A Retrospective Study.** *Geriatrics.* v.4, n.38. 2019.

JACKSON, T.; THOMAS, S.; STABILE, V.; SHOTWELL, M.; HAN, X.; MCQUEEN, K. A systematic review and meta-analysis of the global burden of chronic pain without clear etiology in low and middle-income countries: trends in heterogeneous data and a proposal for new assessment methods. **Global Health.** v.123, n.3, 2016.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M.; SIEGEL -BAUM, S. A.; HUDSPETH, A. J. **Posture.** In: Principles of neural science. 5 ed. Nova York: McGraw-Hill, 2013. 1760p. Cap. 41, p. 935-959.

KantaGallo. Disponível em: <<http://aliviadedor.com.br/protusao-discal>> Acesso em 25 fev. 2020.

KARARTI, C.; BILGIN, S.; DADALI, Y.; BUYUKTURAN, B.; BUYUKTURAN, O.; OZSOY, I.; BEK, N. Does plantar pressure distribution influence the lumbar multifidus muscle thickness in asymptomatic individuals? A preliminary study. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.** 2020.

KEMPE, V. Inertial MEMS, Principles and Practice. **Cambridge University Press.** 2011.

KENDALL, F.; MCCREARY, E.; PROVANCE, P. G.; RODGERS, M.; ROMANI, W. A. **Muscle testing and function with posture and pain.** Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

KENDALL, N. A. S.; LINTON, S. J.; MAIN, C. J. **Guide to assessing psychosocial factors yellow flags in acute low back pain: risk factors for long term disability and work loss.** Wellington: New Zealand, Accident Rehabilitation e Compensation Insurance Corporation of New Zealand, and the National Health Committee, Ministry of Health; 1997.

KENT, P.; O'SULLIVAN, P.; SMITH, A.; HAINES, T.; CAMPBELL, E.; MCGREGOR, A. H.; HARTVIGSEN, J.; O'SULLIVAN, K.; VICKERY, A.; CANEIRO, J.; SCHÜTZE, R.; LAIRD, R. A.; ATTWELL, S.; HANCOCK, M. Cognitive functional therapy with or without movement sensor biofeedback versus usual care for chronic, disabling low back pain: study protocol for a randomised controlled trial. **BMJ Open.** v.9, 2019.

KENT, P.; LAIRD, R.; HAINES, T. The effect of changing movement and posture using motion-sensor biofeedback, versus guidelines-based care, on the clinical

outcomes of people with sub-acute or chronic low back pain—a multicentre, cluster-randomised, placebo-controlled, pilot trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v.16, n.131, 2015.

KIM, Y.; PARK, H.; JO, M.; OH, I.; GO, D.; JUNG, J.; YOON, S. Trends and patterns of burden of disease and injuries in Korea using disability-adjusted life years. **J Korean Med Sci**. v.26, n.34, 2019.

KIM, D.; KIM, T. Comparison of the effects of stability exercise and balance exercise on muscle activity in female patients with chronic low back pain. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.14, n.6, p.1053-1058, 2018.

KIM, B.; LEE, S. Effects of three spinal stabilization techniques on activation and thickness of abdominal muscle. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.13, n.2, p.206-209, 2017.

KIONIX. MEMS Accelerometers-Inertial Sensors; Disponível em: <<http://www.kionix.com/accelerometers>>. Acesso em 15 fev 2020.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos**. 2. ed. Barueri: Manole, 1998.

KNIGHTON, R.; HITSELBERGER, W. A study of patients ten to seventeen years following operation for herniated nucleus pulposus. **Western journal of surgery, obstetrics, and gynecology**, p. 134-138, 1964.

KOCH, C.; HÄNSEL, F. Non-specific low back pain and postural control during quiet standing—a systematic review. **Frontiers in Psychology**. v.10, n.586, 2019.

KULAR, K. R. F. et al. J. Biomechanical characteristics of vertebral motion segments and intervertebral discs. **Orthop. Clin. North Am.** V. 6, 1975.

LAKHANI; B.; MASNFIELD, A. Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. **Gait & Posture**. 2014.

LAPKIN, S.; FERNANDEZ, R.; ELLWOOD, L.; DIWAN, A. Reliability, validity and generalizability of multidimensional pain assessment tools used in postoperative adult patients: a systematic review protocol. **JBI Database System Rev Implement Rep**. v.17, n.7, P.1334-1340, 2019.

LARIVIÈRE, C.; HENRY, S. M.; GAGNON, D. H.; PREUSS, R.; DUMAS, J. Ultrasound Measures of the Abdominal Wall in Patients with Low Back Pain Before and After an 8-week Lumbar Stabilization Exercise Program, and Their Association With Clinical Outcomes. **PM R**. v.11, p.710-721, 2019.

LARSON, D.; BROWN, S. H. M.; The effects of trunk extensor and abdominal muscle fatigue on postural control and trunk proprioception in young, healthy individuals. **Human Movement Science**. v.57, p.13–20, 2018.

LASHLEY, J. K.; ELDER, S. T. Selected case studies in clinical biofeedback. **Journal of Clinical Psychology**, New Orleans. 1982.

LAVIERI, R. S. **Métodos de navegação inercial aplicados a lançamentos submarinos**. 2011. 291 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) — Universidade de São Paulo, 2011.

LEE, Y. CHO, B.; JO, M.; OCK, M.; LEE, D.; LEE, D.; KIM, M. J.; OH, I. Measuring the Economic Burden of Disease and Injury in Korea, 2015. **J Korean Med Sci**. v.26, n.34, 2019.

PEIFANG, I.; YONG, N.; JIALI, C.; NING, N. Application progress of surface electromyography and surface electromyographic biofeedback in low back pain. **Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery**. v.31, n.4, 2017.

LIMA, P. O.; OLIVEIRA, R. R.; MOURA FILHO, A. G.; RAPOSO, M. C.; COSTA, L. O.; LAURENTINO, G. E. Concurrent validity of the pressure biofeedback unit and surface electromyography in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, n. 5, p.389-395, 2012.

LOPES, S.; CORREIA, C.; FÉLIX, G.; LOPES, M.; CRUZ, A.; RIBEIRO, F. Immediate effects of Pilates based therapeutic exercise on postural control of young individuals with non-specific low back pain: A randomized controlled trial. **Complementary Therapies in Medicine**. v.34, p104-110, 2017.

LU, M. L.; WATERS, T.; WERREN, D. Development of human posture simulation method for assessing posture angles and spinal loads. **Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries**, v. 25, n. 1, p. 123-136, 2015.

LUOMAJOKI, H. A.; BELTRAN, M. B. B.; CAREDDU, S., BAUER, C. M. Effectiveness of movement control exercise on patients with non-specific low back pain and movement control impairment: A systematic review and meta-analysis. **Musculoskeletal Science and Practice**. v.36, p.1-11, 2018.

MACEDO, C. S. G.; SASSAKI, A. T.; CERANTO, C. P. Influência da fisioterapia na dor e depressão de indivíduos com lombalgia. **Reabilitar**, v. 7, n. 28, p. 22-27, 2005.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 5 Ed. 2010. São Paulo: Manole.

MALFLIET, A.; KREGEL, J.; COPPIETERS, I.; PAUW, R. P.; MEEUS, M.; ROUSSEL, N.; CAGNIE, B.; DANNEELS, L.; NIJS, J. Effect of pain neuroscience education combined with cognition-targeted motor control training on chronic spinal pain: A randomized clinical trial. **JAMA Neurol**. 2018.

MANSI, S.; MILOSAVLJEVIC, S.; BAXTER, G. D.; TUMILTY, S.; HENDRICK, P. A systematic review of studies using pedometers as an intervention for musculoskeletal diseases. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 15, n. 231, p. 1-13, 2014.

MARRAS, W. S. **Occupational low back disorder causation and control**. Ergonomics, London, v. 43, n.7, p. 880-902, 2000.

MARRAS, W. S. Spine biomechanics, government regulation, and prevention of occupational low back pain. **Spine Journal**, v. 1, p. 163-165, 2001.

MEIER, M. L.; VRANA, A.; SCHWEINHARDT, P. Low back pain: the potential contribution of supraspinal motor control and proprioception. **The Neuroscientist**. v.26, n.6, p.583-596, 2019.

MELO FILHO, J.; MENOSSI, B. R. S.; PREIS, C.; BERTASSONI NETO, L.; STABELINI NETO, A. Lumbopelvic stabilization musculature analysis in young subjects with and without low back pain. **Fisioterapia em Movimento**, v. 26, n. 3, p. 587-94, 2013.

MELZACK, R.; WALL, P. D. **Textbook of Pain**. 4. ed. Londres: Churchill Livingstone. v. 18, 1999.

MENEZES, C. M.; FERREIRA JÚNIOR, M. A.; FALCON, R. S. SIQUEIRA, B. F. Estudo comparativo do trofismo do multifido na artrodese lombar aberta versus minimamente invasiva. **Coluna/Columna**, v. 11, n.1, p. 35-8, 2012.

MENG, H.; LUO, S.; WANG, Y. The interplay between cognitive tasks and vision for upright posture balance in adolescents. **PeerJ**.v.7, 2019.

MEUCCI, R. D.; FASSA, A. G.; FARIA, N. M. X. Prevalence of chronic low back pain: systematic review. **Revista de Saúde Pública**, v. 49, p.1-10, 2015.

MICHALEFF, Z. A.; KAMPER, S. J; MAHER, C. G.; EVANS, R.; BRODERICK, C.; HENSCHKE, N. Low back pain in children and adolescents: a systematic review and meta-analysis evaluating the effectiveness of conservative interventions. **Eur Spine J**. 2014.

MI-JUNG, S.; YOUNG-SOOK, L.; HYUN-EI, O.; JIN-SUN, K. Effects of a Back-pain-reducing program during pregnancy for Korean women: a non-equivalent control-group pretest-posttest study. **International Journal of Nursing Studies**, v. 44, p. 19-28, 2007.

MILLER, N. E. **Biomedical foundations for biofeedback as a part of behavioral medicine**. In: BASMAJIAN, J. V. Biofeedback: principles and practice for clinicians. 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.

MOGHADAM, N.; GHAFFARI, M. S.; NOORMOHAMMADPOUR, P.; ROSTAMI, M.; ZAREI, M.; MOOSAVI, M.; KORDI, R. Comparison of the recruitment of transverse abdominals through drawing-in and bracing in different core stability training positions. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.15, n.6, p.819-825.

MORALES, C. R.; SANZ, D. R.; REGUERA, M. L. C.; MARTÍNEZ, S. F.; GONZÁLEZ, P. T.; PASCUAL, B. M. Proprioceptive Stabilizer™ training of the abdominal wall muscles in healthy subjects: a quasi-experimental study. **Rev Assoc Med Bras**. v.64, n.2, p.1134-1138, 2018.

MOREAU, C. E.; GREEN, B. N.; JOHNSON, C. D.; MOREAU, S. R. Isometric Back Extension Endurance Tests: A Review of the Literature. **Journal Of Manipulative And Physiological Therapeutics**, v. 24, n. 2, p.110-122, 2001.

MORI, A. M. **O uso de Sistema Inercial para Apoiar a Navegação Autônoma**. Dissertação (Mestrado em Ciência) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

MOSS, D. Current applications of biofeedback to physical medicine and rehabilitation. **Europa Medicophysica**, v. 39, n. 1, p.1-7, 2003.

NABAVI, N.; BANDPEI, M. A. M.; MOSALLANEZHAD, Z.; RAHGOZAR, M.; JABERZADEH, S. The effect of 2 different exercise programs on pain intensity and muscle dimensions in patients with chronic low back pain: A randomized controlled trial. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**. v.41, n. 2, 2017.

NACHEMSON, A. L. NEWEST KNOWLEDGE OF LOW BACK PAIN. A CRITICAL LOOK. **CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH**, V.279, P.8-20, 1992.

NAKAI, Y.; KAWADA, M.; MIYAZAKI, T.; KIYAMA, R. Trunk muscle activity during trunk stabilizing exercise with isometric hip rotation using electromyography and ultrasound. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.49, 2019.

NASCIMENTO, M.; KOSMINSKY, M.; CHI, M. Gender role in pain perception and expression: an integrative review. **BrJP. São Paulo**, v.3, n.1, p.58-62, 2020.

NASCIMENTO, P. R. C.; COSTA, L. O. Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 31, n. 6, p. 1141-1155, 2015.

NASIR, S. A. **Critical review of mems gyroscopes technology and commercialization status**. 2010.

National Institute for Occupational Safety and Health Publications Dissemination (NIOSH). **Musculoskeletal disorders and workplace factors, a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity and low back**. National Institute for Occupational Safety and Health: US Department of Health and Human Services; 1997.

NATOUR, J. **Coluna Vertebral - Conhecimentos básicos**. São Paulo: etcetera editora, 2004.

NAYLOR, A. Surgical treatment in lumbar disc protrusion. **British Medical Journal**, v. 1, p. 567-569, 1977.

NEBLETT, R. Surface Electromyographic (SEMG) Biofeedback for Chronic Low Back Pain. **Healthcare**. v.4, n. 27, 2016.

NEGRELLI, W. F. Hérnia discal: procedimentos de tratamento. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 9, n. 4, p. 39-45, 2001.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 5 ED., Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

NEWTON-JOHN, T. O., SPENCE, S. H., SCHOTTE, D. Cognitive-behavioral therapy versus EMG biofeedback in the treatment of chronic low back pain. **Behaviour Research & Therapy**, v.33, n.6, p. 691-697, 1995.

National Guideline Centre (UK). Low Back Pain and Sciatica in Over 16s: Assessment and Management. **National Institute for Health and Care Excellence (UK)**; 2016.

NIEDERER, D.; ENGEL, T.; VOGT, L.; ARAMPATZIS, A.; BANZER, W.; BECK, H.; CATAL, M. M.; FLIESSER, M. B.; GÜTHOFF, C.; HAAG, T.; HÖNNING, A.; PFEIFER, A.; PLATEN, P.; SCHILTENWOLF, M.; SCHNEIDER, C.; TROMPETER, K.; WIPPERT, P.; MAYER, F. Motor Control Stabilisation Exercise for Patients with Non-Specific Low Back Pain: A Prospective Meta-Analysis with Multilevel Meta-Regressions on Intervention Effects. **J. Clin. Med.** v.9, n.3058, 2020.

NIEDERER, D.; MUELLER, J. Sustainability effects of motor control stabilisation exercises on pain and function in chronic nonspecific low back pain patients: A systematic review with meta-analysis and meta-regression. **Plos One**. 2020.

NORMAN, G. J.; MILLS, P. J. Keeping it simple: encouraging walking as a means to active living. **Annals of Behavioral Medicine**. v. 28, n.3, p. 149-51, 2004.

O'BRIEN, M. K.; SHAWEN, N.; MUMMIDISSETTY, C. K.; KAUR, S. POELLABAUER, C.; KORDING, K.; JAYARAMAN, A. Activity Recognition for Persons With Stroke Using Mobile Phone Technology: Toward Improved Performance in a Home Setting. **Journal Of Medical Internet Research**, v. 19, n. 5, p.184-207, 2017.

OJOAWO, A. O.; HASSAN, M. A.; OLAOGUN, M. O. B.; JOHNSON, E. O.; MBADA, C. E. Comparative effectiveness of two stabilization exercise positions on pain and functional disability of patients with low back pain. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.13, n.3, p.363-371, 2017.

OKUBO, Y.; KANEOKA, K.; IMAI, A.; SHIINA, I.; TATSUMURA, M.; IZUMI, S.; MIYAKAWA, S. Electromyographic Analysis of Transversus Abdominis and Lumbar Multifidus Using Wire Electrodes During Lumbar Stabilization Exercises. **Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 11, p.743-750, 2010.

OLIVEIRA, L. F. Dor: fisiopatologia. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 28, n. 3, p. 227-288, 1979.

OLIVEIRA, S. F. M.; OLIVEIRA, L. S.; GUIMARÃES, F. J. S. P.; ALBUQUERQUE, F. L.; COSTA, M. C. Analysis of the accuracy of pedometers walk short distances. **Revista Terapia Manual Posturologia**, v. 11, n. 51, p. 36-42, 2013.

OLIVEIRA, C. B.; MAHER, C. G.; PINTO, R. Z.; TRAEGER, A. C.; LIN, C. C.; CHENOT, J.; TULDER, M. V.; KOES, B. W. Clinical practice guidelines for the

management of non-specific low back pain in primary care: an updated overview. **European Spine Journal**. 2018.

OLIVEIRA, N. T. B.; RICCI, N. A.; FRANCO, Y. R. S.; SALVADOR, E. M. E. S.; ALMEIDA, I. C. B.; CABRAL, C. M. N. Effectiveness of the Pilates method versus aerobic exercises in the treatment of older adults with chronic low back pain: a randomized controlled trial protocol. **BMC Musculoskeletal Disorders**.v.20, n.:250, 2019.

OSMAN, H. A.; SADDIK, A. E.; EID, M. U-biofeedback: a multimedia-based reference model for ubiquitous biofeedback systems. **Multimedia Tools and Applications**, v. 72, n. 3, p. 3143–3168, 2013.

O'SULLIVAN, TWOMEY, L.; ALLISON, G.; SINCLAIR, J.; MILLER, K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. **Australian Journal Of Physiotherapy**, v. 43, n. 2, p.91-98, 1997.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 371–379, 2003.

PARK, k.; KWON, O.; YI, C.; CYN, H.; WEON, J.; KIM, T.; CHOI, H. Effects of motor control exercise vs muscle stretching exercise on reducing compensatory lumbopelvic motions and low back pain: A randomized trial. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**. 2016.

PATEL, S.; PARK, H.; BONATO, P.; CHAN, L.; RODGERS, M. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 21, 2012.

PATTI, A.; BIANCO, A.; PAOLI, A.; MESSINA, G.; MONTALTO, M. A.; BELLAFFIORE, M.; BATTAGLIA, G.; IOVANE, A.; PALMA, A. Pain perception and stabilometric parameters in people with chronic low back pain after a pilates exercise program: A randomized controlled trial. **Medicine**. v.95, n.2, 2016.

PEPPOLONI, L.; FILIPPESCHI, A.; RUFFALDI, E.; AVIZZANO, C. A. A novel wearable system for the online assessment of risk for biomechanical load in repetitive efforts. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 52, p.1-11, 2016.

PEREZ, R. M.; SOLANA, R. S.; MURILLO, D. B.; HERNANDEZ, F. J. M. Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers. **Gait & Posture**.v.40, p.556-560, 2014.

PERGOLIZZI, J. V.; LEQUANG, J. A. Rehabilitation for low back pain: a narrative review for managing pain and improving function in acute and chronic conditions. **Pain Ther**. v.9, p.83-96, 2020.

PHATTHARASUPHARERK, S.; PUREPONG, N.; EKSAKULKLA, S.; SIRIPHORN, A. Effects of Qigong practice in office workers with chronic non-specific low back pain:

A randomized control trial. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. p.1-7, 2018.

PIRES, R. A. M.; DUMAS, F. L. V. Lombalgia: revisão de conceitos e métodos de tratamentos **Universitas: Ciências da Saúde**, v. 6, n. 2, p. 159-168, 2008.

PORCIUNCULA, F.; ROTO, A. V.; KUMAR, D.; DAVIS, I.; ROY, S.; WALSH, C. J.; AWAD, L. N. Wearable Movement Sensors for Rehabilitation: A Focused Review of Technological and Clinical Advances. **Pm&r**, v. 10, n. 9, p.220-232, 2018.

PRANATA, A.; PERRATON, L.; EL-ANSARY, D.; CLARK, R.; FORTIN, K.; DETTMANN, T.; BRYANT, A. Lumbar extensor muscle force control is associated with disability in people with chronic low back pain. **Clinical Biomechanics**. 2017.

PRENTICE, W. E.; VEIGHT, M. L. **Técnica em reabilitação musculoesquelética**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

QASEEM, A.; WILT, T. J.; MCLEAN, R. M.; FORCIEA, M. A. Noninvasive Treatments for Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain: A Clinical Practice Guideline From the American College of Physicians. **American College of Physician**. 2017.

QUARESMA, C. R. P. **Alterações Biomecânicas da Coluna Vertebral durante a Gravidez**. 2010. 215 f. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica), Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Portugal. 2010.

RAMASAMY, A.; MARTIN, M. L.; BLUM, S. I.; LIEDGENS, H.; ARGOFF, C.; FREYNHAGEN, R.; WALLACE, M.; MCCARRIER, K. P.; BUSHNELL, D. M.; HATLEY, N. V.; PATRICK, D. L. Assessment of patient-reported outcome instruments to assess chronic low back pain. **Pain Medicine**. 2017.

REINEHR, F. B.; CARPES, F. P.; MOTA, C. B. Influência do treinamento de estabilização central sobre a dor e estabilidade lombar. **Fisioterapia em Movimento**, v. 21, n. 1, p. 123-129, 2008.

RIBEIRO, V. V.; VITOR, J. S.; HÓNORIO, H. M.; BRASOLOTTO, A. G.; SILVERIO, K. C. A. Surface electromyographic biofeedback for behavioral dysphonia in adult people: a systematic review. **Codas**, v. 30, n. 6, p. 1-10, 2018.

RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Muscle Control, pain control. What exercises would you prescribe? **Manual Therapy**, v. 1, n. 1, p. 1-2, 1995.

RODRIGUES, I. S. A.; OLIVEIRA, L. M. M.; FERNANDES, F. E. C. V.; FERNANDES, V.; TELES, M. E. V.; SENA, V. S. The Lumbar Pain Incidence in an Urgent Care Center. **Fundamental Care Online**, v. 11, n. 3, p. 823-827, 2019.

SALAVATI, m.; AKHBARI, B.; TAKAMJANI, I. E.; BAGHERI, H.; EZZATI, K.; KAHLAEE, A. H. Effect of spinal stabilization exercise on dynamic postural control

and visual dependency in subjects with chronic non-specific low back pain. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**. 2015.

SALLUM, A. M.; GARCIA, D. M.; SANCHES M. Acute and chronic pain: a narrative review of the literature. **Acta Paulista de Enfermagem**, v. 25, n. spe1, p. 150-154, 2012.

SANDWEISS, J. H. **Biofeedback and Sport Science**. In: SANDWEISS, J. H., WOLF, S. L. (Ed.) *Biofeedback and Sport Science*. New York: Plenum Press, 1985.

SANTOS, A. **Postura Corporal: guia para todos**. 3ed., São Paulo: Sammus, 2015.

SANTOS, I. A. **Fatores de risco comportamentais e sua relação com a postura dos escolares**. 2019. 16 f. (Projeto de pesquisa) - Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão. 2016.

SANTOS, I. L. V. L.; DA SILVA, C. R. C. **O estudo de anatomia simples e dinâmico 2**. Ponta Grossa, Paraná: Atena Editora, 2019.

SANTOS, J. M.; ZAGALO, C.; EVANGELISTA, J. G.; TAVARES, V.; OLIVEIRA, P.; CAVACAS, A.; SILVA, A. J. S. **Anatomia Geral - Moreno**. 6ed., Portugal: Egas Moniz- Publicações. 2011.

SARAFADEEN, R.; GANIYU, S. O.; IBRAHIM, A. A. Effects of spinal stabilization exercise with real-time ultrasound imaging biofeedback in individuals with chronic nonspecific low back pain: a pilot study. **Journal of Exercise Rehabilitation**. v.16, n.3, p.293-299, 2020.

SARAGIOTTO, B. T.; MAHER, C. G.; YAMATO, T. P.; COSTA, L. O.; COSTA, L. C. M.; OSTELO, R. W.; MACEDO, L. G. Motor control exercise for non-specific low back pain: A Cochrane review. **Spine**. 2016.

SASAKI, J. E.; COUTINHO, A. P. P.; SANTOS, C. E. S.; BERTUOL, C. B.; MINATTO, G.; BERRIA, J.; TONOSAKI, L. M. D.; LIMA, L. R. A.; MARCHESAN, M.; SILVEIRA, P. M.; KRUG, R. R.; BENEDETTI, T. R. B. Instructions for accelerometer use in Brazil. **Brazilian Journal of Physical Activity and Health**, v. 22, n. 2, p. 110-126, 2017.

SCHNEIDER, S.; SCHMITT, H.; ZOLLER, S.; SCHILTENWOLF, M. Workplace stress, lifestyle and social factors as correlates of back pain: a representative study of the German working population. **International Archives of Occupational and Environmental Health**, v. 78, p. 253-269, 2005.

SCHWARTZ, M. S.; ANDRASIK, F. **Biofeedback a Practitioner's Guide**, 2nd Edition", The Guilford Press, New York, New York, 1995.

SCHWERTNER, D. S. **Lombalgias em jovens: análise dos fatores de risco associados e estratégias de avaliação**. 2017. 168 f. Tese (Doutorado em Motricidade Humana) - Universidade de Lisboa, Portugal, 2017.

- SHAHALI, S.; SHANBEHZADEH, S.; SHAHALI, S.; TAKAMJANI, I. E. application of ultrasonography in the assessment of abdominal and lumbar trunk muscle activity in participants with and without low back pain: a systematic review. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**. 2019.
- SHAHVARPOUR, A.; GAGNON, D.; PREUUS, R.; HENRY, S. M.; LARIVIERE, C. Trunk postural balance and low back pain: Reliability and relationship with clinical changes following a lumbar stabilization exercise program. **Gait and Posture**. 2018.
- SHANMUGAM, M.; NEHRU, S.; SHANMUGAM, S. A wearable embedded device for chronic low back patients to track lumbar spine position. **Biomedical Research**, p.118-123, 2018.
- SHEON, R. P.; MOSKOWITZ, R. W.; GOLDBERG, V. M. **Soft tissue rheumatic pain**. 3ed. 1996.
- SHMAGEL, A.; FOLEY, R.; IBRAHIM, H. Epidemiology of chronic low back pain in US adults: National Health and Nutrition Examination Survey 2009–2010. **Arthritis Care Res**. v.68, n.11, p.1688–1694, 2016.
- SILVA, A. R. A.; PEREIRA, J. S.; SILVA, M. A. G. Lumbar pain. **Fisioterapia Brasil**, v. 2, n. 3, p. 178-182, 2001.
- SILVA, R. J. V.; CERDEIRO, D. Q. Spinal cord pain: physiotherapeutic approach in students from a higher education institution in Sobral, Ceará. **SANARE**, v. 13, n. 2, p. 30-35, 2014.
- SILVA, T. M.; MILLS, K.; BROWN, B. T.; HERBERT, R. D.; MAHER, C. G.; HANCOCK, M. J. Risk of recurrence of low back pain: a systematic review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**. 2017.
- SILVEIRA, M. M.; PASQUALOTTI, A. P.; COLUSSI, E. L.; VIDMAR, M. F.; WIBELINGER, L. M. ABORDAGEM FISIOTERÁPICA DA DOR LOMBAR CRÔNICA NO IDOSO. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 8, n. 25, P. 56-61, 2010.
- SILVINATO, A.; SIMÕES, R. S.; BUZZINI, R. B.; BERNARDO, W. M. Lumbar herniated disc treatment with percutaneous hydrodiscectomy. **REV ASSOC MED BRAS**. v.64, n.9, p.778-782, 2018.
- SIONS, J. M.; ELLIOTT, J. M.; POHLIG, R. T.; HICKS, G. E. trunk muscle characteristics of the multifidi, erector spinae, psoas, and quadratus lumborum in older adults with and without chronic low back pain. **J Orthop Sports Phys Ther**. v.47, n.3, p.173–179, 2017.
- SIPAVICIENTE, S.; KLIZIENE, I. Effect of different exercise programs on non specific chronic low back pain and disability in people who perform sedentary work. **Clinical Biomechanics**. v.73, p.17–27, 2020.
- SOARES, A. V. The visual contribution for the postural control. **Revista Neurociências**, v. 18, n. 3, p. 370-379, 2009.

SOUTHWELL, HILLS, N. F.; MCLEAN, L.; GRAHAM, R. B. The acute effects of targeted abdominal muscle activation training on spine stability and neuromuscular control. **Journal of Neuroengineering And Rehabilitation**, v. 13, n. 1, p.1-8, 2016.

STANISLAWSKA, I.; MINCEWICZ, M.; CABAK, A.; KACZOR, R.; CZARNY-DZIALAK, M.; WITEK, B.; LYP, M. Epidemiological Aspects of LowBack Pain. **Adv Exp Med Biol**. 2019.

STOCHKENDAHL, M. J.; KJAER, P.; HARTVIGSEN, J.; KONGSTED, A.; AABOE, J.; ANDERSEN, M.; ANDERSEN, M.; FOURNIER, G.; HØJGAARD, B.; JENSEN, M. B.; JENSEN, L. D.; KARBO, T.; KIRKESKOV, L.; MELBYE, M.; MORSEL-CARLSEN, L.; NORDSTEEN, J.; PALSSON, T. S.; RASTI, Z.; SILBYE, P. F.; STEINESS, M. Z.; TARP, S.; VAAGHOLT, M. National Clinical Guidelines for non-surgical treatment of patients with recent onset low back pain or lumbar radiculopathy. **Eur Spine J**. v.27. p.60–75, 2018.

Suh, J. H.; Kim, H.; Jung, G. P.; Ko, J. Y.; Ryu, J. S. The effect of lumbar stabilization and walking exercises on chronic low back pain: A randomized controlled trial. **Medicine**. 2019.

TEIXEIRA, M. J.; FIGUEIRÓ, J. A. B. **Dor: epidemiologia, fisiopatologia, avaliação, síndromes dolorosas e tratamento**. São Paulo: Grupo Editorial Moreira Jr, 2001. 406p.

TREVISANI, V. F. M.; ATALLAH, N. A. Lombalgias: evidência para o tratamento. **Diagnóstico & Tratamento**, v. 8, n. 1, p. 17-19, 2003.

TRIBASTONE, F. **Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural**. São Paulo: Manole, 2001.

TRONTELJ, J. V.; JABRE, J.; MIHELIN, M. **Needle and wire detection techniques**. In: Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Application. MERLETTI, R.; PARKER, P. A. New Jersey: JohnWiley & Sons, 2004, pp. 27–46.

TUDOR-LOCKE, C.; HAM, S. A.; MACERA, C. A.; AINSWORTH, B. E.; KIRTLAND, K. A.; REIS, J. P.; KIMSEY JUNIOR, C. D. Descriptive epidemiology of pedometer-determined physical activity. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 36, n. 9, p. 1567-1573. 2004.

VALENZA, M. C.; RODRÍGUEZ-TORRES, J.; CABRERA-MARTOS, I.; DÍAZ-PELEGRINA, A.; AGUILAR-FERRÁNDIZ, M. E.; CASTELLOTE-CABALLERO, Y. Results of a Pilates exercise program in patients with chronic non-specific low back pain: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**. v.31, n.6 p.753–760, 2017,

VANTI, C.; CONTI, C.; FARESIN, F.; FERRARI, S.; PICCARRETA, R. THE Relationship Between Clinical Instability And Endurance Tests, Pain, And Disability In Nonspecific Low Back Pain. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, 2016.

VIALLE, L. R.; VIALLE, E. N.; HENAO, J. E. S.; GIRALDO, G. Hérnia discal lombar. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 45, n. 1, p. 17-22, 2010.

VIEIRA, L. **Giroscópio**. 2006. Disponível em: <[http://Image:3D\\_Gyroscope-no\\_text.png](http://Image:3D_Gyroscope-no_text.png)>. Acesso em: 15 abr. 2020.

VILLAFANE, J. H.; GOBBO, M.; PERANZONI, M.; NAIK, G.; IMPERIO, G.; CLELAND, J. A.; NEGRINI, S. Validity and everyday clinical applicability of lumbar muscle fatigue assessment methods in patients with chronic non-specific low back pain: asystematic review. **Disability and Rehabilitation**. 2016.

WAKELING, J.M.; KAYA, M.; TEMPLE, G.K.; JOHNSTON, I.A.; HERZOG W. Determining Patter of Motor Recruitment During Locomation. **Journal of Experimental Biology**, v. 250, p. 359-369, 2002.

WAKELING, J.M.; ROZITIS, A.I. Spectral Properties of Myoelectric From Different Motor Units in The Leg Extensor Muscles. **Journal of Experimental Biology**, v. 207: 2519-2528, 2004.

WANG-PRICE, S.; ALMADAN, M.; CSTODDARD, C.; MOORE, D. recovery of hip and back muscle fatigue following a back extension endurance test. **Int J Exerc Sci**. v.10, n.2, p.213-224, 2017.

WEBSTER J. G. **Biomedical Instrumentation**. 3 Ed., Nova York: John Wiley & Sons, 1978.

WILLIAN, A. C. C.; CRAIG, K. D. Updating the definition of pain. **Pain**. 2016

WILSON J. D.; DOUGHERTY, C. P.; IRELAND, M. L.; DAVIS, I. M. Core stability and relationship to lower extremity function and injury. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 13, n. 5, p. 316-325, 2005.

WONG, J. J.; COT, P.; SUTTON, D. A.; RANDHAWA, K.; YU, H.; VARATHARAJAN, S.; GOLDGRUB, R.; NORDIN, M.; GROSS, D. P.; SHEARER, H. M.; CARROLL, L. J.; STERN, P. J.; AMEIS, A.; SOUTHERST, D.; STUPAR, M.; VARATHARAJAN, T.; TAYLOR-VAISEY, A. Clinical practice guidelines for the noninvasive management of low back pain: A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management (OPTIMa) Collaboration. **Eur J Pain**. 2016.

YANG, H.; ZHANG, Y.; SUN, G.; ZHAO, D.; MA, Y.; HAO, Y.; GUAN, B.; YANG, Q. Correlation of inflammatory cytokines with radicular pain after lumbar intervertebral disc protrusion. **International journal of clinical and experimental medicine**, v. 12, n. 8, p. 10380-10386, 2019.

YANG, J. Y.; WANG, J. S.; CHEN, Y. P. Using acceleration measurements for activity recognition: An effective learning algorithm for constructing neural classifiers. **Pattern Recognition Letters**, v. 29, n. 16, p. 2213-2220, 2008.

YANG, F.; LIU, X. Relative importance of vision and proprioception in maintaining standing balance in people with multiple sclerosis. **Multiple Sclerosis and Related Disorders**. v.39. 2020.

YOONG, N. K. M.; PERRING, J.; MOBBS, R. J. Commercial postural devices: A review. **Sensors**. v. 19, n.5128. 2019.

ZHANG, J. M.; LI, H.; BRULL, S. J. Perfusion of the mechanically compressed lumbar ganglion with lidocaine reduces mechanical hyperalgesia and allodynia in the rat. **Journal of Neurophysiology**, v. 84, p. 798–805, 2000.

ZHENG, Y.; KE, s.; LIN, C.; LI, X.; LIU, C.; WU, Y.; XIN, W.; MA, C.; WU, S. Effect of core stability training monitored by rehabilitative ultrasound image and surface electromyogram in local core muscles of healthy people. **Pain Research and Management**. 2019.

## APÊNDICE A

### Orçamento




<b>Produto</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Preço Unitário</b>	<b>Preço Total</b>
Arduíno Nano V3 V3 c/ Pinos Soldados c/ Cabo USB	1	22,90	22,90
Expansor de Eletrodo Myoware	1	26,90	26,90
Cabo de Sensores Myoware	1	44,90	44,90
Eletrodo Biomédico para Myoware	3	12,90	38,70
Pineng Power Bank Original Slim Pn951	1	47,90	47,90
Sensor Myoware	1	185,00	185,00
Módulo de Baterias Internas	2	60,00	120,00
<b>Total</b>			<b>486,30</b>

## APÊNDICE B




### Resultado - Dados Brutos

Antropometria				Testes					
TESTE DE NORMALIDADE				Biering Sorensen		Ultrassonografia		END	
Idade	Pêso	Altura	IMC						
				Antes	Depois	Antes	Depois	Antes	Depois
23	50	1,6	20,41	44,69	58,23	6,64	7,46	7	2
24	84	1,68	29,79	27,69	49,12	6,97	7,86	9	4
26	67	1,6	26,17	28,45	41,32	6,23	8,62	8	3
21	88	1,8	27,16	40,06	58,23	7,41	10,36	5	1
24	59	1,63	22,18	45,03	61,01	5,39	6,94	8	3
22	65	1,58	26	37,59	51,16	7,43	10,35	6	1
20	68	1,63	25,6	32,07	51,06	5,52	7,96	6	2
27	68	1,65	24,97	22,18	36,09	5,43	9,64	6	1
29	84	1,68	29,79	21,07	48,12	7,9	10,95	8	2
45	68	1,51	29,8	14,03	20,08	4,39	5,78	7	2
44	54	1,5	24	15,2	27,3	5,13	6,82	10	2
43	49	1,5	21,78	14,2	28,7	4,38	9,99	7	0
26	50	1,54	21,09	34,09	51	4,87	6,59	5	0
45	75	1,6	29,3	19,02	36,01	4,06	6,12	6	1
30	70	1,65	25,7	29,11	41,06	5,01	6,83	6	0
23	78	1,65	28,6	16,01	31,05	4,46	7,08	10	2
29	59	1,54	24,9	36,02	49,08	4,43	5,93	5	0
29	80,5	1,67	28,86	35,16	51,03	5,81	7,02	8	0
40	65	1,5	28,89	13,01	19,02	4,56	5,21	9	2
30	72	1,64	26,76	23,04	33,3	5,77	7,75	10	3
22	48	1,59	18,97	20,02	29	4,79	7,97	8	1
45	80	1,64	29,74	16,07	23,02	6,72	7,74	8	3
40	76	1,62	29	31,02	47,5	5,67	6,86	9	2
20	49	1,57	19,92	23,02	31	5,36	8,02	7	1
20	52	1,64	19,33	21,09	29,02	5,61	7,35	7	1
27	84	1,75	27,45	29,02	38,07	6,01	7,08	6	1
37	72	1,7	24,91	21,08	30,06	6,3	7,85	8	2
29	74	1,71	25,34	31,03	45,46	7,6	10,2	6	0
39	76	1,69	26,57	25	43,4	7,02	10,46	8	2
35	61	1,7	23,28	32,2	53,4	7,31	10,2	6	0


PRESSÃO PLANTAR																	
Ante Pé																	
Superfície cm <sup>2</sup>						Carga %						Carga do Antepé em relação ao Retropé %					
Antes			Depois			Antes			Depois			Antes			Depois		
E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R
23	19	1,211	22	26	0,846	17	12	1,417	14	17	0,824	29	29	1	29	34	0,853
49	48	1,021	42	45	0,933	26	16	1,625	17	15	1,133	44	39	1,128	33	31	1,065
44	43	1,023	40	38	1,053	16	12	1,333	19	12	1,583	27	30	0,9	35	27	1,296
38	44	0,864	30	27	1,111	14	21	0,667	12	10	1,2	32	29	1,103	24	20	1,2
35	32	1,094	34	35	0,971	18	12	1,5	25	15	1,667	35	25	1,4	48	33	1,455
37	33	1,121	32	30	1,067	15	11	1,364	21	14	1,5	33	20	1,65	43	29	1,483
33	29	1,138	36	29	1,241	22	15	1,467	17	11	1,545	38	37	1,027	31	25	1,24
51	34	1,5	47	38	1,237	24	16	1,5	22	16	1,375	51	28	1,821	54	30	1,8
41	30	1,367	50	40	1,25	14	11	1,273	25	16	1,563	31	21	1,476	40	33	1,212
49	37	1,324	31	32	0,969	29	18	1,611	15	13	1,154	60	35	1,714	30	25	1,2
34	25	1,36	29	22	1,318	21	13	1,615	16	11	1,455	43	27	1,593	33	22	1,5
35	36	0,972	38	34	1,118	21	16	1,313	24	20	1,2	40	35	1,143	50	40	1,25
30	17	1,765	30	22	1,364	21	8	2,625	19	11	1,727	42	18	2,333	40	22	1,818
56	38	1,474	40	46	0,87	28	15	1,867	13	19	0,684	43	44	0,977	31	33	0,939
27	30	0,9	23	25	0,92	11	11	1	8	10	0,8	24	22	1,091	16	22	0,727
28	13	2,154	22	21	1,048	13	6	2,167	8	8	1	21	16	1,313	17	16	1,063
35	26	1,346	41	40	1,025	19	11	1,727	20	15	1,333	33	26	1,269	34	38	0,895
45	33	1,364	49	40	1,225	17	11	1,545	18	16	1,125	33	22	1,5	38	30	1,267
36	42	0,857	47	46	1,022	22	15	1,467	31	18	1,722	38	37	1,027	47	46	1,022
35	32	1,094	33	29	1,138	15	11	1,364	15	10	1,5	35	21	1,667	35	18	1,944
29	34	0,853	32	34	0,941	22	27	0,815	19	18	1,056	52	48	1,083	37	37	1
42	40	1,05	41	32	1,281	16	14	1,143	17	10	1,7	37	25	1,48	34	22	1,545
38	52	0,731	39	40	0,975	15	20	0,75	18	16	1,125	33	38	0,868	34	35	0,971
30	16	1,875	28	27	1,037	18	7	2,571	16	12	1,333	32	17	1,882	33	25	1,32
36	42	0,857	47	46	1,022	22	15	1,467	31	18	1,722	38	37	1,027	57	42	1,357
42	34	1,235	50	49	1,02	13	10	1,3	18	14	1,286	26	21	1,238	38	27	1,407
60	51	1,176	41	40	1,025	37	19	1,947	15	14	1,071	67	43	1,558	29	29	1
41	30	1,367	30	23	1,304	25	11	2,273	17	8	2,125	43	27	1,593	31	20	1,55
36	20	1,8	46	47	0,979	18	8	2,25	15	15	1	30	22	1,364	32	31	1,032
46	40	1,15	40	39	1,026	29	17	1,706	22	16	1,375	50	43	1,163	42	34	1,235

PRESSÃO PLANTAR																	
Retropé																	
Superfície cm <sup>2</sup>						Carga %						Carga do Retropé em relação ao Antepé %					
Antes			Depois			Antes			Depois			Antes			Depois		
E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R
22	20	1,1	20	21	0,952	41	30	1,367	36	33	1,091	71	71	1	71	66	1,076
39	39	1	40	42	0,952	32	26	1,231	35	33	1,061	56	61	0,918	67	69	0,971
43	36	1,194	37	39	0,949	43	29	1,483	36	33	1,091	73	70	1,043	65	73	0,89
42	41	1,024	42	40	1,05	31	34	0,912	38	40	0,95	68	61	1,115	76	80	0,95
35	35	1	29	30	0,967	34	36	0,944	27	33	0,818	65	75	0,867	52	67	0,776
37	43	0,86	29	32	0,906	31	43	0,721	29	36	0,806	67	80	0,838	57	71	0,803
32	26	1,231	35	30	1,167	36	27	1,333	37	35	1,057	62	63	0,984	69	75	0,92
29	36	0,806	30	33	0,909	20	40	0,5	25	37	0,676	47	67	0,701	46	70	0,657
37	35	1,057	35	37	0,946	33	42	0,786	25	34	0,735	50	67	0,746	69	79	0,873
30	35	0,857	31	33	0,939	20	33	0,606	34	38	0,895	40	65	0,615	70	75	0,933
27	30	0,9	29	31	0,935	29	37	0,784	34	39	0,872	57	73	0,781	67	78	0,859
29	27	1,074	28	34	0,824	33	30	1,1	25	31	0,806	60	65	0,923	50	60	0,833
25	27	0,926	26	28	0,929	31	40	0,775	32	38	0,842	58	82	0,707	60	78	0,769
36	36	1	38	48	0,792	36	21	1,714	28	40	0,7	57	56	1,018	69	67	1,03
39	40	0,975	38	37	1,027	36	42	0,857	43	39	1,103	76	78	0,974	84	78	1,077
35	32	1,094	36	39	0,923	50	31	1,613	38	46	0,826	79	84	0,94	83	84	0,988
34	32	1,063	34	32	1,063	40	30	1,333	39	26	1,5	67	74	0,905	66	62	1,065
40	44	0,909	39	39	1	34	38	0,895	32	34	0,941	67	78	0,859	62	75	0,827
36	31	1,161	34	38	0,895	37	26	1,423	24	27	0,889	62	63	0,984	43	58	0,741
33	44	0,75	35	43	0,814	29	45	0,644	27	48	0,563	65	79	0,823	65	82	0,793
20	28	0,714	26	28	0,929	21	30	0,7	32	31	1,032	48	52	0,923	63	63	1
41	39	1,051	37	38	0,974	29	41	0,707	34	39	0,872	63	75	0,84	66	78	0,846
38	44	0,864	33	36	0,917	30	35	0,857	34	32	1,063	67	62	1,081	66	65	1,015
27	26	1,038	26	29	0,897	37	38	0,974	34	38	0,895	68	83	0,819	67	75	0,893
36	31	1,161	34	38	0,895	37	26	1,423	24	27	0,889	62	63	0,984	43	58	0,741
41	38	1,079	44	48	0,917	39	38	1,026	32	36	0,889	74	79	0,937	62	73	0,849
36	42	0,857	42	40	1,05	18	26	0,692	37	34	1,088	33	57	0,579	71	71	1
32	28	1,143	30	30	1	33	31	1,065	39	36	1,083	57	73	0,781	69	80	0,863
30	29	1,034	42	45	0,933	42	32	1,313	34	36	0,944	70	78	0,897	68	69	0,986
32	29	1,103	33	27	1,222	30	24	1,25	30	32	0,938	50	57	0,877	58	66	0,879

PRESSÃO PLANTAR																	
Total																	
Superfície cm²						Carga %						Carga (Kg)					
Antes			Depois			Antes			Depois			Antes			Depois		
E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R	E	D	R
45	38	1,184	43	47	0,915	58	42	1,381	50	50	1	29	21	1,381	25	25	1
88	86	1,023	83	87	0,954	58	42	1,381	52	48	1,083	48,7	35,3	1,381	44	41	1,073
86	79	1,089	77	77	1	59	41	1,439	55	45	1,222	39,5	27,5	1,439	36,9	30,2	1,222
80	85	0,941	73	67	1,09	45	55	0,818	50	50	1	39,6	48,4	0,818	44	44	1
70	67	1,045	63	65	0,969	52	48	1,083	52	48	1,083	30,7	28,3	1,083	30,7	28,3	1,083
74	76	0,974	61	61	1	46	54	0,852	50	50	1	29,9	35,1	0,852	32,5	32,5	1
64	55	1,164	71	58	1,224	58	42	1,381	54	42	1,286	39,4	28,6	1,381	36,7	31,3	1,174
69	68	1,015	76	73	1,041	44	56	0,786	47	53	0,887	32	36	0,887	32,6	35,4	0,923
78	66	1,182	84	78	1,077	47	53	0,887	50	50	1	39,5	44,5	0,887	44	44	1
79	72	1,097	62	66	0,939	49	51	0,961	49	51	0,961	33,3	34,7	0,961	33,3	34,7	0,961
61	54	1,13	58	54	1,074	50	50	1	50	50	1	27	27	1	27	27	1
64	53	1,208	67	68	0,985	54	46	1,174	49	51	0,961	29,2	24,8	1,174	26,5	27,5	0,961
55	44	1,25	56	49	1,143	52	48	1,083	51	49	1,041	25,5	23,5	1,083	25	24	1,041
92	74	1,243	78	93	0,839	64	36	1,778	41	59	0,695	48	26	1,846	30,3	44,7	0,679
66	71	0,93	61	62	0,984	47	53	0,887	51	49	1,041	32,9	37,1	0,887	35,7	34,3	1,041
63	46	1,37	58	60	0,967	63	37	1,703	46	54	0,852	49,1	28,9	1,703	35,9	42,1	0,852
69	58	1,19	75	72	1,042	59	41	1,439	59	41	1,439	34,8	24,2	1,439	34,8	24,2	1,439
84	78	1,077	82	80	1,025	51	49	1,041	50	50	1	41,1	38,9	1,057	40,3	40,3	1
72	73	0,986	81	84	0,964	59	41	1,439	55	45	1,222	38,4	26,7	1,439	35,8	29,8	1,202
68	76	0,895	68	72	0,944	44	56	0,786	42	58	0,724	31,7	40,3	0,786	30,2	41,8	0,724
49	62	0,79	58	62	0,935	43	57	0,754	51	49	1,041	20,6	27,4	0,754	24,5	23,5	1,041
83	80	1,038	78	70	1,114	45	55	0,818	51	49	1,041	36	44	0,818	40,8	39,2	1,041
77	96	0,802	72	76	0,947	45	55	0,818	52	48	1,083	34,2	41,8	0,818	39,5	36,5	1,083
56	42	1,333	54	56	0,964	55	45	1,222	50	50	1	27	22,1	1,222	24,5	24,5	1
72	73	0,986	81	84	0,964	59	41	1,439	55	45	1,222	30,7	21,3	1,439	28,6	23,4	1,222
83	72	1,153	94	97	0,969	52	48	1,083	50	50	1	43,7	40,3	1,083	42	42	1
97	93	1,043	82	80	1,025	55	45	1,222	52	48	1,083	39,6	32,4	1,222	37,4	34,6	1,083
74	58	1,276	60	53	1,132	58	42	1,381	56	44	1,273	42,9	31,1	1,381	41,4	32,6	1,273
66	49	1,347	87	92	0,946	60	40	1,5	49	51	0,961	45,6	30,4	1,5	37,2	38,8	0,961
78	68	1,147	73	66	1,106	59	41	1,439	52	48	1,083	36	21	1,713	31,7	29,3	1,083

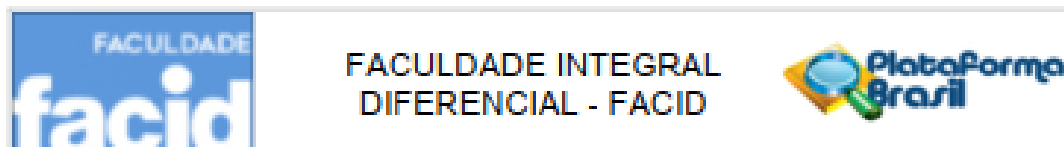


ESTABILOMETRIA							
Largura do Círculo				Superfície elipse mm <sup>2</sup>			
Antes		Depois		Antes		Depois	
OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
219,6	440,94	227,37	278,91	22,87	144,33	60,04	106,73
455,83	311,11	306,64	251,44	72,76	84,98	416,89	234,18
352,31	662,07	505,1	455,5	118,91	500,27	267,95	540,74
488,65	596,81	450,79	504,47	9,11	109,83	39,33	98,18
457,17	493,76	429,4	403,7	20,17	43,83	261,35	21,99
441,45	695,91	365,33	361,84	272,88	438,1	41	136,35
495,29	692,47	566,31	586,99	153,56	190,7	179,36	131,32
605,9	632,65	531,84	648,77	38,87	236,69	148,29	426,82
490,23	543,66	494,38	546,68	35,91	66,38	42,85	152,09
357,53	407,55	534,73	447,83	19,29	16,34	33,99	65,31
420,57	351,48	347,56	428,26	66,38	66,1	340,05	1287,68
561,6	497,25	521,98	486,1	18,54	1,47	117,12	53,72
275,06	408,93	285,96	436,98	74,55	403,57	251,9	600,36
324,8	444,3	393,49	404,32	13,32	112,48	50,33	53,22
356,63	378	630,18	726,63	13,23	25,51	183,94	120,01
616,64	796,83	307,78	353,9	19,01	21,65	10,74	38,11
222,11	260,2	308,31	313,81	30,92	48,38	195,97	103,45
264,57	405,95	227,62	250,04	27,77	24,13	20,61	23,5
306,14	596,64	726,09	368,27	23,06	105,68	107,82	82
307,62	406,56	376,58	404,3	24,7	31,54	62,55	67,7
511,43	487,88	322,65	358,64	199,28	420,98	125,98	121,02
330,93	375,45	350,52	591,47	29,59	34,93	57,3	120,1
419,22	501,87	348,24	435,16	15,87	71,82	24,32	75,18
227,62	723,59	537,15	250,04	20,61	31,83	118,19	23,5
473,82	554,28	256,84	286,71	118,91	218,72	103,45	160,1
722,49	731,92	255,96	259,37	103,67	287,59	54,19	82,94
419,78	440,05	506,94	441,82	10,68	30	22,72	40,81
436,41	597,11	315,99	409,75	76	220,51	134,84	346,64
500,69	555,25	339,93	341,84	98,83	97,67	94,12	183,5

ESTABILOMETRIA							
Relação L/S				Vel. media mm/s			
Antes		Depois		Antes		Depois	
OA	OF	OA	OF	OA	OF	OA	OF
9,6	3,06	3,79	2,61	7,31	14,01	7,63	9,22
6,26	3,66	0,74	1,07	15,28	9,8	10,31	8,18
2,96	1,32	1,89	0,84	1,64	13,9	18,46	14,67
53,64	5,43	11,46	5,14	16,27	19,75	15,98	16,57
22,67	11,27	1,64	18,36	15,24	16,29	15,75	14,84
1,62	1,59	8,91	2,65	16,12	22,98	13,41	12,52
3,23	4,47	3,16	3,63	20,22	23,04	16,87	20,11
15,59	2,67	3,59	1,52	20,97	21,37	17,72	20,88
13,65	8,19	11,54	3,59	18,47	19,69	17,44	19,36
19,47	24,95	15,73	6,86	19,15	14,96	13,62	14,28
6,34	5,32	1,02	0,33	15,34	14,04	11,71	12,73
30,3	43,36	4,46	9,05	21	18,53	16,75	17,28
3,69	1,01	1,14	0,73	9,51	14,18	9,19	13,67
24,38	3,95	7,82	7,6	13,14	14,39	10,81	13,19
26,96	14,82	3,43	6,05	18,09	24,95	16,49	21,82
32,44	36,81	28,64	9,29	21,41	27,83	11,33	12,73
7,18	5,38	1,57	3,03	10,26	9,81	7,39	8,61
11,04	16,82	9,53	10,64	8,79	13,41	7,57	8,17
13,28	5,65	6,73	4,49	11,16	12,84	26,47	20,98
12,45	12,89	6,02	5,97	12,92	13,71	10,4	13,68
2,57	2,96	2,56	1,16	17,12	15,49	11,26	11,89
11,18	10,75	6,12	4,92	12,15	20,29	11,29	12,92
26,42	6,99	14,32	5,79	14,94	17,23	12,31	15,34
11,04	22,74	4,54	10,64	17,96	24,28	7,57	8,17
3,98	2,53	2,48	1,79	16,11	18,5	8,61	9,62
6,97	2,55	4,72	3,13	24,85	24,28	8,68	8,53
39,3	8,93	22,32	10,83	18,71	16,14	9,8	12,49
5,74	2,71	2,34	1,18	15,43	20,33	10,57	13,41
5,07	5,68	3,61	1,86	18,43	19,43	11,37	11,12

## ANEXO A

## Parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

## DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos com lombalgia por meio de sensor de contração muscular

**Pesquisador:** Rafael Victor Ferreira do Bonfim

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 30191119.6.0000.5211

**Instituição Proponente:** Centro de Ensino Unificado de Teresina

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

## DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 4.005.957

## Apresentação do Projeto:

A musculatura estabilizadora é ativada para proteger a coluna durante os movimentos do corpo, contudo seu treinamento pode ser realizado por meio de exercícios específicos. O retraining dessa musculatura não é uma tarefa fácil já que a mesma é profunda e não realiza movimentos de grande amplitude, portanto são difíceis de realizar no cotidiano. A tecnologia de sensores pode facilitar essa tarefa, já que os mesmos podem ser usados para coletar dados fisiológicos e de movimento, permitindo monitoramento de status do paciente. Os sensores são implantados de acordo com a aplicação clínica de interesse. Os sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular podem ser implementados, por exemplo, em aplicações como o monitoramento da efetividade de intervenções de reabilitação domiciliar em indivíduos com lombalgia.

## Objetivo da Pesquisa:

## Objetivo Primário:

• Analisar o efeito do treinamento dos músculos estabilizadores, utilizando sensor portátil de contração muscular, em indivíduos com lombalgia, a fim de propor abordagens originais e testar formas de tratamento mais precisas e eficientes, comparativamente aos tratamentos atuais para esse tipo de problema.

Endereço: Rua Veterinário Bugija Brito, n. 1354  
 Bairro: Horto Florestal CEP: 64.053-410  
 UF: PI Município: TERESINA  
 Telefone: (86)3216-7907 Fax: (86)3216-7909 E-mail: cep@facid.edu.br



FACULDADE INTEGRAL  
DIFERENCIAL - FACID



Continuação do Parecer: 4.005.667

**Objetivo Secundário:**

- Avaliar o efeito do treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral, por meio do uso do sensor de contração muscular, sobre a dor lombar.
- Analisar a influência do treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral, por meio do uso do sensor de contração, sobre o equilíbrio do indivíduo utilizando, a establiometria.
- Examinar a pressão plantar por meio da baropodometria, pré e pós-treinamento da musculatura estabilizadora da coluna vertebral, utilizando sensor de contração muscular.
- Verificar o efeito do treinamento da musculatura estabilizadora, utilizando o sensor de contração sobre o nível de fadiga muscular dos paravertebrais, utilizando o teste de Biering Sorensen.
- Comparar a área seccional ultrassonográfica da musculatura estabilizadora da coluna vertebral pré e pós-treinamento com o sensor de contração muscular.
- Avaliar o efeito do treinamento da musculatura estabilizadora vertebral usando sensor de contração muscular sobre a Imagem termográfica em indivíduos com dor lombar.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**

Durante o estudo, os voluntários correrão alguns riscos listados abaixo: durante o teste de Biering Sorensen a dor poderá se exacerbar, o que implicará na interrupção do teste. durante o teste de establiometria de olhos fechados, o voluntário poderá sentir leve tontura com risco de queda da própria altura.

**Benefícios:**

Os voluntários serão submetidos a um trabalho de estabilização da coluna que poderá reduzir as dores da coluna lombar e preveni-los de futuras lesões causadas por redução do controle motor da musculatura estabilizadora da coluna. Também estarão recebendo informações via tratamento do controle motor sobre a conscientização do uso dessa musculatura, durante as atividades diárias.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A proposta da pesquisa segue as normas da resolução 466/12 do CNS.

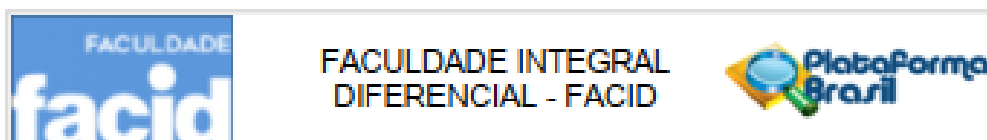
**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Presentes e adequados

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Sem pendências.

Endereço: Rua Veterinário Bugija Brito, n. 1354  
 Bairro: Horto Florestal CEP: 64.052-410  
 UF: PI Município: TERESINA  
 Telefone: (86)3216-7907 Fax: (86)3216-7909 E-mail: exp@facid.edu.br



Continuação do Parecer: 4.006.067

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PE_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1451675.pdf	11/03/2020 09:04:33		Aceito
Outros	Quest.pdf	11/03/2020 09:03:56	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Outros	Lattes2.pdf	11/03/2020 09:01:05	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Outros	EncaminhamentoFacid.pdf	21/11/2019 16:27:41	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Folha de Rosto	FR.pdf	20/11/2019 19:44:44	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
TGLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Tde.pdf	19/11/2019 18:12:48	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Outros	Anue.pdf	19/11/2019 17:55:25	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Outros	Lattes.pdf	19/11/2019 17:39:11	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Proj.pdf	19/11/2019 17:38:15	Rafael Victor Ferreira do Bonfim	Aceito
Orçamento	orc.pdf	11/10/2019 22:33:07	Bruno da Silva Gomes	Aceito
Cronograma	cronog.pdf	11/10/2019 22:32:40	Bruno da Silva Gomes	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Aprovação da CONEP:**

Não

Endereço: Rua Veterinário Bugija Brito, n. 1354  
 Bairro: Horto Florestal CEP: 64.052-410  
 UF: PI Município: TERESINA  
 Telefone: (88)3216-7907 Fax: (88)3216-7929 E-mail: cep@facid.edu.br



FACULDADE INTEGRAL  
DIFERENCIAL - FACID



Continuação de Parecer: 4.005.957

TERESINA, 04 de Maio de 2020

---

Assinado por:  
Lara Eunice Cândido Soares  
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Veterinário Bugija Brito, n. 1354  
Bairro: Horto Florestal CEP: 64.053-410  
UF: PI Município: TERESINA  
Telefone: (88)3218-7907 Fax: (88)3218-7909 E-mail: [cep@facid.edu.br](mailto:cep@facid.edu.br)

## ANEXO B

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

#### Treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos com lombalgia por meio de sensor de contração muscular

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa você não será penalizado(a) de forma alguma. Em caso de dúvida você poderá procurar o pesquisador responsável, demais pesquisadores e o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP), nos locais e telefones abaixo:

Pesquisador Responsável (orientador): (86)988071983 e e-mail ft.rafaelvictor@hotmail.com

Comitê de Ética em Pesquisa – CEP: Rua Veterinário Bugyja Brito, 1354 – Horto Florestal – CEP: 64.052-410 – Teresina/PI – Horário de funcionamento: Segunda a sexta, de 8 às 12 e 14 às 18h. Tel. (86) 3216.7907. E-mail: cep@facid.edu.br

#### INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA

O objetivo desta pesquisa é analisar o efeito do treinamento dos músculos estabilizadores, utilizando sensor portátil de contração muscular, em indivíduos com lombalgia.

Serão utilizados os seguintes procedimentos: O seguinte protocolo experimental será dividido em quatro fases: na primeira fase haverá uma avaliação inicial que constará de dados pessoais, idade, altura e avaliação do nível de dor na coluna lombar. A segunda fase será realizada uma avaliação por meio de instrumentos de pressão plantar, fotografia termográfica, ultrassonografia da região abdominal e teste de fadiga muscular. Na terceira fase será utilizado o sensor de contração posicionado no abdome para treinamento da musculatura abdominal e lombar. Esse protocolo será repetido por 10 atendimentos com duração total de 2 semanas. A última fase contará com uma reavaliação dos parâmetros da mesma forma da fase 2.

Fui alertado de que, da pesquisa a se realizar, posso esperar alguns benefícios, tais como: a estabilização da coluna realizada por meio de exercícios poderá reduzir as dores da coluna lombar e preveni-las de futuras lesões causadas por redução do controle motor da musculatura estabilizadora da coluna além de adquirir conhecimentos sobre a o controle motor da musculatura abdominal e lombar, evitando potenciais lesões musculoesqueléticas e corrigindo suas alterações posturais durante os movimentos do dia a dia.

Os participantes terão todo o amparo assistencial por parte dos pesquisadores de forma imediata e integrada, caso haja complicações durante a realização da pesquisa. Recebi, por outro lado, os esclarecimentos sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo como: durante o teste de *Biering Sorensen* a dor poderá se exacerbar, o que implicará na interrupção imediata do teste para evitar ao máximo o surgimento da dor e caso ocorra, será utilizado fisioterapia analgésica para

redução da mesma, durante o teste de estabilometria de olhos fechados o voluntário poderá sentir leve tontura com risco de queda da própria altura, para tanto os pesquisadores estarão posicionados imediatamente ao lado do participante a fim de minimizar o risco.

Todas as informações e imagens que forem divulgadas, o serão de forma a preservar a identidade de cada participante.

Fica garantido o sigilo do participante e das informações por ele prestadas, bem como o direito de retirar o consentimento a qualquer tempo sem qualquer ônus.

#### ◆ Assinatura do pesquisador Responsável

---

Rafael Victor Ferreira do Bonfim

- Conforme determinação da CONEP/CNS, através da carta circular n. 003/2011, é **obrigatória a rubrica em todas** as páginas do TCLE pelo participante da pesquisa ou seu responsável e pelo pesquisador, devendo os termos de consentimento livre e esclarecido utilizados, serem anexados ao relatório final apresentado a este CEP.

-----

#### CONSENTIMENTO DO(A) PARTICIPANTE

Eu, \_\_\_\_\_,  
 RG \_\_\_\_\_, CPF \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar da pesquisa "**Treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos com lombalgia por meio de sensor de contração muscular**", como participante. Fui devidamente informado(a) e esclarecido (a) pelo(s) pesquisador(es) Rafael Victor Ferreira do Bonfim sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como todos os benefícios e riscos da pesquisa. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade.

Teresina, \_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ de (ANO)

---

Assinatura do participante ou responsável

## ANEXO C

### Artigo Publicado 1

Research, Society and Development, v. 9, n. 9, e240997111, 2020  
(CC BY 4.0) | ISSN 2525-3409 | DOI: <http://dx.doi.org/10.33448/rsd-v9i9.7111>

**Sensores no treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos com lombalgia e/ou protrusão discal lombar: uma revisão**

**Sensors used to train spine stabilizing muscles for patients with lumbalgia or lumbar disc protrusion: a review**

**Sensores en el entrenamiento de los músculos estabilizadores de la columna vertebral en individuos con lumbalgia y/o protrusión discal lumbar: una revisión**

Recebido: 29/07/2020 | Revisado: 05/08/2020 | Aceito: 09/08/2020 | Publicado: 16/08/2020

**Rafael Victor Ferreira Bonfim**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1960-1282>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [ft.rafaelvictor@hotmail.com](mailto:ft.rafaelvictor@hotmail.com)

**Gabriel Mauriz Moura Rocha**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1454-0414>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [mauriz45@hotmail.com](mailto:mauriz45@hotmail.com)

**Lívia Assis**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8343-3375>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [livia.assis@universidadebrasil.edu.br](mailto:livia.assis@universidadebrasil.edu.br)

**Vilson Rosa de Almeida**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9077-2941>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [vilson.almeida@universidadebrasil.edu.br](mailto:vilson.almeida@universidadebrasil.edu.br)

#### **Resumo**

Objetivo: O objetivo deste estudo tem como objetivo realizar uma revisão de literatura, buscando sintetizar informações sobre o uso de sensores utilizados no treinamento de músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos que possuem lombalgia e/ou protrusão discal lombar, bem como contribuir com as investigações que vêm sendo realizadas acerca desta temática. Metodologia: A pesquisa foi realizada nos bancos de dados: Science Direct, MEDLINE/PubMed, Web of Science e Scielo. Os termos "sensores", "músculos estabilizadores", "lombalgia" e "protrusão discal lombar" foram utilizados como descritores

**ANEXO D****Artigo Publicado 2**

Research, Society and Development, v. 9, n. 11, e53091110200, 2020  
(CC BY 4.0) | ISSN 2525-3409 | DOI: <http://dx.doi.org/10.33448/rsd-v9i11.10200>

**Uso de *Wearable* em pacientes com lombalgia**

**Use of *Wearable* in patients with low back pain**

**Uso de *Wearable* en pacientes con lombalgia**

Recebido: 13/11/2020 | Revisado: 16/11/2020 | Aceito: 20/11/2020 | Publicado: 25/11/2020

**Rafael Victor Ferreira do Bonfim**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1960-1282>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [ft.rafaelvictor@hotmail.com](mailto:ft.rafaelvictor@hotmail.com)

**Thyanne Kelly de Sousa Cabral**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1978-9681>

Universidade Estácio de Sá, Brasil

E-mail: [fisiothyannecabral@gmail.com](mailto:fisiothyannecabral@gmail.com)

**Rayane Portela de Lima**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3859-8119>

Universidade Estácio de Sá, Brasil

E-mail: [ray.aneportela@hotmail.com](mailto:ray.aneportela@hotmail.com)

**Bruno da Silva Gomes**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4527-3956>

Universidade Estácio de Sá, Brasil

E-mail: [bsgomes100@gmail.com](mailto:bsgomes100@gmail.com)

**Gabriel Mauriz de Moura Rocha**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1454-0414>

Universidade Estácio de Sá, Brasil

E-mail: [mauriz45@hotmail.com](mailto:mauriz45@hotmail.com)

**Lívia Assis**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8343-3375>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [livia.assis@universidadebrasil.edu.br](mailto:livia.assis@universidadebrasil.edu.br)

**Vilson Rosa Almeida**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9077-2941>

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: [vilson.almeida@universidadebrasil.edu.br](mailto:vilson.almeida@universidadebrasil.edu.br)