

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANÁ – *CAMPUS*  
DE FRANCISCO BELTRÃO, CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE,  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM  
CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE – NÍVEL MESTRADO

**Marcelo Alvarez Rodrigues**

**ANÁLISE COMPUTACIONAL DA BIOMECÂNICA DE  
MOVIMENTOS DA REGIÃO TORACOLOMBAR DA COLUNA  
VERTEBRAL POR MEIO DE ACELERÔMETRO**

FRANCISCO BELTRÃO - PR  
AGOSTO/2020

**MARCELO ALVAREZ RODRIGUES**

**ANÁLISE COMPUTACIONAL DA BIOMECÂNICA DE MOVIMENTOS DA  
REGIÃO TORACOLOMBAR DA COLUNA VERTEBRAL POR MEIO DE  
ACELERÔMETRO**

DISSERTAÇÃO apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências Aplicadas à Saúde, nível Mestrado, do Centro de Ciências da Saúde, da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde.

Área de concentração: Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Wu Feng Chung

Co-orientadora: Profa. Dra. Huei Diana Lee

FRANCISCO BELTRÃO - PR  
AGOSTO/2020

Ficha de identificação da obra elaborada através do Formulário de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da Unioeste.

Rodrigues, Marcelo

Análise computacional da biomecânica de movimentos da região toracolombar da coluna vertebral por meio de acelerômetro / Marcelo Rodrigues; orientador(a), Wu Feng Chung; coorientador(a), Huei Diana Lee, 2020.

113 f.

Dissertação (mestrado), Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Campus de Francisco Beltrão, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, 2020.

1. Biomecânica. 2. Coluna vertebral. 3. Acelerômetro. I. Chung, Wu Feng. II. Lee, Huei Diana. III. Título.

# FOLHA DE APROVAÇÃO

**MARCELO ALVAREZ RODRIGUES**

## **ANÁLISE COMPUTACIONAL DA BIOMECÂNICA DE MOVIMENTOS DA REGIÃO TORACOLOMBAR DA COLUNA VERTEBRAL POR MEIO DE ACELERÔMETRO**

Essa dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

### **BANCA EXAMINADORA**

Orientador: Prof. Dr. Wu Feng Chung  
UNIOESTE

Membro da banca: Prof. Dr. Marcius Benigno Marques dos Santos  
UNIOESTE

Membro da banca: Profa. Dra. Luciana Bill Kotwicz  
UNIOESTE

FRANCISCO BELTRÃO - PR  
AGOSTO/2020

## AGRADECIMENTOS

A Deus por tudo que envolveu essa caminhada. Sem ELE nada conseguiria.

À minha amada esposa Ângela que me deu suporte, incentivo e amor durante todas as etapas do mestrado, em minhas viagens a Francisco Beltrão e Foz do Iguaçu, suportando e administrando nossa vida conjunta nos momentos de minha ausência, além de estar ao meu lado em todas as decisões que nortearam esse trabalho. Ao meu grande amor, obrigado.

Aos meus filhos Bernardo e Catharina, pelo amor, respeito e por serem fonte de motivação para meu contínuo aprimoramento e busca de um mundo melhor.

Ao Professor Doutor Wu Feng Chung, pela dedicação a mim e ao nosso projeto. Pela sua sabedoria ímpar, sua impressionante didática, enorme conhecimento acadêmico e científico, seu comprometimento com o trabalho, sua empolgação com cada passo dado durante o projeto e sua amizade inestimável, as quais trouxeram-me inspiração e me incentivaram a retomar o caminho acadêmico. Agradeço pela sua amizade.

À minha co-orientadora Professora Doutora Huei Diana Lee, pelo auxílio contínuo no desenvolvimento da pesquisa, pela impressionante calma, serenidade e sabedoria com que conduz seus alunos, pelo exemplo de pessoa. Pela sua amizade.

Aos alunos do Curso de Medicina e aos residentes da neurocirurgia da Unioeste – Cascavel, pela sua participação como voluntários, disponibilizando seu tempo sempre que solicitados e ainda participando de discussões pertinentes ao projeto.

Ao Eduardo e Rodrigo pela sua participação como voluntários na pesquisa.

Aos meus pais, pelo exemplo, pelo amor com que me conduziram até essa etapa de minha vida, pelo incentivo em toda minha trajetória.

Aos meus companheiros de trabalho que dividiram entre si muito do meu tempo ausente para que minha vida profissional não sofresse grandes impactos. Foram importantes incentivadores.

Ao amigo Dr. João Gabriel que aceitou de maneira espontânea o desafio de realizar exames de pré-avaliação em todos os voluntários e me ajudou muito em discussões valiosas sobre nossa pesquisa.

À minha família, meus amigos, meus colegas de profissão e todos que de alguma forma foram importantes durante esse tempo.

## DEDICATÓRIA

Dedico a DEUS esse projeto.

“Não abandone a sabedoria, e ela o protegerá; ame-a, e ela cuidará de você. Para ter sabedoria, é preciso primeiro pagar o seu preço. Use tudo o que você possui para adquirir conhecimento. Ame a sabedoria, e ela o exaltará; abrace-a, e ela o honrará”.

Provérbios 4:6-8.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|           |   |    |
|-----------|---|----|
| Figura 1  | - Representação de típica vértebra torácica - projeção axial.....   | 21 |
| Figura 2  | - Representação esquemática do disco intervertebral e componentes.....  | 22 |
| Figura 3  | - Desenho esquemático das curvas fisiológicas da coluna vertebral.....  | 23 |
| Figura 4  | - Representação de ligamentos pertencentes a um segmento da coluna vertebral.....   | 24 |
| Figura 5  | - Representação dos ligamentos amarelo à esquerda e longitudinal posterior à direita.....   | 26 |
| Figura 6  | - Músculos do dorso – Vista posterior da camada superficial....   | 27 |
| Figura 7  | - Músculos do dorso – Vista posterior da camada intermédia....  | 29 |
| Figura 8  | - Músculos do dorso – Vista posterior da camada profunda.....   | 30 |
| Figura 9  | - Ilustração anatômica dos músculos psoas maior, psoas menor e quadrado lombar.....   | 31 |
| Figura 10 | - Ilustração anatômica dos músculos da parede abdominal.....  | 32 |
| Figura 11 | - Eixos de movimentação da coluna vertebral.....  | 35 |
| Figura 12 | - Leiaute de duas das telas de calibração dos planos do acelerômetro em aplicativo <i>VibSensor</i> .....                           | 44 |
| Figura 13 | - Posição do <i>smartphone</i> na região do osso esterno, fixado com sistema elástico ao redor da caixa torácica.....               | 45 |
| Figura 14 | - Posição de repouso sentado, flexão do tronco no plano sagital sentado.....  | 47 |
| Figura 15 | - Posição de repouso sentado, extensão do tronco no plano sagital sentado.....  | 48 |
| Figura 16 | - Posição de repouso sentado, flexão do tronco no plano coronal para direita e flexão do tronco no plano coronal para esquerda..... | 48 |
| Figura 17 | - Posição de repouso ortostático, flexão do tronco em posição ortostático no plano sagital .....                                    | 49 |



|           |   |    |
|-----------|---|----|
| Figura 18 | - Posição de repouso ortostático, extensão do tronco em posição ortostática no plano sagital .....  | 50 |
| Figura 19 | - Posição de repouso ortostático, flexão do tronco no plano coronal para direita e flexão do tronco no plano coronal para esquerda.....   | 50 |
| Figura 20 | - Posição de repouso sentado, flexão do tronco no plano sagital e extensão dos membros inferiores, extensão total dos membros inferiores e retificação do tronco até posição ortostática.....                           | 51 |
| Figura 21 | - Foto de exame ultrassonográfico normal do músculo reto abdominal do Sujeito 11.....   | 53 |
| Figura 22 | - Foto de exame ultrassonográfico normal dos músculos paravertebrais do Sujeito 11.....   | 54 |
| Figura 23 | - Tela do Aplicativo SMMAR-T com informações de cadastro de identificação do sujeito, área de interesse demarcada do movimento de flexão ortostática e as representações gráficas dos eixos discretizadas X, Y e Z..... | 55 |
| Figura 24 | - Curvas representativas dos 6 ciclos de movimentos em flexão do tronco na posição ortostática em relação ao eixo X do Sujeito 11 com sua curva padrão e seus limites.....  | 65 |
| Figura 25 | - Curvas representativas dos 6 ciclos de movimentos em flexão do tronco na posição ortostática em relação ao eixo Y do Sujeito 11 com sua curva padrão e seus limites.....  | 65 |
| Figura 26 | - Curvas representativas dos 6 ciclos de movimentos em flexão do tronco na posição ortostática em relação ao eixo Z do Sujeito 11 com sua curva padrão e seus limites.....  | 66 |
| Figura 27 | - Curvas representativas dos movimentos em flexão do tronco na posição ortostática no eixo X de cada um dos Sujeitos em relação à curva resultante geral (Movimento Padrão).....  | 66 |
| Figura 28 | - Curvas representativas dos movimentos em flexão do tronco na posição ortostática no eixo Y de cada um dos Sujeitos em relação à curva resultante geral (Movimento Padrão).....  | 67 |

Figura 29 - Curvas representativas dos movimentos em flexão do tronco na posição ortostática no eixo Z de cada um dos Sujeitos em relação à curva resultante geral (Movimento Padrão)..... 67

## LISTA DE TABELAS

|           |   |    |
|-----------|---|----|
| Tabela 1  | - Nomenclatura dos deslocamentos da coluna vertebral.....   | 34 |
| Tabela 2  | - Dados informativos dos Sujeitos participantes da pesquisa....   | 53 |
| Tabela 3  | - Médias e desvios-padrões de $R^2$ das curvas experimentais vs $R^2$ das curvas ajustadas dos seis períodos de cada movimento de cada Sujeito em relação ao eixo X.....      | 56 |
| Tabela 4  | - Médias e desvios-padrões de $R^2$ das curvas experimentais vs $R^2$ das curvas ajustadas dos seis períodos de cada movimento de cada Sujeito em relação ao eixo Y.....      | 57 |
| Tabela 5  | - Médias e desvios-padrões de $R^2$ das curvas experimentais vs $R^2$ das curvas ajustadas dos seis períodos de cada movimento de cada Sujeito em relação ao eixo Z.....      | 57 |
| Tabela 6  | - Médias e desvios-padrões de $R^2$ entre os períodos do Sujeito em relação a sua curva padrão no eixo X.....   | 58 |
| Tabela 7  | - Médias e desvios-padrões de $R^2$ entre os períodos do Sujeito em relação a sua curva padrão no eixo Y.....   | 59 |
| Tabela 8  | - Médias e desvios-padrões de $R^2$ entre os períodos do Sujeito em relação a sua curva padrão no eixo Z.....   | 59 |
| Tabela 9  | - Médias comparativas entre $R^2$ S e $R^2$ G para o movimento de flexão do tronco na posição sentada dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....       | 60 |
| Tabela 10 | - Médias comparativas entre $R^2$ S e $R^2$ G para o movimento de flexão do tronco na posição ortostática dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....   | 60 |
| Tabela 11 | - Médias comparativas entre $R^2$ S e $R^2$ G para o movimento de extensão do tronco na posição sentada dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....     | 61 |
| Tabela 12 | - Médias comparativas entre $R^2$ S e $R^2$ G para o movimento de extensão do tronco na posição ortostática dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z..... | 61 |

|           |  |    |
|-----------|--|----|
| Tabela 13 | - Médias comparativas entre R <sup>2</sup> S e R <sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral direita do tronco na posição sentada dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....      | 62 |
| Tabela 14 | - Médias comparativas entre R <sup>2</sup> S e R <sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral direita do tronco na posição ortostática dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....  | 62 |
| Tabela 15 | - Médias comparativas entre R <sup>2</sup> S e R <sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral esquerda do tronco na posição sentada dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....     | 63 |
| Tabela 16 | - Médias comparativas entre R <sup>2</sup> S e R <sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral esquerda do tronco na posição ortostática dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z..... | 64 |
| Tabela 17 | - Médias comparativas entre R <sup>2</sup> S e R <sup>2</sup> G para o movimento de sentar e levantar dos 11 Sujeitos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.....  | 64 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                        |  |
|------------------------|--|
| <b>TL</b>              | Toracolombar   |
| <b>APP</b>             | Aplicativo   |
| <b>CV</b>              | Coluna Vertebral   |
| <b>INSS</b>            | Instituto Nacional do Seguro Social  |
| <b>LLA</b>             | Ligamento Longitudinal Anterior  |
| <b>LLP</b>             | Ligamento Longitudinal Posterior   |
| <b>MEC</b>             | Músculo Esplênio da Cabeça   |
| <b>MEP</b>             | Músculo Esplênio do Pescoço  |
| <b>DI</b>              | Discos Intervertebrais   |
| <b>VC</b>              | Vértebras Cervicais  |
| <b>VT</b>              | Vértebras Torácicas  |
| <b>VL</b>              | Vértebras Lombares   |
| <b>BIOM</b>            | Biomecânica  |
| <b>SI</b>              | Sacroilíaca  |
| <b>TC</b>              | Tomografia Computadorizada   |
| <b>RM</b>              | Ressonância Magnética  |
| <b>MAM</b>             | Medição de Amplitude de Movimento  |
| <b>AC</b>              | Acelerômetro   |
| <b>CEAPAC</b>          | Centro de Atenção e Pesquisa em Anomalias Craniofaciais                            |
| <b>HUOP</b>            | Hospital Universitário do Oeste do Paraná  |
| <b>UNIOESTE</b>        | Universidade Estadual do Oeste do Paraná   |
| <b>LABI</b>            | Laboratório de Bioinformática  |
| <b>SMMAR-T</b>         | Aplicativo Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina |
| <b>M</b>               | Médias   |
| <b>DP</b>              | Desvios-Padrões  |
| <b>R<sup>2</sup></b>   | Coeficiente de determinação  |
| <b>R<sup>2</sup> S</b> | Coeficiente de determinação resultante de cada Sujeito                             |
| <b>R<sup>2</sup> G</b> | Coeficiente de determinação da curva resultante geral                              |

# ANÁLISE COMPUTACIONAL DA BIOMECÂNICA DE MOVIMENTOS DA REGIÃO TORACOLOMBAR DA COLUNA VERTEBRAL POR MEIO DE ACELERÔMETRO

## Resumo

As articulações do corpo humano propiciam ao indivíduo, junto ao sistema osteomuscular, o deslocamento do corpo ou de suas partes. Assim sendo, a compreensão do comportamento biomecânico desses movimentos apresenta fundamental importância para posterior estudo dos fenômenos físicos provenientes de enfermidades. Sob esse escopo, este trabalho teve como objetivo realizar a análise do perfil biomecânico dos movimentos da coluna toracolombar (TL) de 11 sujeitos, com idade entre 20 e 30 anos, sendo cinco do sexo feminino e seis do sexo masculino, sem disfunções, doenças prévias ou atuais da região topográfica da coluna vertebral. A ausência de lesões ou de doenças nos participantes foi determinada por declaração escrita feita pelo indivíduo, pelo exame físico realizado por pesquisador neurocirurgião e por meio de exame ultrassonográfico da musculatura TL e abdominal efetuado por especialista em radiologia. A coleta dos dados se deu por meio do uso do acelerômetro proveniente de um *smartphone* da marca *Iphone Apple®*, modelo 6S com o aplicativo (APP) *VibSensor® – Accelerometer recorder, Now Instruments and Software, Inc.* posicionado na região anterior do corpo do osso esterno e fixado por meio do uso de suporte específico com tira elástica e com a tela voltada para o lado externo. A seguir, cada sujeito realizou seis ciclos de movimentos toracolombares previamente definidos caracterizados pela flexão, extensão, lateralização direita e esquerda, sendo todos esses movimentos em posições ortostática e sentada e, o último movimento de senta-levanta. Com isso, os dados da cinemática da coluna vertebral (CV) em seu segmento TL foram colhidos e os movimentos gravados por meio de vídeo. Após esses procedimentos, os dados biomecânicos capturados pelo APP eram compilados para a definição de gráficos *Aceleração versus Tempo*, e os

comportamentos dessas funções foram comparadas e analisadas por meio de análise estatística coeficiente de determinação. Com isso, foi possível traçar os padrões de normalidade dos movimentos da coluna vertebral de um indivíduo hígido, e, conseqüentemente, poderá ser realizada, em tempo posterior, a correlação desses parâmetros com as encontradas em articulações com alterações ou doenças. Desse modo, acredita-se que as enfermidades relacionadas à coluna vertebral poderão ser diagnosticadas quantitativamente, auxiliando assim, no tratamento, no processo de reabilitação, e, principalmente, na prevenção de doenças articulares.

**Palavras-chave:** biomecânica de articulações, cinemática de tecidos biológicos, coluna vertebral, acelerômetro.

# COMPUTACIONAL ANALYSIS OF BIOMECHANICS OF MOVEMENTS IN THE THORACOLUMBAR REGION OF THE SPINE BY ACCELEROMETER

## Abstract

The joints of the human body provide to the individual, along with the musculoskeletal system, the displacement of the body or its parts. Therefore, understanding the biomechanical behavior of these movements is of fundamental importance for further study of physical phenomena arising from illnesses. Under this scope, this study aimed to analyse the biomechanical profile of the movements of the thoracolumbar spine of 11 subjects aged between 20 and 30 years old, five female and six male, without dysfunction, previous disease or current from the topographic region of the spine. The absence of injuries or illnesses in the participants was determined by a written declaration made by the individual, by a physical examination performed by a neurosurgeon researcher and by means of an ultrasound examination of the thoracolumbar spine and abdominal muscles performed by a radiology specialist. Data collection took place using the accelerometer from an *Iphone Apple* smartphone, model 6S with the *VibSensor – Accelerometer Recorder, Now Instruments and Software, Inc.* application positioned in the anterior region of the sternal bone and fixed through the use of specific support with elastic strap and the screen facing the outside. Then, each subject performed six cycles of previously defined thoracolumbar movements characterized by flexion, extension, right and left lateralization in orthostatic and sitting position and a sit-up movement. With that, the spinal kinematics data in its thoracolumbar segment were collected and the movements recorded through a video. After these procedures, the biomechanical data captured by the application were compiled for the definition of Acceleration *versus* Time graphs, and the behaviors of these functions were compared and analysed by means of statistical analysis coefficient of determination. With that, it was possible to trace the patterns of normality of the spinal movements of a healthy individual, and, consequently, the



correlation of these parameters with those found in joints with pathological conditions can be performed at a later time. Thus, it is believed that diseases related to the spine can be quantitatively diagnosed, thus helping in the treatment, the rehabilitation process, and, mainly, in the prevention of joint diseases.

**Keywords:** joint biomechanics, biological tissues kinematic, spine, accelerometer.

# SUMÁRIO

|  |     |
|--|-----|
| <b>1.INTRODUÇÃO</b> .....  | 19  |
| 1.1. Considerações gerais.....   | 19  |
| 1.2. Anatomia da coluna vertebral.....                                       | 20  |
| 1.3. Biomecânica e a cinesiologia da coluna vertebral.....                   | 33  |
| 1.4. Métodos de observação e descrição dos movimentos da coluna vertebral... | 35  |
| 1.5. Acelerômetro.....   | 38  |
| 1.5.1. Características do equipamento.....                                   | 38  |
| 1.5.2. Posicionamento e fixação do <i>smartphone</i> com acelerômetro.....   | 40  |
| <b>2.OBJETIVO</b> .....  | 42  |
| <b>3.METODOLOGIA</b> .....   | 43  |
| 3.1. Locais da experimentação.....   | 43  |
| 3.2. Seleção dos Sujeitos.....   | 43  |
| 3.3. Materiais.....  | 44  |
| 3.4. Etapas experimentais.....   | 45  |
| 3.4.1. Descrição dos movimentos.....   | 47  |
| 3.4.2. Análise de dados.....   | 51  |
| <b>4.RESULTADOS</b> .....  | 53  |
| <b>5.DISSCUSSÃO</b> .....  | 69  |
| <b>6.CONCLUSÃO</b> .....   | 76  |
| <b>7.REFERÊNCIAS</b> .....   | 77  |
| <b>8.ANEXOS</b> .....  | 97  |
| Anexo 1 - Termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).....             | 97  |
| Anexo 2 - Ficha de identificação.....  | 100 |
| Anexo 3 - Exemplo de laudo de exame ultrassonográfico.....                   | 101 |
| Anexo 4 - Parecer Consubstanciado do CEP/Unioeste.....                       | 102 |
| Anexo 5 - Documento de depósito/patente.....                                 | 105 |
| Anexo 6 - Curvas dos movimentos de todos os Sujeitos.....                    | 106 |

# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 Considerações gerais

O ser humano adquiriu diversas características inerentes à evolução da espécie, e uma das mais importantes foi a habilidade para manter-se e deslocar-se de modo ereto (KENDALL et al., 1995). Assim sendo, ao para chegar à posição bípede, ocorreram modificações estruturais na anatomia do corpo, pois a atuação das forças, de tensões e de outras grandezas físicas provenientes do peso corporal remodelaram as características de todas as regiões anatômicas (ROBINSON, 1972). Sob esse aspecto, uma das regiões com maior modificação foi a coluna vertebral, e esse segmento axial tornou-se um dos locais que mais sofre impactos decorrentes às ações diárias de movimentos corpóreos e de partes afins (ROBINSON, 1972; STEARNS e KOELLA, 2009).

Desse modo, por meio das variadas causas de injúrias, as manifestações clínicas provenientes da coluna vertebral são iniciadas, e a dor apresenta-se como uma das mais importantes (CAMPBELL, 2014).

Esse sintoma resultante de um problema oriundo da coluna vertebral é evidenciado pela maioria das pessoas em algum período de vida, e interfere diretamente no aspecto emocional, social e financeiro do indivíduo, da família e da sociedade (BINDER et al., 2001). Vale ressaltar que em países industrializados, as dores em algum segmento da coluna vertebral configuram-se em uma das manifestações mais frequentes e representa a quarta causa para consultas médicas, sendo suplantada apenas pela hipertensão arterial, gravidez e infecções do aparelho respiratório superior (ATTAL et al., 2011; ITZ et al., 2013).

De acordo com estudos, 65% a 90% dos adultos poderão sofrer um episódio de lombalgia ao longo da vida e, nos Estados Unidos da América, o custo direto de tratamento está estimado em mais de 50 bilhões de dólares americanos ao ano (GUO et al., 1995). Este cenário agrava-se ainda mais quando as despesas médicas são somadas à perda de trabalho e produtividade, podendo assim

alcançar em um ano o valor de 635 bilhões de dólares americanos (TRAEGER et al, 2019).

No Brasil, esse cenário não é diferente. No ano de 2017, a lombalgia configurou-se como a enfermidade que mais afastou brasileiros do trabalho. Nesse contexto, o Instituto Nacional do Seguro Social (INSS), registrou 83,8 mil casos no ano, ocupando a primeira posição de aposentadorias por invalidez, ou seja, 29,96 por 100.000 contribuintes (MORAIS et al., 2018).

Diante de tal cenário físico e social, propôs-se esse trabalho com a finalidade de auxiliar no diagnóstico, prevenção e acompanhamento nas diversas modalidades terapêuticas relacionadas às doenças da coluna vertebral, de maneira simples e de fácil acesso a uma grande parte dos indivíduos e instituições que lidam com tais problemas.

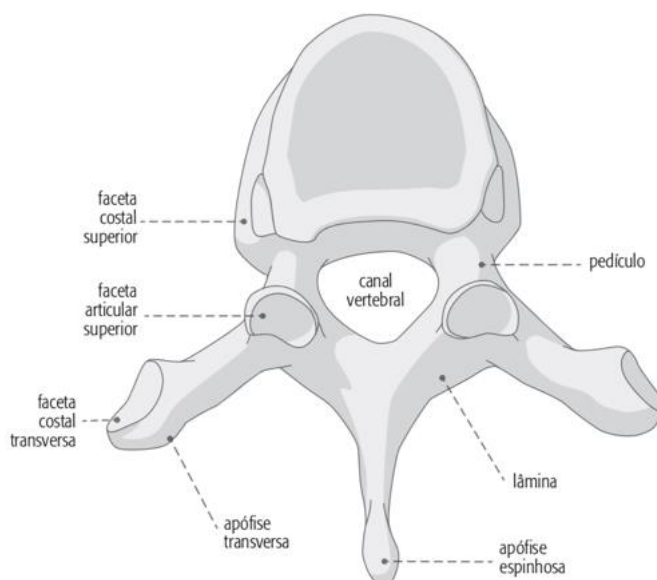
## **1.2 Anatomia da coluna vertebral**

A coluna vertebral (CV), também denominada de coluna espinhal ou espinha, é caracterizada pelo conjunto de vértebras articuladas e conectadas por ligamentos, tendões e músculos, formando um eixo flexível de sustentação do corpo (GOSS, 1988). Esta característica, além da manutenção da estática e dos movimentos corpóreos, apresenta ainda como função o alojamento e a proteção de componentes do sistema nervoso como a medula espinhal, as radículas de segmentos medulares e os nervos espinhais motores e sensitivos (AEBI et al, 2007; MACHADO e HAERTEL, 2013).

A CV é constituída por 32 vértebras sendo sete cervicais, doze torácicas, cinco lombares, quatro a cinco sacrais e quatro vértebras terminais, sendo que as últimas duas categorias vertebrais encontram-se fundidas no adulto, respectivamente, originando o sacro e o cóccix (GOSS, 1988; DÂNGELO e FATTINI, 2000; MACHADO E HAERTEL, 2013).

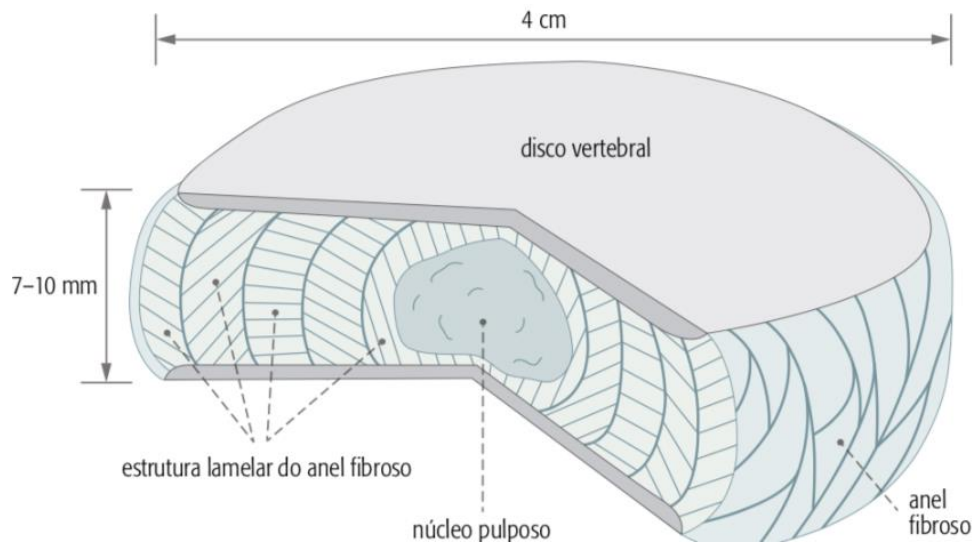
Apesar dos elementos anatômicos das vértebras apresentarem variações nas diferentes regiões da CV, estas estruturas dispõem de aspecto básico semelhante, ou seja, são compostas de corpo, arco e processos vertebrais (Figura 1) (SOBOTTA, 1985; GOSS, 1988).

As vértebras possuem faces articulares que as unem e possibilitam os movimentos. Cada segmento de dois corpos que apresentam mobilidade é conectado por três articulações, sendo uma central e única formada pelo disco intervertebral e duas laterais, situadas entre as apófises articulares (GOSS, 1988).



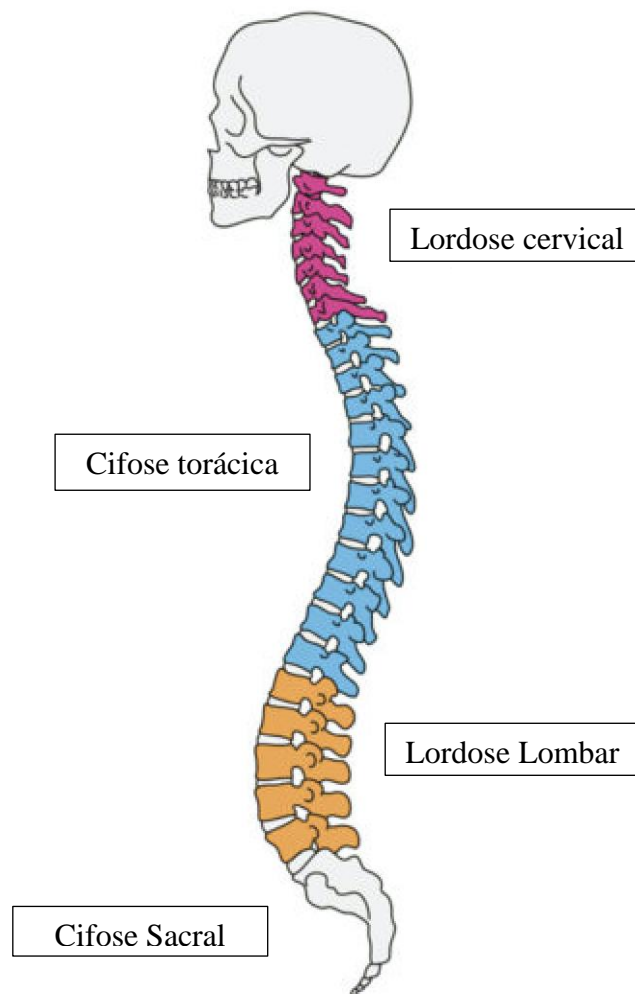
**Figura 1** - Representação de típica vértebra torácica - projeção axial. Fonte: modificado de (SOBOTTA, 1985).

Vale a pena salientar que os discos intervertebrais (DI) apresentam como função principal o amortecimento intervertebral da CV e são constituídos por anel fibrocartilagenoso rígido na parte externa e por núcleo pulposo interno, macio e elástico demonstrado na Figura 2 (WILLIAMS, 1998).



**Figura 2** - Representação esquemática do disco intervertebral e componentes.  
Fonte: (WILLIAMS, 1998).

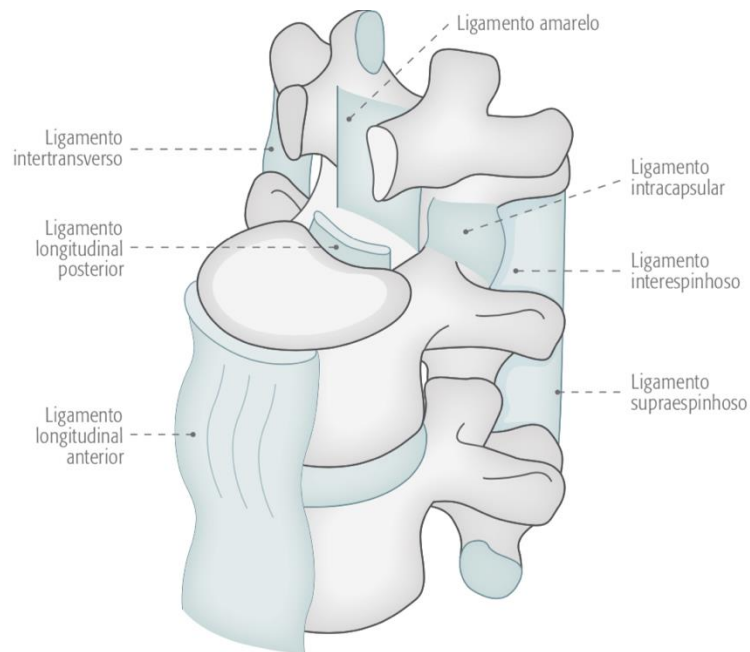
No adulto, a coluna vertebral apresenta quatro curvaturas fisiológicas quais sejam a cervical, torácica, lombar e sacral (GOSS, 1998). As curvaturas torácica e sacral apresentam-se com as convexidades posteriores enquanto que as curvaturas cervical e lombar são côncavas, e, em ambas as situações também são denominadas, respectivamente, de cifose e de lordose (MACHADO e HAERTEL, 2013; SEDREZ et al., 2015). Tais curvas, denominadas de lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacrococcígea, permitem elevada flexibilidade e capacidade de absorver impactos, além do auxílio da manutenção da estabilidade (Figura 3) (PANJABI e WHITE, 1976).



**Figura 3** - Desenho esquemático das curvas fisiológicas da coluna vertebral. Fonte: modificado de (FONTES, 2019).

Para a manutenção da estabilidade e dos deslocamentos, a CV é auxiliada por outras estruturas anatômicas de tecidos moles representadas pelos ligamentos, tendões e músculos, sendo esses denominados de estruturas estabilizadoras dinâmicas da CV (MACHADO e HAERTEL, 2013).

Os ligamentos principais para essa atribuição na coluna toracolombar são os longitudinal anterior e posterior sendo os acessórios, que também contribuem para essa finalidade, o supraespinhal, o amarelo ou flavo, os interespinhais e os intertransversais (Figura 4) (GOSS, 1988).



**Figura 4** - Representação de ligamentos pertencentes a um segmento da coluna vertebral. Fonte: (MARRAS, 2011).

O ligamento longitudinal anterior (LLA) é uma faixa larga e espessa de tecido conjuntivo denso e encontra-se na parte anterior de todas as vértebras e discos intervertebrais, desde o arco anterior do atlas até a face pélvica do sacro. Este ligamento funciona como reforço da silhueta anterior dos discos intervertebrais durante o levantamento de objetos pesados, realizando o contrabalanço da limitação de extensão da coluna vertebral. Este aspecto funcional é essencial, principalmente para a região lombar, pois distribui as forças aplicadas atenuando o peso do corpo e, conseqüentemente, estabilizando a curvatura fisiológica da região anatômica (GOSS, 1988).

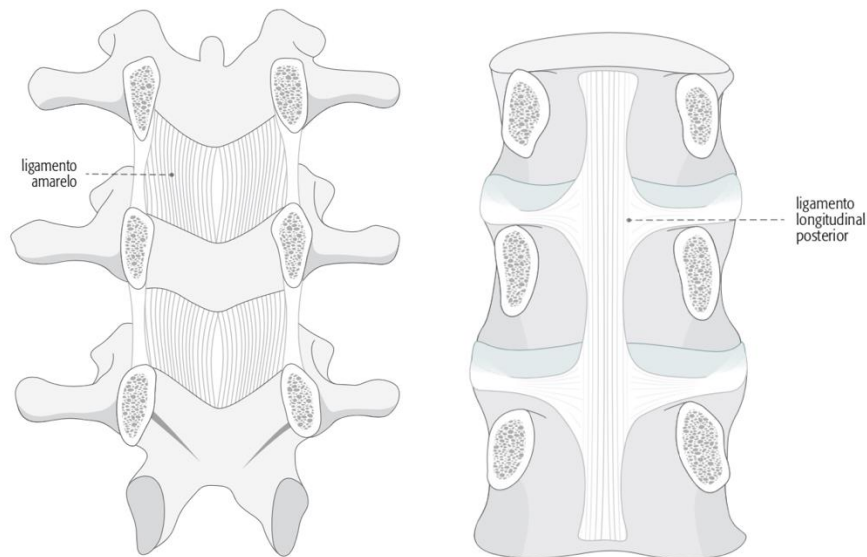
O ligamento longitudinal posterior (LLP) é um ligamento laminar de tecido conjuntivo denso que se distribui ao longo da face posterior de todas as vértebras e discos pré-sacrais, logo, na parede anterior do canal vertebral, terminando na face superior do canal sacral. Em relação à morfologia, essa estrutura apresenta-se larga e espessa na região cervical e, gradualmente, afila-se e afina-se quando alcança as regiões torácica e lombar (GOSS, 1988). Sob o aspecto funcional, o LLP promove a proteção e auxilia na cinemática de flexão da coluna espinhal (GOSS, 1988; CAMPBELL, 2014).



Em relação ao ligamento supraespinhoso, este é formado por tecido conjuntivo denso com distribuição longitudinal ao longo das apófises dos processos espinhosos da 7ª vértebra cervical até o sacro. Superiormente, apresenta formato triangular cuja base é inserida na protuberância e na crista occipital externa enquanto o ápice, em região apical do processo espinhoso da 7ª vértebra cervical. A sua função é o auxílio na limitação do movimento de flexão da coluna vertebral (GOSS, 1988; MARRAS, 2011).

O ligamento interespinhoso é formado por membranas finas de tecido conjuntivo denso que interligam os corpos dos processos espinhosos adjacentes e apresenta íntima relação de continuidade com os ligamentos amarelos e supraespinhais. Decorrente às características morfológicas delgadas, este ligamento não apresenta relevância e tem um papel coadjuvante no quesito de limitação de movimentos de flexão (GOSS, 1988).

Os ligamentos amarelos ou flavos são de coloração amarelada devida à alta concentração de fibras elásticas e, conseqüentemente, de elevada elasticidade e resistência, e situam-se entre as lâminas de duas vértebras, constituindo um segmento vertebral móvel (GOSS, 1988; MARRAS, 2011). Essas estruturas localizam-se na parede posterior da coluna vertebral e estendem-se lateralmente sobre as cápsulas articulares, constituindo assim, o limite posterior do forame intervertebral. Com isso, esses ligamentos têm como funções a proteção da CV e dos nervos durante os movimentos de flexão da coluna. Além disso, é importante que os ligamentos amarelos, independentemente do posicionamento assumido pela coluna vertebral, mantém-se tensionados, auxiliando de modo fundamental na estabilização da CV e no equilíbrio corporal (Figura 5) (GOSS, 1988; CAMPBELL, 2014).



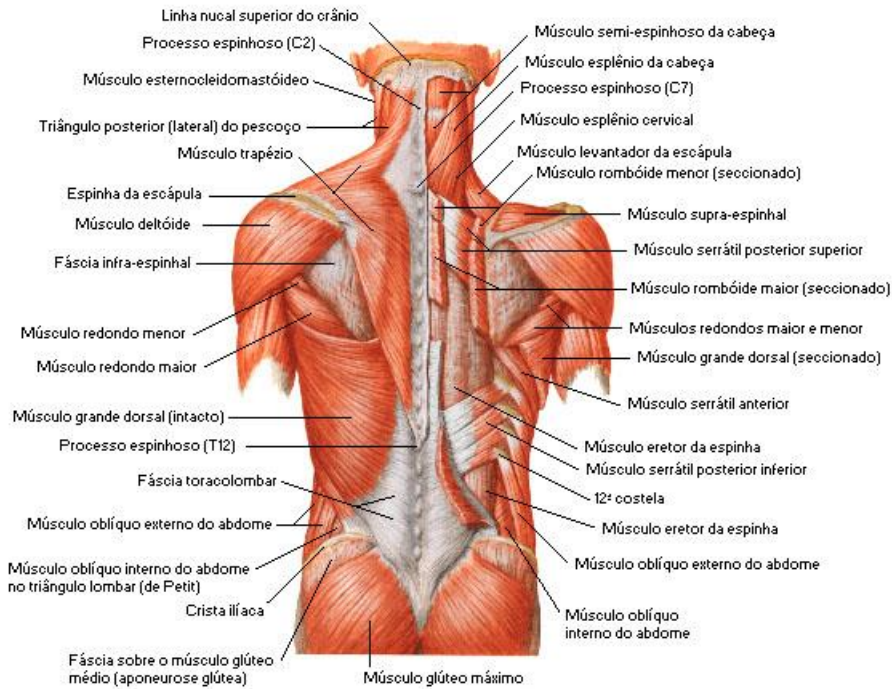
**Figura 5** - Representação dos ligamentos amarelo à esquerda e longitudinal posterior, à direita. Fonte: (NETTER, 1999).

Adicionalmente, ainda no quesito de apoio na função de deslocamento e de estabilidade do corpo estão os músculos da coluna vertebral. Essas estruturas são conhecidas como estabilizadores dinâmicos da CV e permitem deslocamentos em eixos como a flexão, extensão, as flexões laterais direita e esquerda, as rotações e circunvoluções (KIM, 2013).

A aparato muscular da região dorsal do corpo e, conseqüentemente, da CV, se mostra complexa, e este fato é devido às diversas interações anatômicas que existem entre as estruturas e repercute diretamente na perspectiva funcional dessa região. Estes músculos podem ser classificados de acordo com as funções e topografia, sendo divididos em extrínsecos e intrínsecos do dorso, ou, de maneira amplamente usada, em grupos musculares superficial, intermédio e profundo (GOSS, 1988). Na camada superficial, está presente o grupo dos músculos esplênios, sendo estes representados pelos músculos esplênios da cabeça (MEC) e do pescoço (MEP).

O MEC apresenta inserção superior no terço lateral da linha da nuca superior e do processo mastóide do osso temporal. A inserção inferior se dá nos processos espinhosos da vértebra cervical (VC) 7 à vértebra torácica (VT) 4. O MEC faz a extensão, inclinação e rotação homolateral da cabeça (GOSS, 1988).

O MEP apresenta inserção superior no processo transverso das três primeiras vértebras cervicais, inserção inferior nos processos espinhosos da VT 3 à 6 e os movimentos realizados são os de extensão, inclinação e rotação homolateral da cabeça (GOSS, 1988; WILLIANS, 1998).



**Figura 6** - Músculos do dorso – Vista posterior da camada superficial.

Fonte: (NETTER, 1999).

Em se tratando da camada intermédia, esta região compreende o grupo dos músculos eretores da espinha ou sacroiliolumbar que são compostos pelos músculos iliocostal, dorsal longo e o espinhal. O músculo iliocostal divide-se em três partes: a cervical com inserção superior nos processos transversos da VC 4 à VC 6, inserção inferior em região dos ângulos de 3 a 6 costelas; a torácica com inserção superior no ângulo das seis primeiras costelas e processo transverso da VC 7, inserção inferior no ângulo das seis últimas costelas; a lombar, cuja inserção superior se dá no ângulo das seis últimas costelas e a inserção inferior na face dorsal do sacro. As ações de movimentos são a extensão e a inclinação homolateral da CV (GOSS, 1988; WILLIANS, 1998).

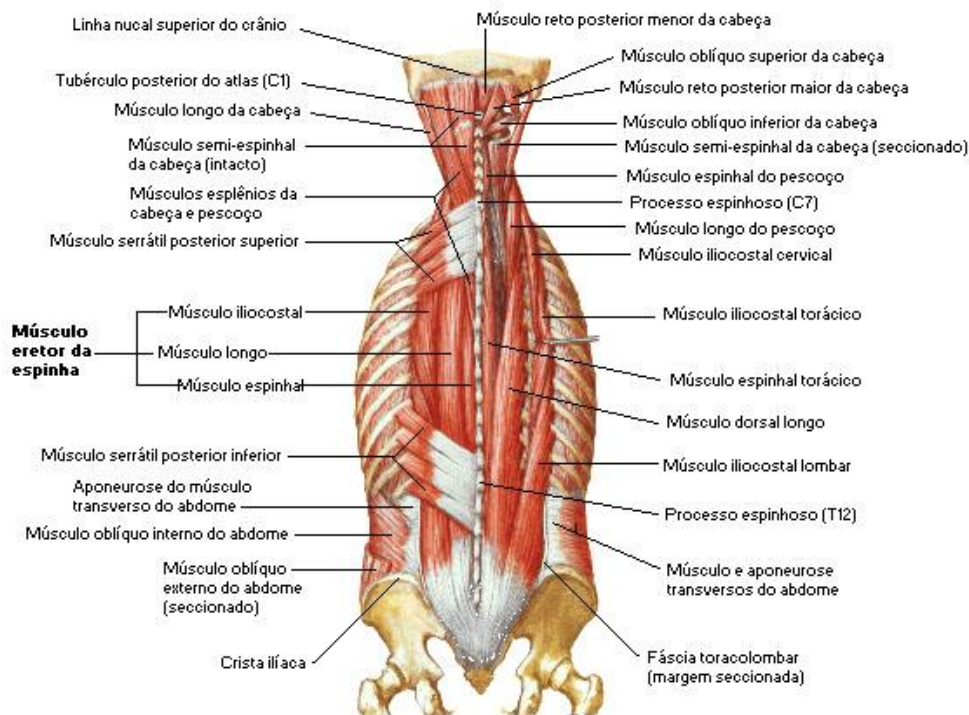
O músculo dorsal longo também apresenta três porções, sendo a da cabeça, do pescoço e do tórax. A parte da cabeça tem a inserção superior no processo mastóide, a inserção inferior nos processos transversos das VT 1 a VT 4 e nos processos articulares de VC 4 até 7. Na porção do pescoço a inserção superior se faz nos processos transversos de VC 2 a VC 6 e a inserção inferior nos processos transversos das VT de 1 a 4. Na porção torácica a inserção superior se faz nos processos transversos das VT e das 10 últimas costelas e a inserção inferior nos processos transversos das vértebras lombares (VL) e na aponeurose lombocostal. Os movimentos que são decorrentes da ação desses músculos são os de extensão e inclinação homolateral da CV (GOSS, 1988; WILLIANS, 1998).

O músculo espinhal, assim como o dorsal longo e o iliocostal, apresenta similar formação, ou seja, parte da cabeça, pescoço e tórax. Assim sendo, na porção da cabeça, esta parte está inserida junto ao músculo semiespinhal da cabeça, enquanto que na porção do pescoço, a região superior é fixada no ligamento nugal e nos processos espinhosos de VC 7 a VT 2 e, inferiormente, nos processos espinhosos da VC 2 a VC 4. A parte torácica inicia-se nos processos espinhosos da VT 11 a VL 2 e termina fixando-se nos processos espinhosos das vértebras torácicas superiores, com variação de VT 4 a VT 8.

Além disso, é fundamental ressaltar que os músculos iliocostal, dorsal longo e o espinhal são inervados pelos ramos dorsais dos nervos espinhais e estão, bilateralmente, presentes (GOSS, 1988; WILLIANS, 1998).

Na camada profunda muscular está distribuído o grupo dos músculos transversoespinhais e é formado pelos músculos semiespinhal, multífidos, interespinhal, intertransverso e rotador.

O músculo semiespinhal origina-se aproximadamente na metade da coluna vertebral e divide-se em três porções de acordo com as fixações superiores, ou seja, os músculos semiespinhal da cabeça, semiespinhal do pescoço e semiespinhal do tórax. A parte da cabeça encontra-se entre a linha nugal superior e inferior, enquanto que a inserção inferior no processo transversos da VT 1 a VT 7 e processos articulares da VC 5 a VC 7. A ação é a de extensão e inclinação



**Figura 7** - Músculos do dorso – Vista posterior da camada intermédia. Fonte: (NETTER, 1999).

homolateral da cabeça e a inervação se dá por meio de nervos espinhais do segmento correlato. A parte do pescoço é fixada superiormente no processo espinhoso da VC 1 a VC 7, e a inferior nos processos transversos da VT 1 a VT 6. Esta parte é inervada pelos ramos dorsais dos nervos espinhais e responsável pelas movimentações de extensão e de rotação contralateral do pescoço. A porção do tórax tem como inserção superior o processo espinhoso da VC6 a VT4 e a inferior nos processos transversos da VT6 a VT10. A ação, assim como na parte do pescoço, é caracterizada pelos movimentos de extensão e de rotação contralateral do pescoço, assim como a inervação, ou seja feita pelos ramos dorsais dos nervos espinhais (GOSS, 1988; WILLIANS, 1998).

Os músculos multífidos são responsáveis pelos movimentos de estabilização e extensão da CV e inserem-se na região sacral a partir do quarto forame e estendem-se em direção superior na aponeurose do eretor da espinha, na espinha ilíaca posterosuperior, ligamentos sacroilíacos dorsais, nos processos mamilares das vértebras lombares, nos processos transversos das vértebras torácicas e nos processos articulares da VC 4 a VC 7. Os fascículos superficiais e os profundos



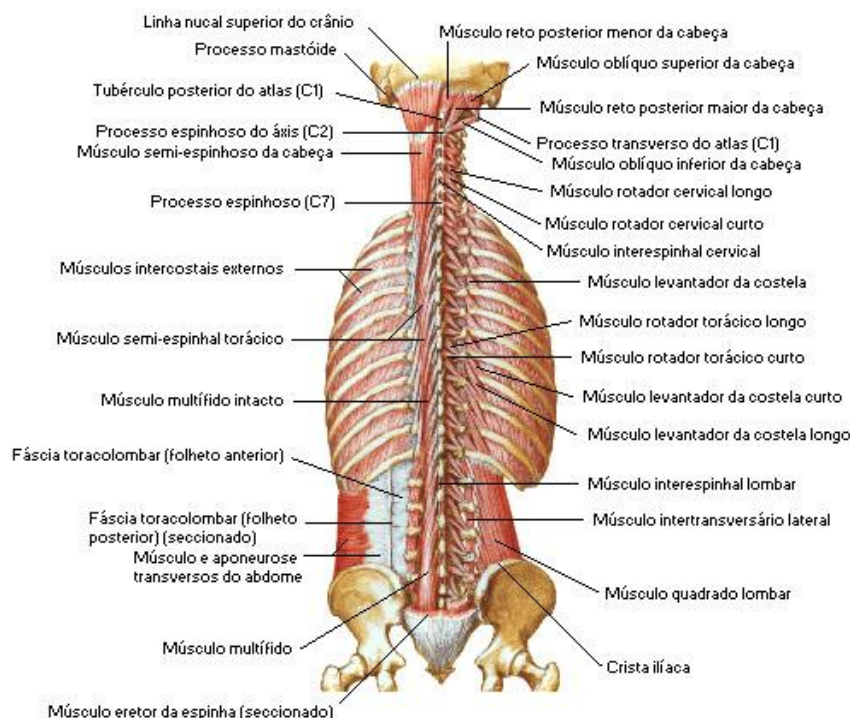
elevam-se em sentido medial até o processo espinhoso da terceira ou quarta vértebra superior e para a segunda ou terceira acima ou unindo-se a vértebras adjacentes, respectivamente (GOSS, 1988).

Os músculos interespinais inserem-se, cranialmente, no processo espinhoso da vértebra superior e, caudalmente, no processo espinhoso da vértebra inferior, e a ação é a de apoio na extensão da coluna vertebral.

Os músculos intertransversos tem como ação o apoio nos deslocamentos de inclinação homolateral da CV. A inserção superior se dá no processo transverso da vértebra superior, enquanto que a inferior, no processo transverso da vértebra abaixo (GOSS, 1988).

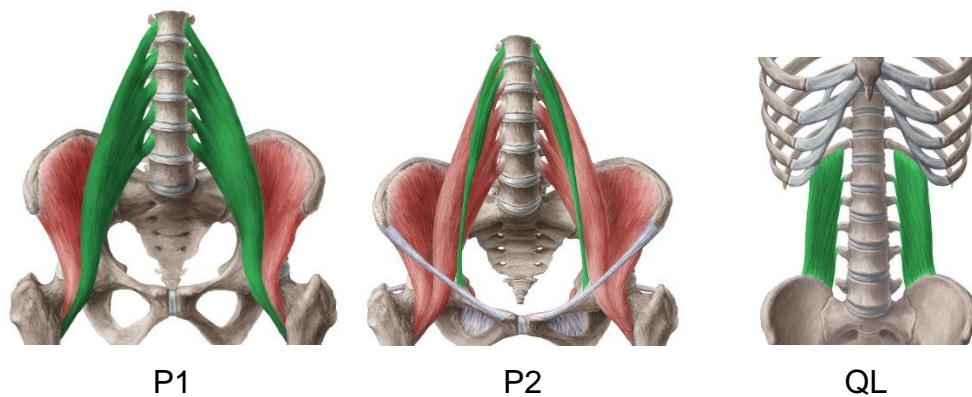
Outro músculo que pertence ao grupo dos transversos espinais são os músculos rotadores. Assim como o nome já demonstra, essas estruturas são responsáveis pela rotação contralateral e extensão da CV. As inserções estendem-se do sacro até a VC 2 e conectam o processo transverso de uma vértebra com o processo espinhoso da vértebra adjacente superior (GOSS, 1988).

Os músculos multifídeos, interespinais, intertransversos e rotadores são inervados pelos nervos espinais do segmento correspondente, e fundamentais na manutenção fisiológica da cinemática da coluna vertebral (GOSS, 1988; WILLIAMS, 1998).



**Figura 8** - Músculos do dorso – Vista posterior da camada profunda. Fonte: (NETTER, 1999).

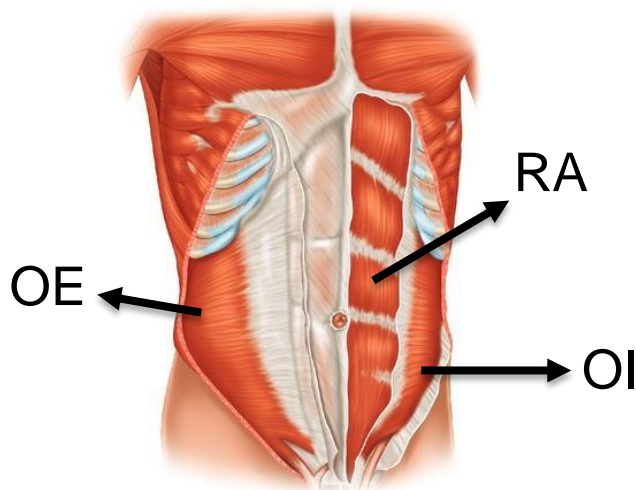
Em associação aos músculos anteriormente descritos e de localização profunda e anterior à CV estão os músculos psoas maior, e quadrado lombar, os quais são responsáveis pela flexão anterior e inclinação lateral da região lombar e, não menos importante, o músculo psoas menor que apresenta como função flexão da coluna lombar (GOSS, 1988).



**Figura 9** - Ilustração anatômica dos músculos psoas maior (P1), psoas menor (P2) e quadrado lombar (QL), em verde. Fonte: (KENHUB, 2020).

A musculatura abdominal também está envolvida nos movimentos e na estabilização da CV. Nessa região anatômica, pode-se destacar os músculos retos do abdome que auxiliam no movimento de flexão anterior do tronco, os músculos oblíquos externos do abdome que em trabalho conjunto realizam a flexão anterior TL e, quando trabalham unilateralmente, inclinam essa região de modo oblíquo e lateral, além de girarem o tronco trazendo o ombro homolateral para frente (GOSS, 1988).

Existem ainda os músculos oblíquos internos do abdome que apoiam na flexão anterior do tronco, porém, quando em situação isolada, estes inclinam obliquamente e lateralmente o tronco e o abdome e, giram, também, o tronco trazendo o ombro contralateral para área anterior (GOSS, 1988).



**Figura 10** - Ilustração anatômica dos músculos da parede abdominal. Músculo reto abdominal (RA), músculo oblíquo interno (OI), músculo oblíquo externo (OE).  
Fonte: (RONCONI, 2016).

Com isso, os principais músculos e componentes afins atuantes na cinemática da região toracolombar estão descritos, e com as ações conjuntas e ou isoladas, estas estruturas são capazes de promover a estabilidade e os deslocamentos necessários e controlados dessa parte fundamental do corpo humano (GOSS, 1988).

De acordo com a importância, é notável a necessidade de avaliar as estruturas envolvidas e responsáveis pela estabilidade e pelos movimentos da coluna vertebral de maneira conjunta e dinâmica.

Este cenário, atualmente, é deficitário, pois os diversos aparatos existentes para a análise de movimentos e de enfermidades relacionadas apresentam-se com características estáticas, reduzindo assim, e em muito, o conhecimento integral inerente de doenças que repercutem direto ou indiretamente na movimentação do corpo (WU et al., 2005; VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

Conclui-se que a coluna vertebral deve ser apreciada de acordo com os princípios que regem a mecânica dos tecidos biológicos, ou seja, a biomecânica e a cinesiologia (MAUREL et al., 1998; BARBOSA e GONÇALVES, 2007; WU et al., 2019).



### 1.3 Biomecânica e a cinesiologia da coluna vertebral

A biomecânica é definida como a ciência multidisciplinar e parte da física que aborda a mecânica dos seres vivos. A cinesiologia é a área responsável pelo estudo dos movimentos (ATWATER, 1980; MAUREL et al., 1998; BAEYENS et al., 2001).

Na década de 1960, a biomecânica era então denominada latrofísica, ou seja, física aplicada à medicina e correlacionava as partes anatômicas de um corpo com as forças e os movimentos de um ou mais segmentos que o constitui, além de determinar atributos e parâmetros que regem um fenômeno físico (NACHEMSON e MORRIS, 1964; PANJABI e WHITE, 1980; CAPOZZO, 1991).

Sob esse escopo, os conjuntos de métodos frequentemente utilizados na biomecânica com a finalidade de descrever analiticamente as modalidades de movimentos estão inseridos na temática da *Cinemetria*. Essas modalidades de deslocamentos compreendem a mensuração quantitativa de grandezas físicas como posição e orientação espacial, velocidade, aceleração, energia resultante, tempo de deslocamento entre outros atributos (WINTER, 1979; AMADIO, 1996).

A biomecânica da CV é complexa, pois é formada pela intersecção de diversos e fundamentais sistemas como neural, ósseo, muscular e articular (GOSS, 1988; POPE e PANJABI, 1983; MAGEE, 1992; PAIGE et al., 2017). A complexidade anátomo-funcional da CV, um espelho da cooperação dos sistemas neural, ósseo, muscular e articular, dificulta o diagnóstico preciso das causas das queixas de muitos pacientes.

Assim sendo, o conhecimento da relação entre a anatomia e a função da CV é o ponto chave para o entendimento de como essa estrutura, enquanto hígida, se comporta frente às variações e às alterações de mobilidades anormais originárias, como exemplo, de enfermidades provenientes dessa região topográfica (POPE e PANJABI, 1983).

Na coluna vertebral, o estado de equilíbrio é mantido pelas estruturas ósseas, também consideradas estabilizadoras estáticas e pelos estabilizadores dinâmicos caracterizados pelos músculos, ligamentos e outras partes moles teciduais (GOSS, 1988; SMITH e FERNIE, 1991; POPE, 2005).

Todos esses componentes, de modo agônico, antagônico e ou sinérgico, propiciam movimentos de deslocamentos de flexão, de extensão, de lateralização, de rotação ou de circundução das articulações intervertebrais que compõem a CV (GOSS, 1988; HERZOG, 2010). Suportando forças em diferentes eixos e permitindo movimentos livres dentro de condições fisiológicas, essas estruturas auxiliam na manutenção da estabilidade do tronco (MAGEE, 1992; PAIGE et al., 2017).

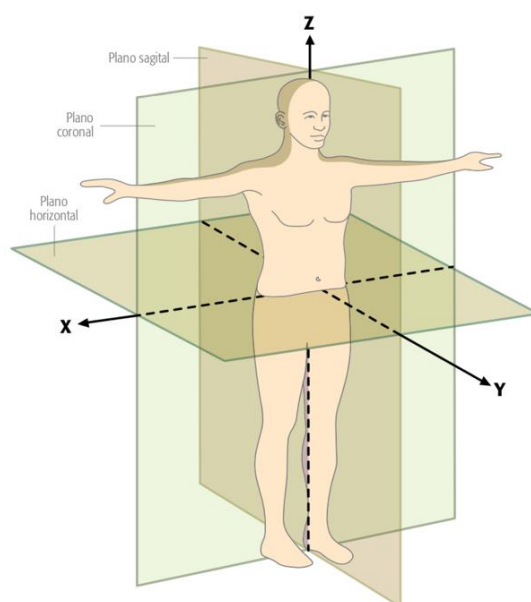
Todavia, é importante apontar que a articulação sacroilíaca (SI) apresenta limitação anatômica que reduz a amplitude dos movimentos articulares entre esses dois ossos, mas, é digno de nota que durante o movimento de caminhar, correr ou em deslocamentos complexos como a flexão e extensão dos quadris, a articulação SI é capaz de exibir movimentos de elevada amplitude em diversos planos (GOSS, 1988; HERZOG, 2010).

Independentemente dos movimentos, a CV realiza deslocamentos complexos sendo em todo momento submetida à ação de forças de tração, de compressão, de torção e ou de cisalhamento e o disco intervertebral assume papel essencial na dissipação das cargas mecânicas externas aplicadas (GOSS, 1988; BAEYENS et al., 2001; MARRAS, 2011; CAMPBELL, 2014).

Assim sendo, o movimento segmentar vertebral é relativamente livre de restrições e pode ser descrito pelos deslocamentos angular (rotacional) e linear (translacional) nos três eixos ortogonais demonstrados na Tabela 1 e Figura 11 (MARRAS, 2011).

| Descrição do deslocamento angular |                                   | Descrição do deslocamento linear |   |
|-----------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|---|
| Plano                             | Rotação no plano                  | Eixo no plano                    | Translação no eixo                      |
| Sagital                           | Flexão/Extensão                   | Transverso                       | Cisalhamento lateral direito e esquerdo |
| Coronal                           | Flexão lateral direita e esquerda | Frontal                          | Cisalhamento anterior/posterior         |
| Transverso/<br>Horizontal         | Rotação axial direito e esquerdo  | Axial                            | Compressão/Distração                    |

**Tabela 1.** Nomenclatura dos deslocamentos angular e linear da coluna vertebral (MARRAS, 2011).



**Figura 11** - Eixos de movimentação da coluna vertebral. Fonte: (MARRAS, 2011).

#### **1.4 Métodos de observação e descrição dos movimentos da coluna vertebral**

As afecções da coluna vertebral constituem um dos mais comuns e difíceis desafios para os profissionais que lidam com as enfermidades do aparelho locomotor (CAMPBELL, 2014; NOUGAROU et al., 2016).

Para essa finalidade, os conhecimentos anatômico, fisiológico e semiotécnico da CV ainda permanecem como base para diagnóstico, tratamento e recuperação das doenças da coluna vertebral (VIALLE e VIALLE, 2005; CAMPBELL, 2014).

Devido à complexidade estrutural e funcional da CV, é fundamental o entendimento dos princípios cinesiológicos que regem essa região.

Assim sendo, diversas técnicas têm sido descritas e empregadas para detectar a posição e o comportamento dos segmentos do corpo no espaço e estes incluem observação direta em cadáveres (JOHNSTON, 1937; PEARL et al., 1992; DEBSKI et al., 1995), o uso de goniômetros (COLE e TOBIS, 1920; HELLEBRANDT et al., 1949) e de eletrogoniômetros (GOODWIN et al., 1992), de sensores eletrônicos (KOLK et al., 2016) e de exames complementares por imagem

como radiografia simples (INMAN e SAUNDERS, 1945; IZZO et al., 2013), radioscopia (GERMAN e FOLEY, 2005; HOFFNER et al., 2012), tomografia computadorizada (TC) (HOFFMAN et al., 2001), ressonância magnética (RM) entre outras modalidades (ANGLIN e WYSS, 2000; GRAICHEN et al., 2000).

A mensuração dos deslocamentos humanos, também conhecida como medição da amplitude de movimento (MAM), é realizada entre dois segmentos do corpo. O cálculo desse atributo é essencial, pois pertence ao exame físico, como exemplo o ortopédico, e é usado para o diagnóstico clínico de doenças e de acompanhamento da evolução da terapêutica (REMMLER et al., 1986; WINGATE et al., 1989; MAGEE, 1992; CAMPBELL, 2014).

Apesar de amplamente requisitados, estes exames, independentemente de medição de distância ou por imagem, ainda se configuram como ferramentas que mensuram parâmetros de modo estático, desconsiderando assim, o movimento na sua totalidade (PAIGE et al., 2017; VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

A observação simples em cadáver constitui um dos primeiros esforços de estudos morfológicos e dos deslocamentos da coluna vertebral, e permite a análise dinâmica e direta dos movimentos da articulação ou de parte do corpo (JOHNSTON, 1937; PEARL et al., 1992; VANNEUVILLE et al., 1994). Em contrapartida, devido à preservação da peça anatômica ser feita por meio de fluido contendo formol, em diversas vezes o estudo da cinemática da CV apresenta movimentos limitados, prejudicando na elucidação do comportamento de deslocamento de modo integral, pois os tecidos estão com as características histológicas alteradas (BOSZCZYK et al., 2001).

Atualmente, a modalidade de análise mais solicitada na prática clínica diária para a avaliar regiões articulares consiste na utilização de goniômetros e eletrogoniômetros (COLE e TOBIS, 1920; HELLEBRANDT et al., 1949; GOODWIN et al., 1992; AMADIO, 1996).

O goniômetro é um aparato fundamentado em critérios geométricos de esquadro e tem como função medir os ângulos de deslocamento das articulações humanas, e os valores obtidos podem detectar a presença ou não de disfunções de junta ou áreas afins (AMADIO, 1996; VALLE et al., 2018). Ainda que amplamente aplicado, o uso desse equipamento é passível de crítica, pois existe a

constatação de que os atributos adquiridos representam de modo parcial o fenômeno do deslocamento de um segmento de corpo ou articulação. Este fato é devido à incapacidade do goniômetro ou eletrogoniômetro medir a dinâmica do movimento, do ponto inicial até o final (VICENZI, 2019). Com isso, informações referentes ao ciclo de movimento integral realizado pelas diferentes porções do corpo, como exemplo, as da coluna vertebral, não são determinadas, e esses parâmetros são considerados vitais em estudo de mobilidade corporal (MAGEE, 1992; CRAWFORD et al., 2003). Ademais, as restrições de uso por dificuldade de posicionamento desses aparatos em regiões anatômicas como ombro e quadril reduzem o valor dos goniômetros na prática clínica (GOODWIN et al., 1992; VICENZI, 2019).

Na coluna vertebral, os parâmetros essenciais a serem medidos são representados, principalmente, pelos ângulos de repouso dos segmentos da CV, assim como os movimentos de flexão e de extensão no plano sagital, de lateralizações direita e esquerda no plano coronal e, no plano longitudinal, a rotação ou circundução (GOSS, 1988). Vale destacar que esses deslocamentos podem ser realizados por meio de ações ativa e passiva (CAMPBELL, 2014).

Sabe-se que um indivíduo sadio, sem problemas na coluna vertebral, durante a movimentação diária, realiza nas atividades de flexão e extensão entre região mentual e fúrcula esternal um deslocamento médio de 18 centímetros, enquanto que na lateralização cervical direita e esquerda e rotações de aproximadamente 30 graus e 60 graus, respectivamente (CAMPBELL, 2014). Cabe ainda dizer que, no segmento torácico, a rotação apresenta cerca de 75 graus, a lateralização de 30 graus e, no segmento lombar, flexão de 60 graus, extensão de 30 graus, lateralização de 20 graus e rotações de cinco graus (CAMPBELL, 2014). Cabe ainda dizer que na articulação SI, apesar de estar contida por robustos ligamentos, esta articulação mostra deslocamentos bastante reduzidos no quesito amplitude, não ultrapassando de dois graus (HERZOG, 2010; CAMPBELL, 2014).

Em relação aos métodos de pesquisa por imagem, diversas afecções podem ser observadas por meio de exames radiográficos simples tais como as fraturas e doenças degenerativas de tecidos ósseos. Entretanto, esta modalidade também apresenta limitações principalmente quando tecidos moles como ligamentos,

tendões, cartilagens e músculos estão acometidos (HEIJINK et al., 2015; CHEN e HUANG, 2019).

Nestas situações, a abordagem mais propícia deverá ser realizada por exame de tomografia computadorizada ou ressonância nuclear magnética, sendo essas as opções de escolha pelos especialistas de domínio da área (DE HAAN et al., 2011; SANCHEZ-SOTELO, 2016; JONES e JORDAN, 2017; LU et al, 2017; ROBINSON et al., 2017).

A TC e a RNM são modalidades de exames complementares solicitadas por especialistas de domínio médico, pois fornecem informações minuciosas sobre a parte estrutural óssea e tecidos moles, principalmente quando utiliza-se processo de reconstrução tridimensional computacional (BAEYENS et al., 2001; CAMPBELL, 2014). No entanto, apesar da eficiência, a crítica fundamental a esses exames é que as imagens demonstram de maneira estática as lesões ou estruturas, não sendo capaz de determiná-las durante os movimentos (VON EISENHART-ROTHER et al., 2002; BAGLEY, 2006; VICENZI, 2019).

Nessa problemática, com a intenção de sanar ou reduzir essa deficiência de medição e ampliar as análises dinâmicas das articulações e partes do corpo, o sensor acelerômetro pode servir de arsenal útil para essa finalidade. Este aparato apresenta baixo custo, simplicidade no uso e está inserido, nos dias atuais, em quase a totalidade dos *smartphones* (MACDONALD,1990; DA SILVA, 2013; VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

## **1.5 Acelerômetro**

### **1.5.1 Características do equipamento**

O acelerômetro (AC) é um dispositivo eletromecânico capaz de medir a aceleração, ou seja, a taxa de variação da velocidade (GODFREY et al., 2008).

Essa grandeza vetorial pode ser estática ou dinâmica, sendo a primeira modalidade exemplificada pela força de gravidade, enquanto a segunda, provocada por movimentação ou vibração (HALLIDAY et al., 2016).

Em tempo mais recente, o AC se tornou dispositivo amplamente solicitado e apresenta a comercialização anual superior a 100 milhões de unidades com elevada taxa de crescimento anual e acredita-se que a negociação desses aparatos deverá alcançar valores acerca de U\$ 50 bilhões nos próximos dez anos (BULLING et al, 2014; KOSKIMÄKI e SIIRTOLA, 2016).

A indústria automotiva tem sido o principal responsável por esse crescimento, pois essa área utiliza o AC no sistema de liberação da almofada de ar, também conhecida como *air-bag* ou no controle de estabilidade do veículo (MACDONALD, 1990).

Além do uso industrial, estes dispositivos podem ser úteis em outras diversas aplicações em atividades da vida diária como avaliar a dinâmica da prática física, mapear o desempenho de treinos em esportes entre outras funções (OGATA et al., 1997; TROIANO et al., 2008; HELMI e ALMODARRESI, 2009; ZUBAIR et al., 2016).

Assim sendo, o aumento da intensidade no uso do AC se deve, entre diversas vantagens, o baixo consumo de energia, o diminuto volume e peso e elevada resistência mecânica a choques e a vibrações e a acurácia promovido pelo equipamento (DA SILVA, 2013; VICENZI, 2019; WU et al., 2019). Vale dizer que os ACs estão presentes na maioria dos *smartphones* e ou *tablets*, aparelhos estes que já fazem parte do cotidiano do mundo (MARÇAL et al., 2005; BULLOCK e WEBB, 2015).

Outra área que apresenta vertiginosa elevação de aplicação é a da saúde. Nessa modalidade, o acelerômetro é utilizado para a detecção de momentos críticos como quedas de idosos (MOHAMMAD e ALMODARRESI, 2009), na sinalização de paciente durante episódios convulsivos (YOSHIMURA et al., 2002; GIACOMOSSI, 2011) ou mesmo na identificação de padrões e de alterações durante o período fisioterápico de reabilitação em pacientes (OGATA et al., 1997; YOSHIMURA et al., 2003; VICENZI, 2019).

Neste contexto, estudos têm sido feitos para avaliar o uso de ACs em atividades diárias de pacientes hospitalizados e de pacientes estabelecidos em ambiente doméstico com resultados satisfatórios quanto à qualidade e à eficácia (BROW et al., 2008; SUMUKADAS et al., 2008; RAND et al., 2009).



Na coluna vertebral, pesquisadores realizaram análise crítica do uso de acelerômetros em atividades físicas de pacientes submetidos a cirurgias, e encontraram alta praticidade no manuseio do aparato e acurácia dos dados, demonstrando que o uso desses aparelhos é promissor (PRASHANTH et al., 2016).

Outros autores também tem utilizado o AC para análises da CV. Estas pesquisas baseiam-se nas comparações entre os dados capturados de movimentos de robôs com as realizados por humanos saudáveis (STOLLENWERK et al., 2018), na detecção precoce por meio de um sistema vestível com sensores para fornecer ao sujeito um monitoramento contínuo da postura e sinais de feedback quando em postura incorreta (FATHI E CURRAN, 2017), na aplicação de técnicas computacionais em inteligência artificial para mapeamento dos dados na tentativa de ações futuras de predições de doenças e deslocamentos indevidos e outros (CHEN e KOSKELA, 2015; PAPI et al., 2017; WANG et al., 2017; WU et al., 2019).

Com base nesses dados, a utilização deste sensor junto com auxílio computacional pode contribuir de modo essencial na avaliação de deslocamentos como os da coluna vertebral, capturando todo o movimento para posterior análise do comportamento cinético (VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

### **1.5.2 Posicionamento e fixação do *smartphone* com acelerômetro**

Um dos aspectos fundamentais para a utilização de acelerômetro na mensuração de deslocamentos de regiões do corpo é a localização e a forma de inserção desses sensores.

A fixação desse aparato deve respeitar regras rígidas para evitar movimentos desnecessários, tremores ou mudanças de locais fixados, pois essas condições podem interferir de modo direto nos dados coletados, originando ruídos e, conseqüentemente, reduzindo a acurácia dos dados (LUDEWIG, 2009; KHAN, 2010; DAYANIDHI et al., 2015; KOLK et al., 2016; BOBIN et al., 2017; VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

O local de fixação do acelerômetro apresenta relação direta com a parte do corpo analisado, pois as características mensuráveis se mostram interligados ao



sistema osteomusculoarticular (WU et al., 2019). Nessa condição, diversos locais podem ser selecionados para a inserção dos sensores de aceleração a depender da região a ser estudada nas diferentes regiões do corpo (BAO e INTILLE, 2004; ERMES et al., 2008; GIACOMOSSI, 2011; KOSKIMÄKI et al., 2016).

Desse modo, a fixação do equipamento pode se dar em áreas do punho, da coxa, do tornozelo e ou do quadril (PÄRKÄ, 2011; UGULINO et al., 2012; VICENZI, 2019), no cotovelo e no tórax (BOBIN et al., 2017) e, especificamente para abordagens do tronco, o acelerômetro pode ser fixado no centro do tórax ou do abdome (BAEK et al., 2004; KARANTONIS et al., 2006).

BAO et al., em 2004, utilizaram múltiplos acelerômetros implantados nos membros superiores e inferiores com intuito de avaliar tarefas simples da vida diária como deambular, andar de bicicleta, mudanças posturais, entre outras, e obtiveram alta acurácia no reconhecimento da maioria das atividades propostas.

BOBIN et al, em 2017, realizaram aferições de movimentos dos membros inferiores e do quadril incorporando os sensores em tecidos, diminuindo as variações de movimentos quando implantados sob a pele.

Em relação à coluna vertebral, STEFFEN e colaboradores (1997) desenvolveram uma técnica original para fixação de sensores de modo invasivo inserindo-os nos processos espinhosos de vértebras com o intuito de avaliar os deslocamentos angulares em regiões das vértebras lombares. Este segmento anatômico tem sido avaliado com aparatos fixados em região do osso esterno (BORSTAD e LUDEWIG, 2002) e sob a pele de regiões vertebrais como a terceira vértebra da coluna torácica para avaliar os movimentos do tronco (KARDUNA et al., 2000; KARDUNA, 2001).

Apesar das aferições realizadas por métodos mais invasivos demonstrarem menor variação de deslocamentos inadequados dos sensores, estes incorrem em riscos e desconfortos aos sujeitos submetidos a tais procedimentos (KARDUNA, 2001; LUDEWIG, 2009; VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

## 2. OBJETIVO

Analisar, por meio computacional, o comportamento biomecânico dos movimentos do segmento toracolombar da coluna vertebral sem enfermidades, com o uso do acelerômetro proveniente de *smartphone*.

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1. Locais da experimentação**

As coletas dos dados dos movimentos funcionais da coluna vertebral dos Sujeitos de pesquisa foram realizadas no Centro de Atenção e Pesquisa em Anomalias Craniofaciais do Hospital universitário do Oeste do Paraná da Universidade Estadual do Oeste do Paraná-CEAPAC/HUOP/UNIOESTE/Campus Cascavel.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UNIOESTE (Aprovação parecer número 3.705.545). Os dados coletados foram analisados no Laboratório de Bioinformática da UNIOESTE - LABI/Campus Parque Tecnológico Itaipu/Foz do Iguaçu.

#### **3.2. Seleção dos sujeitos**

A casuística foi representada por 11 sujeitos sem doença da coluna vertebral, voluntários, sendo cinco do sexo feminino e seis, masculino, cujas idades variaram entre 20 e 30 anos.

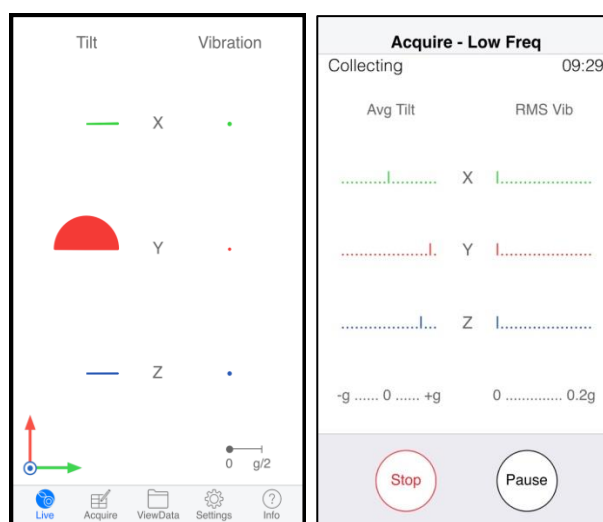
Os sujeitos da pesquisa informaram primeiramente por meio de declaração a ausência de manifestações clínicas e de lesões anteriores osteomusculares e articulares das regiões da coluna cervical, torácica, lombar e sacral.

Na sequência desse procedimento, os voluntários eram submetidos ao exame físico, sendo este realizado pelo próprio pesquisador e especialista na área de neurocirurgia. Além do exame físico, também ocorreu a execução de exame ultrassonográfico da região TL por especialista da área de domínio em radiologia. Uma vez verificada a ausência de enfermidades em regiões toracolombares, os sujeitos se mostraram aptos para darem continuidade à participação da pesquisa.

### 3.3. Materiais

Os materiais utilizados na pesquisa estão descritos a seguir:

- Computador MacBook Pro, 13-inch, Intel Core i5, Apple Inc., 2018;
- Aparelho ultrassonográfico: marca Toshiba – TUS A300, número de série B1A1482139 com transdutor linear 7.5 MHz;
- Cronômetro GPS Garmin® Forerunner® 935;
- *Smartphone*: marca *Iphone 6S Apple Inc.* com o aplicativo *VibSensor – Accelerometer recorder, Now Instruments and Software, Inc;* (Figura 12);
- Câmera filmadora: marca *Gopro hero black 7*, afixada em suporte de mesa a um metro e meio do solo;
- Fixação do *smartphone* nos Sujeitos: suporte de cinta de borracha vulcanizada (Neoprene®) específico para atividades físicas e fixada ao redor do tórax do sujeito por meio de imobilização por sistema de gancho e argola tipo Velcro® (Figura 13);
- Aplicativo Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina – SMMAR-T (HUEI et al., 2020).



**Figura 12** - Leiaute de duas das telas de calibração dos planos do acelerômetro em aplicativo *VibSensor*.



**Figura 13** - Posição do smartphone na região do osso esterno, fixado com sistema elástico ao redor da caixa torácica.

### **3.4 Etapas experimentais**

As coletas de dados dos movimentos foram feitas em sala localizada no prédio do CEAPAC do HUOP cuja temperatura foi ajustada para 25 graus Celsius.

Antes de iniciar a coleta de dados biomecânicos, ocorreu a substituição do nome de cada Sujeito participante por números, e informações como idade, sexo, peso, estatura, lateralidade, modalidade profissional, logradouro, tabagismo, consumo etílico e hábito da prática de atividades físicas inseridas em tabela.

Depois desses procedimentos, a coleta de dados se deu de acordo com os itens a seguir:

- Instrução das etapas a serem efetuadas aos Sujeitos;
- Vestimenta: os indivíduos usaram roupas tipo pijama cirúrgico e não usaram apetrechos como relógios ou adornos externos;
- Alongamento das regiões da coluna TL dos Sujeitos sob supervisão de profissional médico da área de neurocirurgia;

- Posicionamento do equipamento telefônico: face anterior do corpo do osso esterno e com a tela voltada para o examinador, fixada por meio do uso de suporte específico com tira de velcro e totalmente visível e acessível para possíveis ajustes. O aplicativo acelerômetro foi calibrado na frequência de 10 Hz.;
- Posicionamento dos sujeitos: a dois metros de uma parede branca e a dois metros de uma câmera filmadora marca *Gopro® hero black 7*, afixada em suporte de mesa a um metro e meio do solo. Os indivíduos adotaram posições ortostática e sentada em cadeira com apoio dorsal 90 graus como ponto inicial dos movimentos. Em posição ortostática, eles eram posicionados de frente para o examinador e, na posição sentada, os Sujeitos eram colocados de frente para o examinador com o tronco reto, os membros inferiores com os joelhos fletidos em 90 graus e os pés totalmente apoiados ao solo;
- Gravação de todos os movimentos realizados pelos indivíduos durante a experimentação no formato CSV;
- Tempo de cada ciclo de movimento: cada modalidade de movimento da coluna TL, do ponto inicial até o retorno apresentou-se seis segundos, distribuídos equitativamente. A velocidade dos movimentos foi monitorada e orientada por meio de cronômetro proveniente de GPS Garmin Forerunner® 935;
- Quantidade de ciclos: cada sujeito realizou seis ciclos de cada modalidade de movimento e com período descanso de 30 segundos entre as repetições;
- Sequência de movimentos: 1. Indivíduo sentado e flexão do tronco; 2. Indivíduo sentado e extensão do tronco; 3. Indivíduo sentado e inclinação lateral direita do tronco; 4. Indivíduo sentado e inclinação lateral esquerda do tronco; 5. Indivíduo sentado realizando manobra de levantar e retornar à posição sentada; 6. Indivíduo em pé e flexão do tronco; 7. Indivíduo em pé e extensão do tronco; 8. Indivíduo em pé e inclinação lateral direita do tronco; 9. Indivíduo em pé e inclinação lateral esquerda do tronco;

- Delineamento do gráfico Aceleração vs. Tempo por meio do Aplicativo Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina - SMMAR-T (ENSINA, 2020; HUEI ET AL., 2020);
- Análise da grandeza física aceleração por meio de ajuste matemático e modelo estatístico coeficiente de determinação.

### 3.4.1 Descrição dos movimentos

Os movimentos são descritos a seguir e representados (figuras 14 a 20).

- Flexão do tronco no plano sagital sentado: a partir da posição sentada em cadeira e ângulo tronco-coxa a  $90^{\circ}$ , com os pés unidos e joelhos dobrados a  $90^{\circ}$  em relação ao solo, o indivíduo realizou movimento de flexão para frente do tronco até uma angulação máxima confortável (ausência de dor) (Figura 14);



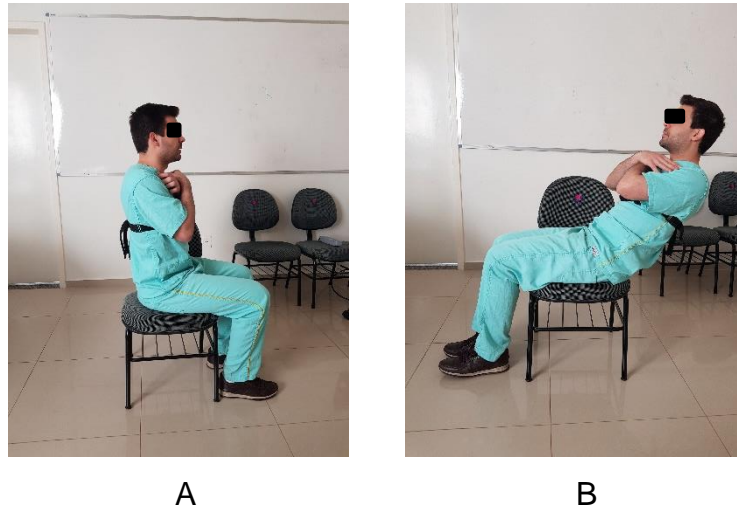
A



B

**Figura 14** - (A) Posição de repouso sentado, (B) Flexão do tronco no plano sagital sentado.

- Extensão do tronco no plano sagital sentado: a partir da posição sentada em cadeira  $90^{\circ}$  com os pés unidos e joelhos dobrados a  $90^{\circ}$  com o solo, o indivíduo realiza uma extensão do tronco para trás até uma angulação máxima confortável (ausência de dor) (Figura 15);



**Figura 15** - (A) Posição de repouso sentado, (B) Extensão do tronco no plano sagital sentado.

- Inclinação lateral direita e esquerda no plano coronal sentado: a partir da posição sentada em cadeira, o indivíduo realiza uma inclinação/flexão lateral do tronco até uma angulação máxima confortável (ausência de dor). Primeiro para direita e depois para esquerda (Figura 16);





**Figura 16** - (A) Posição de repouso sentado, (B) Flexão do tronco no plano coronal para direita e (C) Flexão do tronco no plano coronal para esquerda.

- Flexão do tronco no plano sagital em pé: a partir de posição ortostática o indivíduo realiza uma flexão para frente do tronco mantendo a pernas estendidas, pés lado a lado, até uma angulação máxima confortável (sem dor) (Figura 17);



A



B

**Figura 17** - (A) Posição de repouso ortostático, (B) Flexão do tronco em posição ortostática no plano sagital.

- Extensão do tronco no plano sagital em pé: a partir de posição ortostática o indivíduo realiza uma extensão do tronco para trás mantendo a pernas estendidas, pés lado a lado, até uma angulação máxima confortável (sem dor) (Figura 18);



A



B

**Figura 18** - (A) Posição de repouso ortostático, (B) Extensão do tronco no plano sagital em posição ortostática.

- Inclinação lateral direita e esquerda no plano coronal em pé: a partir da posição ortostática, o indivíduo realiza uma inclinação/flexão lateral do tronco até uma angulação máxima e confortável (sem dor). Primeiro para direita e depois para esquerda, com intervalo de descanso de 30 segundos (Figura 19);



A



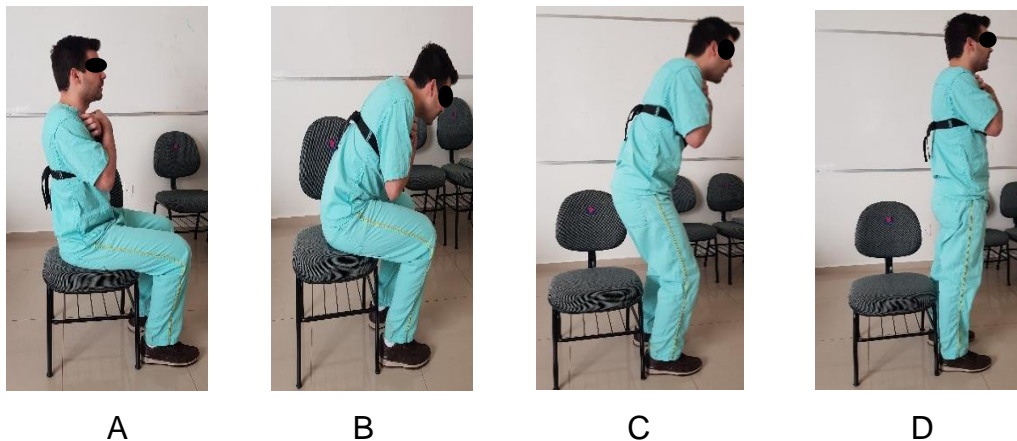
B



C

**Figura 19** - (A) Posição de repouso ortostático, (B) Flexão do tronco no plano coronal para direita e (C) Flexão do tronco no plano coronal para esquerda.

- Movimento senta-levanta: a partir de uma posição sentada em cadeira 90°, com os pés unidos e joelhos dobrados a 90° com o solo e pés fixos ao chão, o indivíduo realiza uma flexão do tronco para frente, levantando da cadeira até adotar uma posição ereta, retornando à posição sentada original (Figura 20).



**Figura 20** - (A) Posição de repouso sentado, (B) Flexão do tronco no plano sagital, (C) Extensão dos membros inferiores, (D) Extensão total dos membros inferiores e retificação do tronco até posição ortostática.

### 3.4.2 Análise de dados

Os dados adquiridos por meio do acelerômetro proveniente do *smartphone* foram tratados de acordo com os passos a seguir:

- Exportação dos dados no formato .CSV para o computador da marca MacBook Pro, 13-inch, Intel Core i5, Apple Inc., 2018;
- Discretização das regiões de movimentos realizados referente às curvas de cada ciclo de movimento para cada Sujeito;
- Ajuste matemático das curvas pelo modelo polinomial de 5º ordem (Equação 1) para todas as funções representativas dos movimentos, sendo A a aceleração do deslocamento no eixo do sistema de coordenadas, t o tempo e  $B_0$ ,  $B_1$ ,  $B_2$ ,  $B_3$ ,  $B_4$  e  $B_5$  os coeficientes provenientes do método de ajuste polinomial.

$$(1) A = B_0 + B_1t + B_2t^2 + B_3t^3 + B_4t^4 + B_5t^5$$

- Análise pareada dos ajustes matemático pela Equação 1 das curvas experimentais com as modeladas com determinação da média e desvio padrão do coeficiente de determinação ( $R^2$ ) para cada um dos movimentos de um mesmo Sujeito;
- Delineamento da curva padrão resultante por movimento para cada Sujeito;
- Delineamento das curvas padrões resultantes por tipo de movimento e compará-las por meio de coeficiente de determinação ( $R^2$ ) com as curvas padrões resultantes de cada tipo de movimento de cada Sujeito.

## 4. RESULTADOS

Na Tabela 2 estão apresentadas as informações obtidas dos sujeitos participantes da pesquisa.

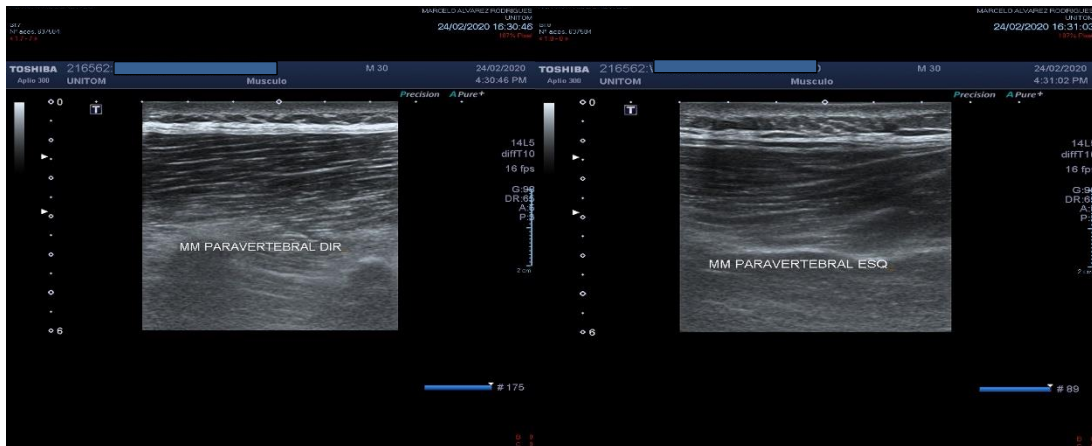
| Sujeito | Sexo | Idade | Peso (Kg) | Altura (Metro) | Lateralidade | Atividade física | Tabagismo | Consumo de álcool | Profissão  |
|---------|------|-------|-----------|----------------|--------------|------------------|-----------|-------------------|------------|
| 1       | F    | 21    | 59        | 1,73           | D            | 2x/s             | N         | N                 | Estudante  |
| 2       | F    | 24    | 60        | 1,53           | D            | N                | N         | N                 | Secretária |
| 3       | M    | 27    | 75        | 1,67           | D            | N                | N         | N                 | Biomédico  |
| 4       | F    | 25    | 67        | 1,60           | D            | 3x/s             | N         | N                 | Estudante  |
| 5       | M    | 27    | 52        | 1,71           | D            | N                | N         | N                 | Residente  |
| 6       | M    | 21    | 70        | 1,75           | D            | 3x/s             | N         | N                 | Estudante  |
| 7       | F    | 30    | 54        | 1,64           | D            | N                | N         | N                 | Residente  |
| 8       | F    | 25    | 58        | 1,62           | D            | 3x/s             | N         | N                 | Secretária |
| 9       | M    | 29    | 82        | 1,79           | D            | 3x/s             | N         | N                 | Biomédico  |
| 10      | M    | 21    | 79        | 1,84           | D            | 5x/s             | N         | N                 | Estudante  |
| 11      | M    | 30    | 80        | 1,80           | D            | N                | N         | N                 | Residente  |

**Tabela 2** - Dados informativos dos Sujeitos participantes da pesquisa.

As Figuras 21 e 22 demonstram resultados de exames ultrassonográficos sem lesões das musculaturas abdominal e paravertebral de um Sujeito participante.



**Figura 21** - Exame ultrassonográfico normal dos músculos reto abdominal direito e esquerdo do Sujeito 11.



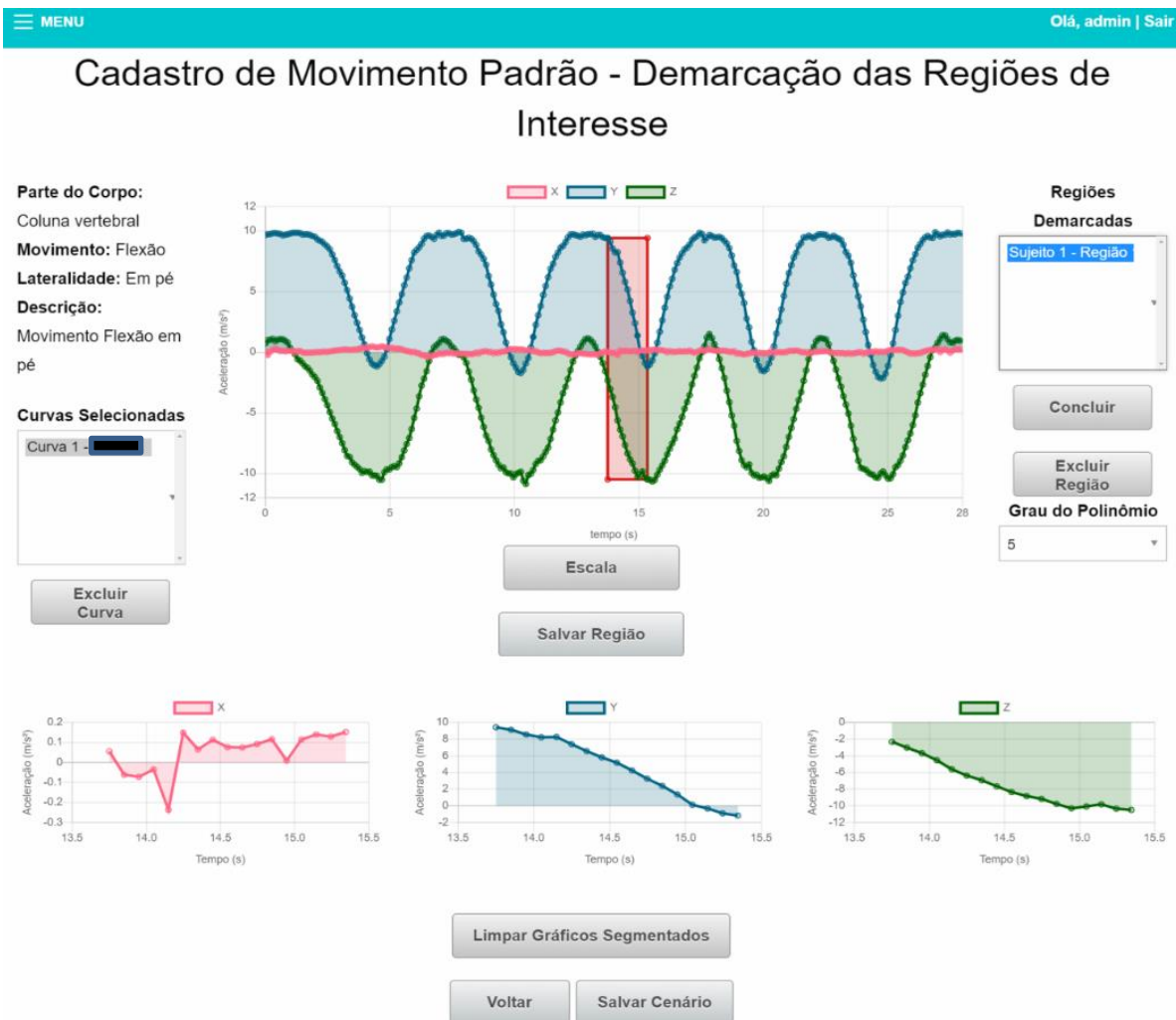
**Figura 22** - Exame ultrassonográfico normal dos músculos paravertebral direito e esquerdo do Sujeito 11.

Na Figura 23 estão apresentadas as curvas de movimentos de flexão do tronco de um Sujeito na posição ortostática provenientes dos dados capturados pelo acelerômetro e delineados graficamente por meio do aplicativo SMMAR-T (ENSINA, 2020; HUEI et al., 2020).

As Tabelas 3, 4 e 5 demonstram os valores das médias (M) e dos desvios-padrões (DP) dos coeficientes de determinação ( $R^2$ ) das curvas experimentais em relação às curvas ajustadas pelo modelo de ajuste polinomial de cada movimento dos Sujeitos relacionados ao eixo X, Y e Z do sistema de coordenadas.

As médias e desvios-padrões do coeficiente de determinação dos movimentos de cada Sujeito em relação à sua curva resultante para cada movimento (análise pareada) em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z estão demonstradas nas Tabelas 6, 7 e 8.

As Tabelas 9 a 17 apresentam a comparação das médias do coeficiente de determinação resultante de cada Sujeito ( $R^2 S$ ) com a média do coeficiente de determinação da curva resultante de cada movimento geral ( $R^2 G$ ).



**Figura 23** - Tela do Aplicativo SMMAR-T com informações de cadastro de identificação do sujeito, área de interesse demarcada do movimento de flexão ortostática e as representações gráficas dos eixos discretizadas X, Y e Z.

| MOVIMENTO              |    | SUJEITOS |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        | Média Geral R <sup>2</sup> e Desvio Padrão |
|------------------------|----|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
|                        |    | 1        | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | 11     |  |
| Flexão (Sentado)       | M  | 0,9734   | 0,9818 | 0,9908 | 0,5405 | 0,9651 | 0,8377 | 0,8735 | 0,8700 | 0,9939 | 0,8986 | 0,8737 | 0,9351<br>0,1533                           |
|                        | DP | 0,0220   | 0,0210 | 0,0045 | 0,2727 | 0,0276 | 0,1091 | 0,0238 | 0,0663 | 0,0018 | 0,0622 | 0,0853 |  |
| Flexão (Ortostático)   | M  | 0,9246   | 0,9225 | 0,9718 | 0,6395 | 0,8815 | 0,8623 | 0,5651 | 0,7738 | 0,9804 | 0,7938 | 0,9697 | 0,9216<br>0,1745                           |
|                        | DP | 0,0492   | 0,9144 | 0,0192 | 0,1984 | 0,0562 | 0,1038 | 0,2718 | 0,0997 | 0,0130 | 0,1501 | 0,0146 |  |
| Extensão (Sentado)     | M  | 0,9618   | 0,7925 | 0,9804 | 0,5826 | 0,9638 | 0,5850 | 0,8133 | 0,8327 | 0,8598 | 0,9352 | 0,8788 | 0,9122<br>0,1750                           |
|                        | DP | 0,0274   | 0,1238 | 0,0142 | 0,1997 | 0,0170 | 0,1571 | 0,1240 | 0,1941 | 0,1351 | 0,0440 | 0,1006 |  |
| Extensão (Ortostático) | M  | 0,9315   | 0,9499 | 0,9681 | 0,5904 | 0,9213 | 0,7970 | 0,8170 | 0,5113 | 0,3759 | 0,7101 | 0,9085 | 0,8594<br>0,2193                           |
|                        | DP | 0,0702   | 0,0135 | 0,0198 | 0,0959 | 0,0189 | 0,0594 | 0,1260 | 0,2131 | 0,1419 | 0,1826 | 0,1061 |  |



|   |         |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |
|---|---------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
|   |         |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |
| <b>Inclinação lateral D (Sentado)</b>     | M<br>DP | 0,9986<br>0,0006 | 0,9981<br>0,0010 | 0,9988<br>0,0003 | 0,9990<br>0,0006 | 0,9987<br>0,0008 | 0,9987<br>0,0007 | 0,9979<br>0,0010 | 0,9946<br>0,0034 | 0,9990<br>0,0007 | 0,9978<br>0,0009 | 0,9987<br>0,0008 | 0,9982<br>0,0015 |
| <b>Inclinação Lateral D (Ortostático)</b> | M<br>DP | 0,9979<br>0,0008 | 0,9974<br>0,0010 | 0,9987<br>0,0005 | 0,9972<br>0,0018 | 0,9991<br>0,0003 | 0,9949<br>0,0030 | 0,9980<br>0,0007 | 0,9953<br>0,0056 | 0,9990<br>0,0007 | 0,9945<br>0,0027 | 0,9988<br>0,0007 | 0,9981<br>0,0026 |
| <b>Inclinação Lateral E (Sentado)</b>     | M<br>DP | 0,998<br>0,001   | 0,999<br>0,001   | 0,999<br>0,001   | 0,999<br>0,0004  | 0,999<br>0,000   | 0,998<br>0,001   | 0,997<br>0,001   | 0,996<br>0,002   | 0,998<br>0,001   | 0,998<br>0,001   | 0,999<br>0,001   | 0,9988<br>0,0015 |
| <b>Inclinação Lateral E (Ortostático)</b> | M<br>DP | 0,9978<br>0,0016 | 0,9978<br>0,0005 | 0,9982<br>0,0006 | 0,9977<br>0,0017 | 0,9987<br>0,9990 | 0,9954<br>0,0024 | 0,9981<br>0,0012 | 0,9981<br>0,0009 | 0,9991<br>0,0005 | 0,9968<br>0,0013 | 0,9989<br>0,0005 | 0,9982<br>0,0015 |
| <b>Senta-levanta</b>                      | M<br>DP | 0,7028<br>0,0234 | 0,7137<br>0,0860 | 0,8863<br>0,0089 | 0,3341<br>0,1486 | 0,2951<br>0,1744 | 0,5770<br>0,2161 | 0,3645<br>0,2139 | 0,5908<br>0,1032 | 0,7700<br>0,0818 | 0,4014<br>0,2316 | 0,6539<br>0,0953 | 0,6382<br>0,2318 |

**Tabela 3 - Médias e desvios-padrões de R<sup>2</sup> das curvas experimentais vs R<sup>2</sup> das curvas ajustadas dos seis períodos de cada movimento de cada Sujeito em relação ao eixo X.**

| MOVIMENTO                                 | SUJEITOS |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  |                  | Média Geral R <sup>2</sup> e Desvio Padrão |                  |
|---|----------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|--|------------------|
|   | 1        | 2                | 3                | 4                | 5                | 6                | 7                | 8                | 9                | 10               | 11               |  |                  |
| <b>Flexão (Sentado)</b>                   | M<br>DP  | 0,9909<br>0,0094 | 0,9940<br>0,0047 | 0,9952<br>0,0037 | 0,9814<br>0,0123 | 0,9988<br>0,0007 | 0,9974<br>0,0013 | 0,9935<br>0,0055 | 0,9304<br>0,0575 | 0,9974<br>0,0020 | 0,9964<br>0,0038 | 0,9956<br>0,0024                           | 0,9960<br>0,0253 |
| <b>Flexão (Ortostático)</b>               | M<br>DP  | 0,9980<br>0,0007 | 0,9797<br>0,0149 | 0,9964<br>0,0012 | 0,9931<br>0,0035 | 0,9987<br>0,0006 | 0,9987<br>0,0008 | 0,9955<br>0,0028 | 0,9872<br>0,0071 | 0,9981<br>0,0017 | 0,9889<br>0,0099 | 0,9972<br>0,0011                           | 0,9969<br>0,0080 |
| <b>Extensão (Sentado)</b>                 | M<br>DP  | 0,9818<br>0,0107 | 0,9889<br>0,0060 | 0,9893<br>0,0046 | 0,9808<br>0,0081 | 0,9427<br>0,0335 | 0,9809<br>0,0075 | 0,9599<br>0,0178 | 0,9816<br>0,0084 | 0,9766<br>0,0116 | 0,6213<br>0,1477 | 0,9927<br>0,0044                           | 0,9807<br>0,1126 |
| <b>Extensão (Ortostático)</b>             | M<br>DP  | 0,9866<br>0,0085 | 0,9970<br>0,0014 | 0,9858<br>0,0032 | 0,9932<br>0,0023 | 0,8439<br>0,0903 | 0,9841<br>0,0047 | 0,9880<br>0,0036 | 0,9835<br>0,0108 | 0,9464<br>0,0224 | 0,9782<br>0,0156 | 0,9965<br>0,0015                           | 0,9879<br>0,0502 |
| <b>Inclinação lateral D (Sentado)</b>     | M<br>DP  | 0,9879<br>0,0056 | 0,9957<br>0,0014 | 0,9977<br>0,0005 | 0,9886<br>0,0074 | 0,9939<br>0,0032 | 0,9918<br>0,0063 | 0,9803<br>0,0101 | 0,9933<br>0,0031 | 0,9907<br>0,0047 | 0,9813<br>0,0169 | 0,9893<br>0,0049                           | 0,9922<br>0,0085 |
| <b>Inclinação Lateral D (Ortostático)</b> | M<br>DP  | 0,9936<br>0,0013 | 0,9924<br>0,0030 | 0,996<br>0,9955  | 0,9855<br>0,0068 | 0,9922<br>0,0025 | 0,9839<br>0,0106 | 0,9818<br>0,0080 | 0,9951<br>0,0021 | 0,9958<br>0,0018 | 0,9548<br>0,0716 | 0,9978<br>0,0010                           | 0,9933<br>0,0235 |
| <b>Inclinação Lateral E (Sentado)</b>     | M<br>DP  | 0,984<br>0,005   | 0,991<br>0,005   | 0,995<br>0,004   | 0,980<br>0,011   | 0,992<br>0,002   | 0,998<br>0,001   | 0,974<br>0,006   | 0,994<br>0,002   | 0,988<br>0,006   | 0,973<br>0,011   | 0,973<br>0,017                             | 0,9884<br>0,0112 |
| <b>Inclinação Lateral E (Ortostático)</b> | M<br>DP  | 0,9942<br>0,0027 | 0,9760<br>0,0161 | 0,9946<br>0,0024 | 0,9833<br>0,0168 | 0,9912<br>0,0078 | 0,9954<br>0,0024 | 0,9440<br>0,0551 | 0,9897<br>0,0089 | 0,9982<br>0,0005 | 0,9733<br>0,0238 | 0,9975<br>0,0011                           | 0,9918<br>0,0237 |
| <b>Senta-levanta</b>                      | M        | 0,5821           | 0,5336           | 0,6838           | 0,5124           | 0,6447           | 0,5770           | 0,4548           | 0,2408           | 0,8280           | 0,8763           | 0,6878                                     | 0,6095           |



|  |    |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|--|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|  | DP | 0,1165 | 0,0197 | 0,0671 | 0,1416 | 0,1193 | 0,2161 | 0,1455 | 0,0611 | 0,0638 | 0,0372 | 0,0951 | 0,1926 |
|--|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|

**Tabela 4 - Médias e desvios-padrões de R<sup>2</sup> das curvas experimentais vs R<sup>2</sup> das curvas ajustadas dos seis períodos de cada movimento de cada sujeito em relação ao eixo Y.**

| MOVIMENTO                          |    | SUJEITOS |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        | Média Geral R <sup>2</sup> e Desvio Padrão |
|------------------------------------|----|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
|                                    |    | 1        | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | 11     |  |
| Flexão (Sentado)                   | M  | 0,9994   | 0,9992 | 0,9990 | 0,9986 | 0,9995 | 0,9983 | 0,9987 | 0,9948 | 0,9993 | 0,9978 | 0,9989 | 0,9989                                     |
|                                    | DP | 0,0005   | 0,0004 | 0,0004 | 0,0006 | 0,0003 | 0,0007 | 0,0006 | 0,0032 | 0,0006 | 0,0013 | 0,0006 | 0,0017                                     |
| Flexão (Ortostático)               | M  | 0,9986   | 0,9994 | 0,9983 | 0,9988 | 0,9994 | 0,9991 | 0,9992 | 0,9978 | 0,9987 | 0,9965 | 0,9992 | 0,9990                                     |
|                                    | DP | 0,0005   | 0,0003 | 0,0007 | 0,0006 | 0,0003 | 0,0003 | 0,0004 | 0,0012 | 0,0009 | 0,0017 | 0,0005 | 0,0011                                     |
| Extensão (Sentado)                 | M  | 0,9986   | 0,9988 | 0,9985 | 0,9975 | 0,9995 | 0,9985 | 0,9977 | 0,9973 | 0,9990 | 0,9972 | 0,9982 | 0,9986                                     |
|                                    | DP | 0,0003   | 0,0006 | 0,0005 | 0,0008 | 0,0002 | 0,0006 | 0,0020 | 0,0024 | 0,0005 | 0,0017 | 0,0016 | 0,0014                                     |
| Extensão (Ortostático)             | M  | 0,9983   | 0,9979 | 0,9981 | 0,9967 | 0,9994 | 0,9988 | 0,9982 | 0,9961 | 0,9986 | 0,9983 | 0,9993 | 0,9985                                     |
|                                    | DP | 0,0008   | 0,0011 | 0,0007 | 0,0009 | 0,0003 | 0,0008 | 0,0008 | 0,0034 | 0,0011 | 0,0006 | 0,0002 | 0,0015                                     |
| Inclinação lateral D (Sentado)     | M  | 0,8488   | 0,9846 | 0,8186 | 0,8368 | 0,8892 | 0,9311 | 0,9622 | 0,9807 | 0,9887 | 0,8529 | 0,8970 | 0,9512                                     |
|                                    | DP | 0,0763   | 0,0090 | 0,1130 | 0,1160 | 0,1278 | 0,0448 | 0,0130 | 0,0217 | 0,0074 | 0,1739 | 0,1235 | 0,1060                                     |
| Inclinação Lateral D (Ortostático) | M  | 0,8885   | 0,9824 | 0,9503 | 0,9856 | 0,9912 | 0,9821 | 0,9859 | 0,9869 | 0,9927 | 0,9847 | 0,9725 | 0,9871                                     |
|                                    | DP | 0,0250   | 0,0167 | 0,0462 | 0,0120 | 0,0057 | 0,0097 | 0,0055 | 0,0086 | 0,0060 | 0,0063 | 0,0239 | 0,0341                                     |
| Inclinação Lateral E (Sentado)     | M  | 0,973    | 0,995  | 0,989  | 0,925  | 0,985  | 0,945  | 0,901  | 0,939  | 0,995  | 0,931  | 0,737  | 0,9715                                     |
|                                    | DP | 0,016    | 0,005  | 0,006  | 0,047  | 0,010  | 0,052  | 0,021  | 0,069  | 0,003  | 0,049  | 0,359  | 0,1262                                     |
| Inclinação Lateral E (Ortostático) | M  | 0,9881   | 0,9960 | 0,9954 | 0,9632 | 0,9127 | 0,8186 | 0,9890 | 0,9738 | 0,9956 | 0,9090 | 0,8733 | 0,9841                                     |
|                                    | DP | 0,0088   | 0,0034 | 0,0016 | 0,9360 | 0,1080 | 0,1825 | 0,0090 | 0,0185 | 0,0032 | 0,0281 | 0,1097 | 0,0899                                     |
| Senta-levanta                      | M  | 0,9026   | 0,9378 | 0,9564 | 0,9407 | 0,8955 | 0,8919 | 0,9457 | 0,7616 | 0,9211 | 0,8987 | 0,9632 | 0,9286                                     |
|                                    | DP | 0,0300   | 0,0333 | 0,0147 | 0,0100 | 0,0581 | 0,0318 | 0,0192 | 0,1699 | 0,0275 | 0,0318 | 0,0104 | 0,0759                                     |

**Tabela 5 - Médias e desvios-padrões de R<sup>2</sup> das curvas experimentais vs R<sup>2</sup> das curvas ajustadas dos seis períodos de cada movimento de cada sujeito em relação ao eixo Z.**

| MOVIMENTO        |    | SUJEITOS |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        | R <sup>2</sup> Médio e Desvio Padrão |
|------------------|----|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------------------------------------|
|                  |    | 1        | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | 11     |                                      |
| Flexão (Sentado) | M  | 0,8661   | 0,9021 | 0,9592 | 0,3836 | 0,7733 | 0,7733 | 0,4735 | 0,2960 | 0,9130 | 0,6453 | 0,7013 | 0,6988                               |
|                  | DP | 0,0825   | 0,0573 | 0,0203 | 0,1074 | 0,0672 | 0,0672 | 0,1253 | 0,1345 | 0,0721 | 0,0948 | 0,1200 | 0,2257                               |

|   |    |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|---|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| <b>Flexão<br/>(Ortostático)</b>                   | M  | 0,8524 | 0,8243 | 0,9383 | 0,3961 | 0,6939 | 0,7099 | 0,3213 | 0,6619 | 0,9010 | 0,6453 | 0,9095 | 0,7140 |
|   | DP | 0,0621 | 0,1092 | 0,0273 | 0,1344 | 0,1853 | 0,1118 | 0,1677 | 0,1438 | 0,1050 | 0,0948 | 0,0623 | 0,2044 |
| <b>Extensão<br/>(Sentado)</b>                     | M  | 0,8497 | 0,6327 | 0,8991 | 0,4702 | 0,8078 | 0,4476 | 0,7388 | 0,4336 | 0,4675 | 0,8101 | 0,6748 | 0,6574 |
|   | DP | 0,0968 | 0,2020 | 0,0764 | 0,1240 | 0,0689 | 0,0604 | 0,1587 | 0,1492 | 0,0725 | 0,0970 | 0,1175 | 0,1772 |
| <b>Extensão<br/>(Ortostático)</b>                 | M  | 0,8785 | 0,7065 | 0,8139 | 0,3961 | 0,7114 | 0,4737 | 0,4312 | 0,3252 | 0,4754 | 0,4202 | 0,7627 | 0,5813 |
|   | DP | 0,0754 | 0,1292 | 0,0761 | 0,1227 | 0,1757 | 0,0677 | 0,0834 | 0,1461 | 0,0142 | 0,1272 | 0,0626 | 0,1947 |
| <b>Inclinação<br/>lateral D<br/>(Sentado)</b>     | M  | 0,9558 | 0,9481 | 0,9444 | 0,9467 | 0,9770 | 0,9429 | 0,9241 | 0,9309 | 0,9408 | 0,9746 | 0,9598 | 0,9496 |
|   | DP | 0,0298 | 0,0473 | 0,0418 | 0,0619 | 0,0269 | 0,0640 | 0,0500 | 0,1026 | 0,0550 | 0,0183 | 0,0338 | 0,0164 |
| <b>Inclinação<br/>Lateral D<br/>(Ortostático)</b> | M  | 0,9462 | 0,8850 | 0,9479 | 0,4702 | 0,9854 | 0,9722 | 0,9722 | 0,9802 | 0,9683 | 0,9743 | 0,9748 | 0,9161 |
|   | DP | 0,0261 | 0,0636 | 0,0577 | 0,1240 | 0,0144 | 0,0363 | 0,0363 | 0,0206 | 0,0209 | 0,0165 | 0,0161 | 0,1505 |
| <b>Inclinação<br/>Lateral E<br/>(Sentado)</b>     | M  | 0,9719 | 0,9745 | 0,9951 | 0,9509 | 0,9693 | 0,9522 | 0,9535 | 0,9425 | 0,9611 | 0,9421 | 0,9242 | 0,9579 |
|   | DP | 0,0295 | 0,0305 | 0,0032 | 0,0401 | 0,0276 | 0,0452 | 0,0484 | 0,0560 | 0,0437 | 0,0519 | 0,0701 | 0,0193 |
| <b>Inclinação<br/>Lateral E<br/>(Ortostático)</b> | M  | 0,9800 | 0,9385 | 0,9707 | 0,9777 | 0,9785 | 0,9743 | 0,9581 | 0,9368 | 0,9923 | 0,9519 | 0,9485 | 0,9643 |
|   | DP | 0,0099 | 0,0604 | 0,0376 | 0,0082 | 0,0195 | 0,0213 | 0,0288 | 0,0526 | 0,0060 | 0,0515 | 0,0465 | 0,0185 |
| <b>Senta-levanta</b>                              | M  | 0,7621 | 0,8521 | 0,9274 | 0,4692 | 0,4804 | 0,6952 | 0,4356 | 0,5944 | 0,7564 | 0,6182 | 0,6781 | 0,6608 |
|   | DP | 0,1211 | 0,0511 | 0,0493 | 0,1353 | 0,0610 | 0,1293 | 0,0491 | 0,1247 | 0,1464 | 0,1716 | 0,1233 | 0,1596 |

**Tabela 6 - Médias e desvios-padrões de R<sup>2</sup> entre os períodos do indivíduo em relação a sua curva padrão no eixo X.**

| MOVIMENTO   |    | SUJEITOS |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        | R <sup>2</sup> Médio e<br>Desvio<br>Padrão |
|---|----|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--|
|   |    | 1        | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | 11     |  |
| <b>Flexão<br/>(Sentado)</b>                       | M  | 0,9522   | 0,9625 | 0,9543 | 0,8836 | 0,9536 | 0,9536 | 0,9548 | 0,7636 | 0,9085 | 0,9420 | 0,9073 | 0,9215                                     |
|   | DP | 0,0610   | 0,0321 | 0,0641 | 0,1192 | 0,0450 | 0,0450 | 0,0386 | 0,1290 | 0,0787 | 0,0284 | 0,0341 | 0,0583                                     |
| <b>Flexão<br/>(Ortostático)</b>                   | M  | 0,8982   | 0,9204 | 0,9753 | 0,9778 | 0,8968 | 0,9293 | 0,9082 | 0,7968 | 0,8815 | 0,9420 | 0,9759 | 0,9184                                     |
|   | DP | 0,0885   | 0,0706 | 0,0427 | 0,0184 | 0,1304 | 0,0536 | 0,0651 | 0,2098 | 0,1522 | 0,0284 | 0,0158 | 0,0528                                     |
| <b>Extensão<br/>(Sentado)</b>                     | M  | 0,7971   | 0,9503 | 0,9202 | 0,9455 | 0,8757 | 0,7985 | 0,9482 | 0,8959 | 0,8049 | 0,7840 | 0,9687 | 0,8808                                     |
|   | DP | 0,1085   | 0,0442 | 0,0672 | 0,0626 | 0,0986 | 0,0800 | 0,0464 | 0,0697 | 0,1543 | 0,0740 | 0,0151 | 0,0721                                     |
| <b>Extensão<br/>(Ortostático)</b>                 | M  | 0,9306   | 0,9400 | 0,8907 | 0,9778 | 0,8216 | 0,9304 | 0,8180 | 0,9364 | 0,9497 | 0,8879 | 0,8977 | 0,9073                                     |
|   | DP | 0,0535   | 0,0420 | 0,1171 | 0,0168 | 0,1278 | 0,0830 | 0,1338 | 0,0575 | 0,0278 | 0,1005 | 0,1074 | 0,0508                                     |
| <b>Inclinação<br/>lateral D<br/>(Sentado)</b>     | M  | 0,9486   | 0,8969 | 0,9415 | 0,9094 | 0,9685 | 0,8946 | 0,8918 | 0,9056 | 0,9577 | 0,9076 | 0,9248 | 0,9225                                     |
|   | DP | 0,0338   | 0,0902 | 0,0520 | 0,0884 | 0,0377 | 0,1184 | 0,0593 | 0,1433 | 0,0421 | 0,0489 | 0,0773 | 0,0273                                     |
| <b>Inclinação<br/>Lateral D<br/>(Ortostático)</b> | M  | 0,9065   | 0,8671 | 0,9188 | 0,9455 | 0,9843 | 0,9624 | 0,9624 | 0,9471 | 0,9332 | 0,9570 | 0,9673 | 0,9411                                     |
|   | DP | 0,0679   | 0,1446 | 0,0512 | 0,0626 | 0,0121 | 0,0485 | 0,0485 | 0,0528 | 0,0372 | 0,0486 | 0,0228 | 0,0332                                     |
| <b>Inclinação<br/>Lateral E<br/>(Sentado)</b>     | M  | 0,9208   | 0,9316 | 0,9926 | 0,9323 | 0,9511 | 0,9189 | 0,9315 | 0,9455 | 0,9482 | 0,9618 | 0,8920 | 0,9388                                     |
|   | DP | 0,0986   | 0,0842 | 0,0067 | 0,0510 | 0,0325 | 0,0788 | 0,0676 | 0,0426 | 0,0654 | 0,0265 | 0,0990 | 0,0260                                     |
| <b>Inclinação<br/>Lateral E</b>                   | M  | 0,9709   | 0,8418 | 0,9476 | 0,8712 | 0,9553 | 0,9677 | 0,6578 | 0,8975 | 0,9763 | 0,9211 | 0,9299 | 0,9034                                     |
|   | DP | 0,0212   | 0,1313 | 0,0648 | 0,1110 | 0,0535 | 0,0227 | 0,0436 | 0,0599 | 0,0276 | 0,0837 | 0,0656 | 0,0921                                     |

|               |    |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
|---------------|----|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| (Ortostático) |    |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        |
| Senta-levanta | M  | 0,8193 | 0,7820 | 0,8843 | 0,7252 | 0,7697 | 0,7304 | 0,4599 | 0,6144 | 0,7643 | 0,8944 | 0,8544 | 0,7544 |
|               | DP | 0,0857 | 0,1119 | 0,0963 | 0,0928 | 0,1408 | 0,1111 | 0,0561 | 0,1731 | 0,1370 | 0,0577 | 0,0634 | 0,1263 |

**Tabela 7 - Médias e desvios-padrões de R<sup>2</sup> entre os períodos do indivíduo em relação a sua curva padrão no eixo Y.**

| MOVIMENTO                          |    | SUJEITOS |        |        |        |        |        |        |        |        |        |        | R <sup>2</sup> Médio e Desvio Padrão |
|------------------------------------|----|----------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------------------------------------|
|                                    |    | 1        | 2      | 3      | 4      | 5      | 6      | 7      | 8      | 9      | 10     | 11     |                                      |
| Flexão (Sentado)                   | M  | 0,9710   | 0,9825 | 0,9596 | 0,9484 | 0,9633 | 0,9633 | 0,9779 | 0,8618 | 0,9330 | 0,9534 | 0,9191 | 0,9485                               |
|                                    | DP | 0,0295   | 0,0229 | 0,0416 | 0,0580 | 0,0319 | 0,0319 | 0,0183 | 0,1027 | 0,0448 | 0,0304 | 0,0258 | 0,0343                               |
| Flexão (Ortostático)               | M  | 0,9368   | 0,9663 | 0,9880 | 0,9772 | 0,9265 | 0,9578 | 0,9595 | 0,9060 | 0,9416 | 0,9534 | 0,9795 | 0,9539                               |
|                                    | DP | 0,0423   | 0,0310 | 0,0112 | 0,0167 | 0,0851 | 0,0270 | 0,0299 | 0,1256 | 0,0917 | 0,0304 | 0,0079 | 0,0246                               |
| Extensão (Sentado)                 | M  | 0,9311   | 0,9340 | 0,9555 | 0,9663 | 0,9224 | 0,8683 | 0,9482 | 0,9388 | 0,9082 | 0,9456 | 0,9690 | 0,9352                               |
|                                    | DP | 0,0362   | 0,0420 | 0,0444 | 0,0412 | 0,0841 | 0,0582 | 0,0397 | 0,0391 | 0,0977 | 0,0308 | 0,0178 | 0,0286                               |
| Extensão (Ortostático)             | M  | 0,8602   | 0,9478 | 0,9088 | 0,9772 | 0,9257 | 0,9539 | 0,8336 | 0,9501 | 0,9775 | 0,8911 | 0,9152 | 0,9219                               |
|                                    | DP | 0,0844   | 0,0354 | 0,1044 | 0,0153 | 0,0707 | 0,0500 | 0,1034 | 0,0415 | 0,0239 | 0,0830 | 0,0714 | 0,0463                               |
| Inclinação lateral D (Sentado)     | M  | 0,4878   | 0,7929 | 0,5990 | 0,4562 | 0,5451 | 0,5907 | 0,7846 | 0,8053 | 0,8370 | 0,5286 | 0,6597 | 0,6443                               |
|                                    | DP | 0,0095   | 0,1380 | 0,1600 | 0,1135 | 0,1273 | 0,0450 | 0,0344 | 0,1347 | 0,0721 | 0,0142 | 0,1095 | 0,1390                               |
| Inclinação Lateral D (Ortostático) | M  | 0,3696   | 0,6430 | 0,7518 | 0,9663 | 0,8558 | 0,9208 | 0,9208 | 0,8122 | 0,8939 | 0,8620 | 0,6521 | 0,7862                               |
|                                    | DP | 0,1121   | 0,0759 | 0,1202 | 0,0412 | 0,0666 | 0,0542 | 0,0542 | 0,0976 | 0,0441 | 0,0629 | 0,1790 | 0,1746                               |
| Inclinação Lateral E (Sentado)     | M  | 0,5250   | 0,9240 | 0,8632 | 0,6387 | 0,7603 | 0,6097 | 0,6129 | 0,6804 | 0,8822 | 0,6523 | 0,5060 | 0,6959                               |
|                                    | DP | 0,0069   | 0,0951 | 0,1143 | 0,1292 | 0,1469 | 0,1438 | 0,1137 | 0,1032 | 0,1041 | 0,1047 | 0,0538 | 0,1428                               |
| Inclinação Lateral E (Ortostático) | M  | 0,8593   | 0,9016 | 0,9332 | 0,5546 | 0,5356 | 0,5868 | 0,5485 | 0,4519 | 0,8817 | 0,5242 | 0,2261 | 0,6367                               |
|                                    | DP | 0,0675   | 0,0781 | 0,0424 | 0,0463 | 0,0822 | 0,1635 | 0,0186 | 0,1846 | 0,0561 | 0,1970 | 0,1550 | 0,2259                               |
| Senta-levanta                      | M  | 0,8239   | 0,8919 | 0,9566 | 0,7691 | 0,8148 | 0,7603 | 0,6095 | 0,7622 | 0,7952 | 0,9095 | 0,9275 | 0,8200                               |
|                                    | DP | 0,1049   | 0,0706 | 0,0292 | 0,1126 | 0,1703 | 0,1393 | 0,0903 | 0,1548 | 0,1409 | 0,0623 | 0,0308 | 0,0989                               |

**Tabela 8 - Médias e desvios-padrões de R<sup>2</sup> entre os períodos do indivíduo em relação a sua curva padrão no eixo Z.**

| Movimento      | Sujeito | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G (Eixo X) | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G (Eixo Y) | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G (Eixo Z) |
|----------------|---------|--|--|--|
| Flexão sentado | 1       | 0,4325   | 0,5286   | 0,5315   |
|                | 2       | 0,3571   | 0,5619   | 0,5328   |
|                | 3       | 0,3746   | 0,5977   | 0,554  |
|                | 4       | 0,54   | 0,5649   | 0,5645   |

|                      |           |        |        |        |
|----------------------|-----------|--------|--------|--------|
|                      | <b>5</b>  | 0,5837 | 0,6005 | 0,4775 |
|                      | <b>6</b>  | 0,4605 | 0,4982 | 0,3432 |
|                      | <b>7</b>  | 0,5351 | 0,5448 | 0,4874 |
|                      | <b>8</b>  | 0,6005 | 0,6731 | 0,5831 |
|                      | <b>9</b>  | 0,6429 | 0,9568 | 0,9927 |
|                      | <b>10</b> | 0,3904 | 0,5075 | 0,2968 |
|                      | <b>11</b> | 0,4831 | 0,5064 | 0,4694 |
| <b>Média</b>         |           | 0,4909 | 0,5945 | 0,5302 |
| <b>Desvio padrão</b> |           | 0,0969 | 0,1307 | 0,1778 |

**Tabela 9** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de flexão do tronco na posição sentada dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| <b>Movimento</b>              | <b>Sujeito</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo X)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Y)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Z)</b> |
|-------------------------------|----------------|---|---|---|
| <b>Flexão<br/>ortostática</b> | <b>1</b>       | 0,3938  | 0,8163  | 0,6877  |
|                               | <b>2</b>       | 0,4148  | 0,6294  | 0,5857  |
|                               | <b>3</b>       | 0,2199  | 0,67  | 0,414   |
|                               | <b>4</b>       | 0,5249  | 0,7836  | 0,88  |
|                               | <b>5</b>       | 0,5612  | 0,7693  | 0,5322  |
|                               | <b>6</b>       | 0,4125  | 0,7196  | 0,4887  |
|                               | <b>7</b>       | 0,4881  | 0,696   | 0,4801  |
|                               | <b>8</b>       | 0,2598  | 0,6553  | 0,46  |
|                               | <b>9</b>       | 0,3346  | 0,8013  | 0,6362  |
|                               | <b>10</b>      | 0,3558  | 0,5889  | 0,3245  |
|                               | <b>11</b>      | 0,3229  | 0,7815  | 0,5524  |
| <b>Média</b>                  |                | 0,3898  | 0,7192  | 0,54922   |
| <b>Desvio padrão</b>          |                | 0,1062  | 0,0766  | 0,1493  |

**Tabela 10** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de flexão do tronco na posição ortostática dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| <b>Movimento</b>            | <b>Sujeito</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo X)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Y)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Z)</b> |
|-----------------------------|----------------|---|---|---|
| <b>Extensão<br/>sentado</b> | <b>1</b>       | 0,4786  | 0,2033  | 0,5029  |
|                             | <b>2</b>       | 0,7391  | 0,7039  | 0,691   |

|  |                      |        |        |        |        |
|--|----------------------|--------|--------|--------|--------|
|  | <b>3</b>             | 0,3024 | 0,2383 | 0,4606 |        |
|  | <b>4</b>             | 0,5086 | 0,2917 | 0,3239 |        |
|  | <b>5</b>             | 0,408  | 0,1317 | 0,5522 |        |
|  | <b>6</b>             | 0,5035 | 0,1872 | 0,4791 |        |
|  | <b>7</b>             | 0,3405 | 0,288  | 0,3509 |        |
|  | <b>8</b>             | 0,2474 | 0,2177 | 0,481  |        |
|  | <b>9</b>             | 0,512  | 0,2325 | 0,4807 |        |
|  | <b>10</b>            | 0,216  | 0,1595 | 0,5347 |        |
|  | <b>11</b>            | 0,4715 | 0,2342 | 0,4280 |        |
|  | <b>Média</b>         |        | 0,4297 | 0,2625 | 0,4804 |
|  | <b>Desvio padrão</b> |        | 0,1489 | 0,1541 | 0,0986 |

**Tabela 11** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de extensão do tronco na posição sentada dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| <b>Movimento</b>                | <b>Sujeito</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo X)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Y)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Z)</b> |
|---------------------------------|----------------|---|---|---|
| <b>Extensão<br/>ortostático</b> | <b>1</b>       | 0,4863  | 0,2157  | 0,4621  |
|                                 | <b>2</b>       | 0,5614  | 0,4021  | 0,2858  |
|                                 | <b>3</b>       | 0,4864  | 0,2042  | 0,4346  |
|                                 | <b>4</b>       | 0,605   | 0,3814  | 0,3237  |
|                                 | <b>5</b>       | 0,4537  | 0,1311  | 0,525   |
|                                 | <b>6</b>       | 0,51  | 0,2374  | 0,4498  |
|                                 | <b>7</b>       | 0,5599  | 0,191   | 0,4354  |
|                                 | <b>8</b>       | 0,4639  | 0,2878  | 0,3535  |
|                                 | <b>9</b>       | 0,5763  | 0,1466  | 0,5217  |
|                                 | <b>10</b>      | 0,3948  | 0,1958  | 0,4507  |
|                                 | <b>11</b>      | 0,5375  | 0,8118  | 0,9379  |
| <b>Média</b>                    |                | 0,5122  | 0,2913  | 0,4709  |
| <b>Desvio padrão</b>            |                | 0,0623  | 0,1932  | 0,1722  |

**Tabela 12** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de extensão do tronco na posição ortostática dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| <b>Movimento</b>                                    | <b>Sujeito</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo X)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Y)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Z)</b> |
|---|----------------|---|---|---|
| <b>Inclinação<br/>lateral direita<br/>(Sentado)</b> | <b>1</b>       | 0,5234  | 0,2058  | 0,5266  |
|   | <b>2</b>       | 0,8221  | 0,4491  | 0,4703  |
|   | <b>3</b>       | 0,5966  | 0,2564  | 0,3868  |
|   | <b>4</b>       | 0,865   | 0,6933  | 0,5177  |
|   | <b>5</b>       | 0,6276  | 0,1545  | 0,4925  |
|   | <b>6</b>       | 0,3855  | 0,2882  | 0,521   |
|   | <b>7</b>       | 0,8221  | 0,4491  | 0,4703  |
|   | <b>8</b>       | 0,8221  | 0,4491  | 0,4703  |
|   | <b>9</b>       | 0,5428  | 0,2014  | 0,5051  |
|   | <b>10</b>      | 0,4903  | 0,2416  | 0,5247  |
|   | <b>11</b>      | 0,6335  | 0,1746  | 0,4091  |
| <b>Média</b>  |                | 0,5677  | 0,2989  | 0,4581  |
| <b>Desvio padrão</b>                                |                | 0,1679  | 0,1570  | 0,0807  |

**Tabela 13** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral direita do tronco na posição sentada dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| <b>Movimento</b>  | <b>Sujeito</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo X)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Y)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Z)</b> |
|---|----------------|---|---|---|
| <b>Inclinação<br/>lateral<br/>direita<br/>(Ortostático)</b> | <b>1</b>       | 0,7895  | 0,4548  | 0,4071  |
|   | <b>2</b>       | 0,982   | 0,8735  | 0,4961  |
|   | <b>3</b>       | 0,6716  | 0,3552  | 0,379   |
|   | <b>4</b>       | 0,518   | 0,3263  | 0,3786  |
|   | <b>5</b>       | 0,5715  | 0,1804  | 0,515   |
|   | <b>6</b>       | 0,531   | 0,1962  | 0,2819  |
|   | <b>7</b>       | 0,4066  | 0,3614  | 0,2306  |
|   | <b>8</b>       | 0,4066  | 0,3614  | 0,2306  |
|   | <b>9</b>       | 0,4708  | 0,2865  | 0,5047  |
|   | <b>10</b>      | 0,3659  | 0,3574  | 0,479   |
|   | <b>11</b>      | 0,684   | 0,3153  | 0,5007  |
| <b>Média</b>  |                | 0,5839  | 0,3596  | 0,4267  |
| <b>Desvio padrão</b>  |                | 0,1844  | 0,1877  | 0,1001  |

**Tabela 14** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral direita do tronco na posição ortostática dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| Movimento                             | Sujeito | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G<br>(Eixo X) | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G<br>(Eixo Y) | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G<br>(Eixo Z) |
|---------------------------------------|---------|---|---|---|
| Inclinação lateral esquerda (Sentado) | 1       | 0,5346  | 0,187   | 0,5182  |
|                                       | 2       | 0,7488  | 0,421   | 0,4797  |
|                                       | 3       | 0,5007  | 0,2211  | 0,4828  |
|                                       | 4       | 0,7395  | 0,2986  | 0,4824  |
|                                       | 5       | 0,5923  | 0,1321  | 0,5403  |
|                                       | 6       | 0,3799  | 0,2772  | 0,2226  |
|                                       | 7       | 0,5452  | 0,165   | 0,4286  |
|                                       | 8       | 0,4273  | 0,4156  | 0,4026  |
|                                       | 9       | 0,5369  | 0,1854  | 0,4581  |
|                                       | 10      | 0,9572  | 0,9021  | 0,4551  |
|                                       | 11      | 0,5565  | 0,1304  | 0,3994  |
| <b>Média</b>                          |         | 0,5926  | 0,3032  | 0,4427  |
| <b>Desvio padrão</b>                  |         | 0,1642  | 0,2232  | 0,0850  |

**Tabela 15** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral esquerda do tronco na posição sentada dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

| Movimento                                 | Sujeito | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G<br>(Eixo X) | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G<br>(Eixo Y) | R <sup>2</sup> S vs. R <sup>2</sup> G<br>(Eixo Z) |
|---|---------|---|---|---|
| Inclinação lateral esquerda (Ortostático) | 1       | 0,6565  | 0,2387  | 0,4937  |
|   | 2       | 0,8584  | 0,7138  | 0,4909  |
|   | 3       | 0,6306  | 0,2947  | 0,378   |
|   | 4       | 0,5785  | 0,2727  | 0,4358  |
|   | 5       | 0,6438  | 0,184   | 0,5114  |
|   | 6       | 0,4231  | 0,255   | 0,5169  |
|   | 7       | 0,6034  | 0,185   | 0,3975  |
|   | 8       | 0,5931  | 0,3502  | 0,414   |
|   | 9       | 0,553   | 0,2928  | 0,491   |
|   | 10      | 0,216   | 0,1595  | 0,5347  |
|   | 11      | 0,9832  | 0,8991  | 0,4738  |

|                      |        |        |        |
|----------------------|--------|--------|--------|
| <b>Média</b>         | 0,6362 | 0,3576 | 0,4620 |
| <b>Desvio padrão</b> | 0,1596 | 0,2306 | 0,0477 |

**Tabela 16** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de inclinação lateral esquerda do tronco na posição ortostática dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

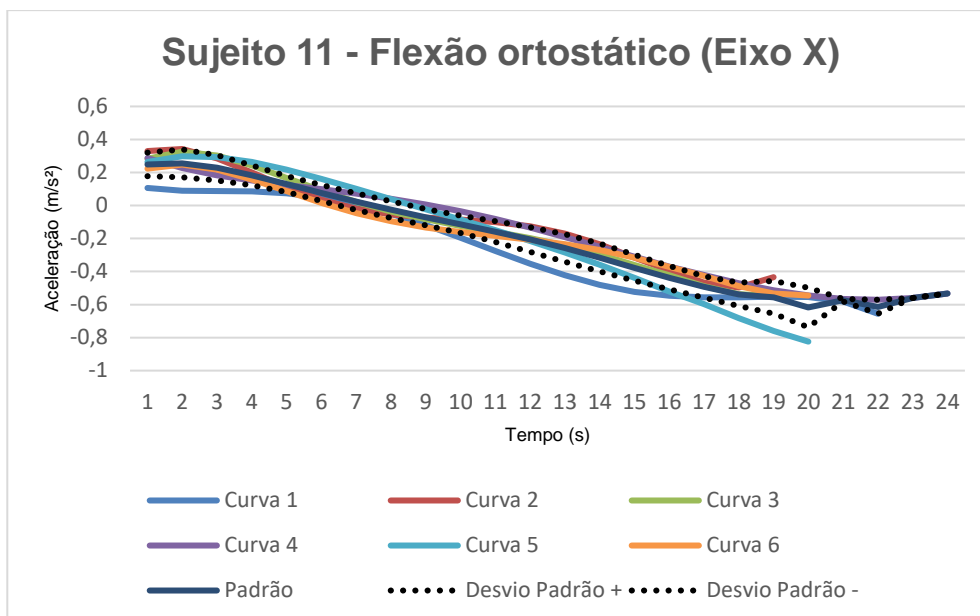
| <b>Movimento</b>     | <b>Sujeito</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo X)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Y)</b> | <b>R<sup>2</sup> S vs. R<sup>2</sup> G<br/>(Eixo Z)</b> |
|----------------------|----------------|---|---|---|
| <b>Senta levanta</b> | <b>1</b>       | 0,2699  | 0,0795  | 0,6375  |
|                      | <b>2</b>       | 0,4354  | 0,4668  | 0,4062  |
|                      | <b>3</b>       | 0,1483  | 0,2082  | 0,4741  |
|                      | <b>4</b>       | 0,1129  | 0,0963  | 0,5694  |
|                      | <b>5</b>       | 0,4876  | 0,1669  | 0,6386  |
|                      | <b>6</b>       | 0,4485  | 0,2119  | 0,5116  |
|                      | <b>7</b>       | 0,4354  | 0,4668  | 0,4062  |
|                      | <b>8</b>       | 0,373   | 0,1366  | 0,5596  |
|                      | <b>9</b>       | 0,4088  | 0,2383  | 0,5214  |
|                      | <b>10</b>      | 0,385   | 0,3168  | 0,544   |
|                      | <b>11</b>      | 0,4576  | 0,0476  | 0,7687  |
| <b>Média</b>         |                | 0,3674  | 0,1880  | 0,5691  |
| <b>Desvio padrão</b> |                | 0,1341  | 0,1219  | 0,0974  |

**Tabela 17** - Médias comparativas entre R<sup>2</sup> S e R<sup>2</sup> G para o movimento de sentar e levantar dos 11 indivíduos em relação aos eixos de coordenadas X, Y e Z.

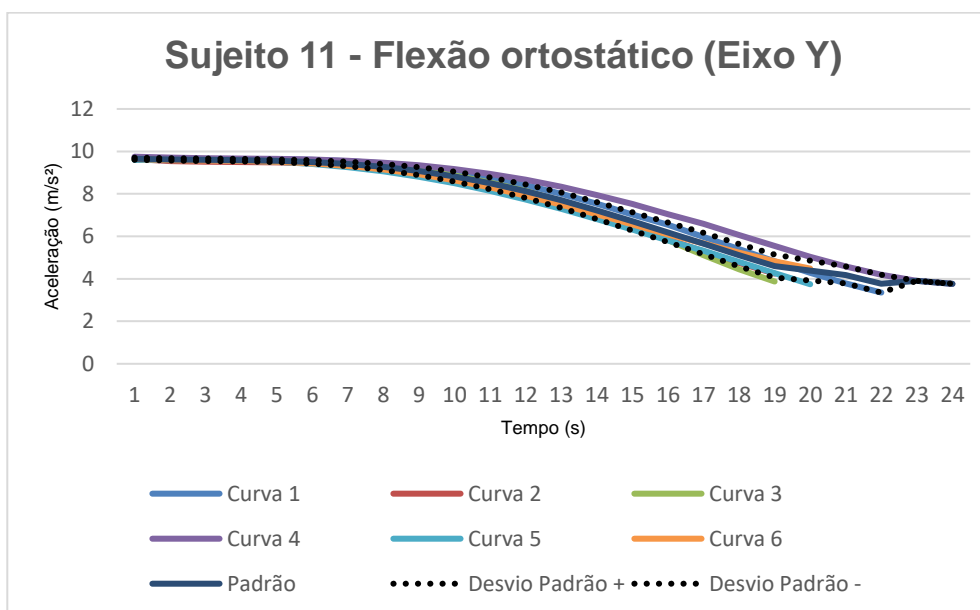
Com base nesses dados, determinaram-se as regiões de deslocamentos que representa cada modalidade de movimento dos Sujeitos. As Figuras 24, 25 e 26 mostram essas características em todos os eixos de coordenadas de uma das modalidades de movimentos realizados pelo Sujeito 11.

A linha preta contínua refere-se à curva resultante padrão do Sujeito 11. As linhas pretas pontilhadas são os limites determinados pelo desvio padrão. As curvas em cores são os seis ciclos de movimentos representados para uma ação específica do Sujeito 11. As demais representações de ciclos de movimentos dos participantes estão representadas no Anexo 6.

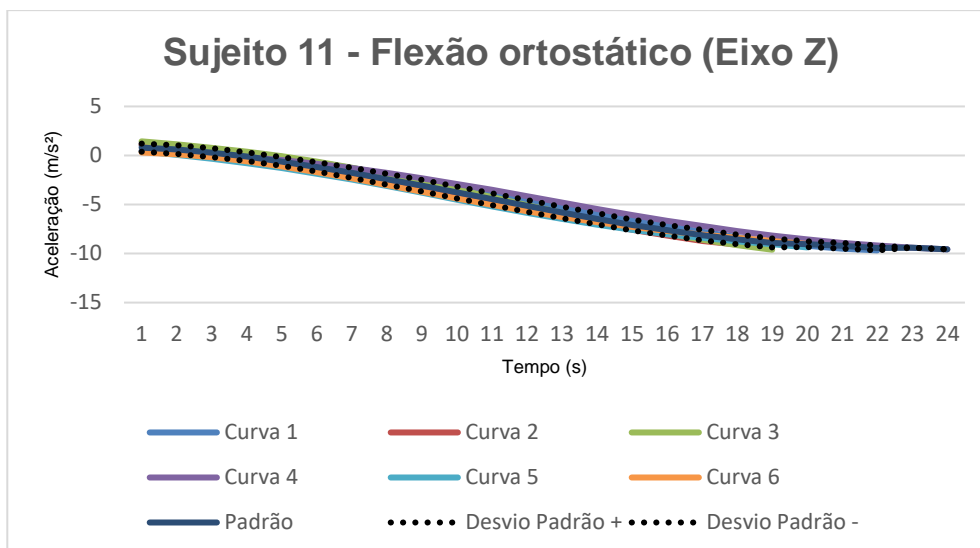




**Figura 24** - Curvas representativas dos seis ciclos de movimentos em flexão do tronco na posição ortostática em relação ao eixo X do Sujeito 11 com sua curva padrão e seus limites.

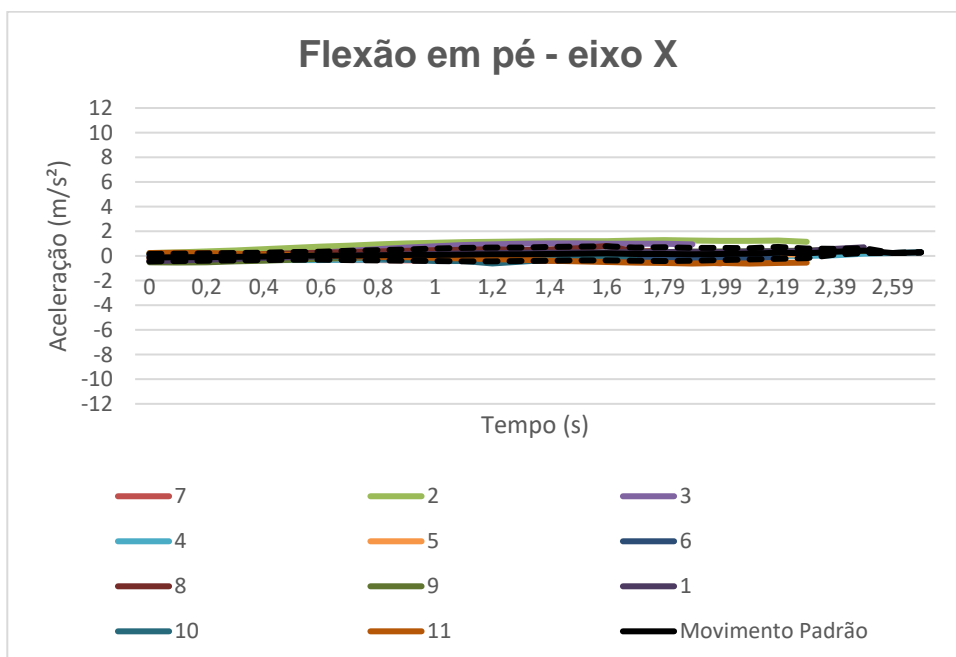


**Figura 25** - Curvas representativas dos seis ciclos de movimentos em flexão do tronco na posição ortostática em relação ao eixo Y do Sujeito 11 com sua curva padrão e seus limites.

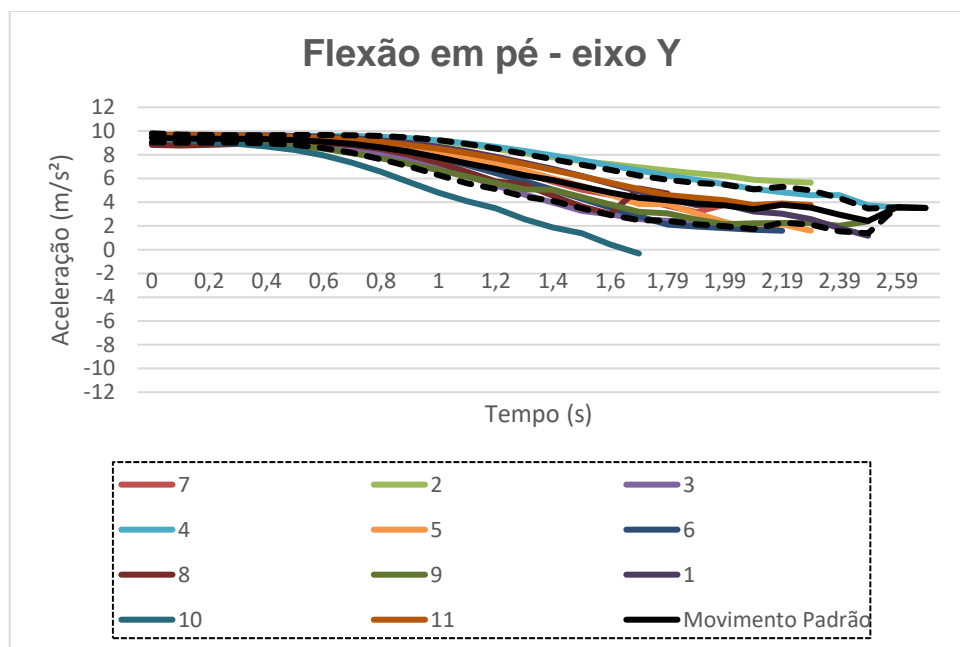


**Figura 26** - Curvas representativas dos seis ciclos de movimentos em flexão do tronco na posição ortostática em relação ao eixo Z do Sujeito 11 com sua curva padrão e seus limites.

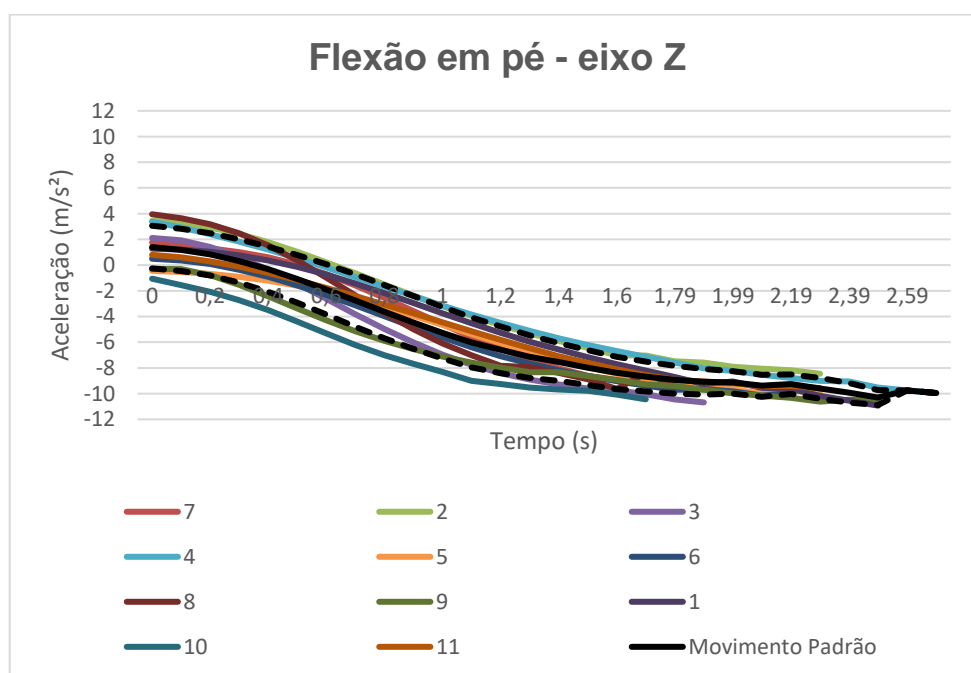
As curvas padrões resultantes de cada Sujeito distribuídas junto à curva padrão resultante geral (Movimento Padrão) para o movimento de flexão do tronco na posição ortostática nas coordenadas X, Y e Z estão mostradas nas Figuras 27, 28 e 29.



**Figura 27** – Curvas resultantes dos movimentos em flexão do tronco na posição ortostática no eixo X de cada um dos Sujeitos em relação à curva resultante geral (Movimento Padrão).



**Figura 28** - Curvas resultantes dos movimentos em flexão do tronco na posição ortostática no eixo Y de cada um dos Sujeitos em relação à curva resultante geral (Movimento Padrão).



**Figura 29** - Curvas resultantes dos movimentos em flexão do tronco na posição ortostática no eixo Z de cada um dos Sujeitos em relação à curva resultante geral (Movimento Padrão).

## 5. DISCUSSÃO

As enfermidades que acometem a coluna vertebral são frequentemente graves e, decorrente ao elevado índice de lesões relacionadas a essa estrutura, torna-se fundamental o conhecimento do comportamento biomecânico dessa região anatômica (CAMPBELL, 2014).

Nos dias atuais, para o diagnóstico e o acompanhamento das doenças da CV é importante a associação da avaliação semiológica com o uso de aparelhos de medições como goniômetros e os de imagens, sendo essa última modalidade representada principalmente pela radiografia simples e as suas variantes (INMAN e SAUNDERS, 1945; IZZO et al., 2013), ultrassonografia (AHMED et al., 2018), tomografia computadorizada (HOFFMAN et al., 2001) e ressonância magnética (ANGLIN e WYSS, 2000).

Vale ressaltar que em todos esses modelos de detecção de anomalias estruturais e ou funcionais, apesar de comumente solicitados na prática clínica diária, proporcionam análises da estrutura espinhal de maneira estática, impossibilitando assim a avaliação de modo completa da dinâmica fisiológica da coluna vertebral (VICENZI, 2019; WU et al, 2005).

A principal diferença entre a avaliação estática e a dinâmica é que na estática existe a observância de assimetrias de partes do corpo e as possíveis atitudes de compensações estruturais. Todavia, essa modalidade de avaliação física, diferentemente da dinâmica, não é capaz de detectar o fenômeno motor durante a realização dos deslocamentos (CAMPBELL, 2014; WU et al., 2019).

As articulações pertencentes à coluna vertebral, bem como as estruturas que as auxiliam nos variados movimentos como ligamentos e músculos, apresentam deslocamentos em três planos espaciais (GOSS, 1988; WU et al., 2005; PLUMMER et al., 2018). Destaca-se, além da característica de análise estática, que os goniômetros e os eletrogoniômetros limitam-se em determinar apenas um plano de representação espacial (GOODWIN et al., 1992; KOLK et al., 2016; SHAMSI et al., 2019; VICENZI, 2019).

Em relação aos exames de imagem por raio X, TC e RM, estes métodos, nos dias atuais, apresentam dependência direta ou indireta de tecnologias computacionais (VICENZI, 2109).

Pesquisadores como OHWOVORIOLE e MEKOW (1987) usaram computadores para medir de maneira dinâmica a articulação glenoumeral associando imagens tridimensionais adquiridas pela TC às imagens em duas dimensões obtidas pela fluoroscopia, com custo de operação computacional elevado e complexo (NISHINAKA et al., 2008; MATSUKI et al., 2012; SHAMSI et al., 2019).

Nesse contexto, outros pesquisadores desenvolveram técnicas para análise de movimento em três dimensões *in vivo* para pacientes em período pós-cirúrgico de artroplastia total do joelho (BANKS e HODGE, 1996) e para estudos da coluna vertebral, do quadril e do ombro (NISHINAKA et al., 2008; KIJIMA et al., 2015). Todavia, as técnicas que utilizam o raio X e ou TC apresentaram como desvantagem a exposição à radiação e, além disso, tanto o exame tomográfico e de ressonância magnética, configuraram-se também em procedimentos de alto custo e de alta complexidade de análise do processo computacional (NISHINAKA et al., 2008; KIJIMA et al., 2015; WANG et al., 2017).

Assim sendo, o estudo da cinemática das articulações do corpo necessita de dispositivos com funcionalidades de análise mais completa, precisão e acurácia dos resultados elevadas, baixo custo e simplicidade no uso, e, para essa finalidade existe o equipamento acelerômetro (MACDONALD,1990; GODFREY et al., 2008; MATSUKI et al., 2012; DA SILVA, 2013; AGUIAR et al., 2014; MOBARK et al., 2017; NAKANO e CHAKRABORTY, 2017; VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

Os acelerômetros têm sido usados para identificar padrões de posturas e de atividades físicas (VELTINK et al., 1996; FAHRENBERG et al., 1997; AMINIAN et al., 1999; FOERSTER e FAHRENBERG, 2000; AGUIAR et al., 2014; BULLING et al., 2014; ZUBAIR, 2016), detectar momentos críticos de quedas em idosos (MOHAMMAD e ALMODARRESI, 2009), sinalizar episódios convulsivos (YOSHIMURA et al., 2002; GIACOMOSSI, 2011) e acompanhar terapias de reabilitação fisioterápica (OGATA et al., 1997; YOSHIMURA et al., 2003; AGUIAR et al., 2014; WANG et al., 2017).

Além dessas aplicações em área da saúde, os acelerômetros também são capazes de auxiliarem, de modo efetivo, em atividades esportivas como atletismo, jogos de quadra e ciclismo entre outras modalidades, demonstrando assim, a horizontalidade de aplicabilidade desse dispositivo (VELTINK et al., 1996; FAHRENBERG et al., 1997; AMINIAN et al., 1999; FOERSTER e FAHRENBERG, 2000; BULLING et al., 2014; ZUBAIR, 2016).

Sob essas premissas, neste trabalho, onze indivíduos hígidos, cinco mulheres e seis homens, com idade entre 20 e 30 anos, sem queixas ou sinais de enfermidade na coluna vertebral, foram avaliados em condições semelhantes por meio de acelerômetro presente em *smartphone* e pelo aplicativo Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina – SMMAR-T (ENSINA, 2020; WU et al., 2019).

A preocupação com a homogeneidade dos dados coletados foi demonstrada em todas as etapas do trabalho. Este aspecto é de fundamental importância, pois repercute diretamente na precisão e na acurácia dos resultados (SULLIVAN, 2008).

Para isso, todas as etapas metodológicas de coleta de dados foram realizadas pelo pesquisador responsável deste trabalho, ou seja, desde os procedimentos de coleta dos dados de identificação, de antecedentes pessoais, de aceleração dos movimentos fisiológicos solicitados, assim como as medidas antropométricas e as avaliações semiotécnicas de exame físico. Vale destacar que, os exames ultrassonográficos não foram feitos pelo pesquisador responsável, mas estes exames foram realizados de modo integral por único especialista de domínio da radiologia.

Com o intuito de diminuir os problemas atribuíveis à variabilidade das aferições, neste trabalho optou-se pela seleção de sujeitos com medidas antropométricas similares, assim como, a escolha de indivíduos com faixas etárias pré-determinadas e características físicas e sociais semelhantes, e, também, com características de dominância do lado para movimentos. A respeitabilidade nesses aspectos promoveu à pesquisa um grau maior de homogeneidade na casuística (SULLIVAN, 2008; VICENZI, 2019).

Ainda tomou-se cuidado com o local de coleta de dados de movimentos dos Sujeitos participantes da pesquisa como a manutenção de temperatura na sala a

25 graus centígrados. Esse aspecto térmico de aproximada constância durante a execução dos movimentos é fundamental, pois as características fisiológicas inerentes ao sistema osteomusculoarticular dependem diretamente das condições térmicas ambientais (KAPANDJI, 2013; GUYTON e HALL, 2017).

Em relação aos exames ultrassonográficos das musculaturas paravertebrais e abdominais, estes foram feitos em todos os Sujeitos. Esse procedimento de imagem, acurado e preciso com efeitos colaterais ínfimos, foi realizado para fortalecer a ausência de lesões nas estruturas miofasciais das regiões avaliadas e afins (STOKES et al., 2005; AHMED et al., 2018).

Por volta dos 20 anos de idade, a CV está morfológica e funcionalmente definida, sendo que as afecções degenerativas podem iniciar logo após os 30 anos de idade (BENOIST, 2003; GROB, 2003).

Neste cenário, este trabalho estudou com método biomecânico original para coluna espinhal, segmento toracolombar, dos sujeitos hígidos e pertencentes a essa faixa etária. Com isso, comportamentos físicos de CVs normais poderão ser comparados, posteriormente, com os comportamentos físicos de CVs enfermas de indivíduos com as características similares (VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

Outros fatores, não menos importantes, eram os requisitos de posicionamento e de fixação do *smartphone* contendo o acelerômetro. Estes procedimentos são fundamentais, pois movimentos indesejados do equipamento assim como a inserção do aparato em local inadequado podem acarretar em captura de dados imprecisos, situações estas que devem ser evitadas (KHAN et al., 2010; DAYANIDHI et al., 2015; KOLK et al., 2016; BOBIN et al., 2017; VICENZI, 2019; WU et al, 2019).

Desse modo, baseado nesses critérios, escolheu-se a face anterior do corpo do osso esterno como ponto base de posicionamento do *smartphone*. Este local anatômico de instalação se deu devido às características topográficas planas que facilitam a justaposição do aparelho, assim como a estável fixação e a promoção da adequada visibilidade do equipamento para a captação dos movimentos toracolombares em todos os planos propostos (WU et al., 2019).



Em relação ao modo de fixação do acelerômetro, diversos pesquisadores descreveram as múltiplas maneiras de firmar estes dispositivos de maneiras e em locais pertinentes aos estudos de deslocamentos corporais.

Dentro dessa temática, BOBIN et al. (2017) incorporaram sensores em vestimentas especiais em espaços pré-determinados em formato de bolso para mensuração de movimentos de flexão de cotovelos. Apesar de mostrarem que este cenário reduziu o incômodo aos pacientes nos seus afazeres diários enquanto carregavam os sensores, estes autores constataram que o modo de inserção do aparato provoca formação de ruídos nos dados que dificultam as interpretações dos fenômenos cinéticos. Assim sendo, a maneira de fixação e de posicionamento do acelerômetro deve ser livre de deslocamentos, logo, a utilização deste dispositivo no interior de um bolso de vestimenta se torna inadequado (KHAN et al., 2010; VICENZI, 2019).

Para minimizar esse cenário anteriormente descrito, ou seja, a de reduzir os ruídos dos sensores durante a captura de dados, pesquisadores desenvolveram métodos invasivos de fixação do sensor de aceleração.

Neste sentido, LUDEWIG et al. (2009) fixaram pinos ortopédicos com sensores de aceleração e de direção diretamente na clavícula de pacientes com lesão óssea e a finalidade era estudar os movimentos de ombro e a relação dessa região anatômica com a clavícula e com o tronco durante os deslocamentos.

Em coluna vertebral, intervenções não menos invasivas também foram realizadas por meio de fixação de dispositivos de mensuração de aceleração nos processos espinhosos de vértebras lombares com o objetivo de determinar, de modo mais fidedigno, os movimentos angulares de flexão e de extensão do tronco (STEFFEN et al., 1997; BRUNEAU et al., 2010; SHACHAR et al., 2011).

Entretanto, é digno de nota que procedimentos invasivos como implantação de sensores em estruturas ósseas podem configurar-se em situações éticas, no mínimo, duvidosas, para não dizer perigosas. A justificativa para o não uso de métodos invasivos é que ainda existe um campo vasto para o desenvolvimento de métodos menos injuriosos para a obtenção de conhecimentos nessa área (VICENZI, 2019).

Nesse trabalho, para a fixação do *smartphone* foi utilizado um suporte de cinta de borracha vulcanizada Neoprene®, específico para atividades físicas e foi firmado ao redor do tórax dos Sujeitos por meio de imobilização por sistema de gancho e argola tipo Velcro®. Em nenhum momento observou-se deslocamentos indesejáveis do equipamento e ou migração do aparato dentro do sistema de fixação demonstrando ser apto para a função.

Em relação ao aspecto metodológico, neste trabalho ressaltam-se diversas características de cunho original. Nesse sentido, desenvolveu-se um aplicativo, o Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina – SMMAR-T (HUEI et al., 2020), sendo que as funções computacionais desse *software* estão embasadas em um método inédito de análise de dados provenientes de acelerômetros presentes em *smartphones* e fundamentadas no parâmetro matemático coeficiente de determinação (WU et al., 2019).

Diferentemente de outros processos de mensuração da cinemática corporal, este método permite junto ao SMMAR-T, em tempo real, adquirir, analisar e acompanhar os dados de deslocamentos de indivíduos, delinear funções que regem o comportamento de movimentos, comparar estatisticamente todas as curvas resultantes de todos os movimentos realizados, além de permitir o armazenamento em base de dados estruturados para posterior avaliação (WU et al., 2019; ENSINA, 2020; HUEI et al., 2020). Outrossim, o aplicativo SMMAR-T foi implementado de acordo com os princípios fundamentais da Engenharia de Software, ou seja, os critérios como amigabilidade de elevado grau, usabilidade adequada, confiabilidade do sistema e fácil manutenibilidade foram cumpridas na implementação (PRESSMAN, R. S., 2011).

Assim, as funções de cada modalidade de movimento de cada Sujeito foram determinadas e ajustadas por modelo matemático polinomial 5, e, com isso, descobriu-se a curva média resultante de movimento específico para cada Sujeito e com valores de  $R^2$ , na sua grande maioria, acima de 0,9 com reduzido desvio padrão, nos eixos que compreendem os planos de maior deslocamento nas modalidades de movimentos (WU et al., 2019).

Na modalidade de deslocação senta levanta, independentemente dos eixos analisados, os resultados de modelagem se mostraram com valores médios de  $R^2$ ,

na grande parte, abaixo de 0,6. Acredita-se que este aspecto foi devido à complexidade do movimento em questão, e com esse fato, aumentou-se a dificuldade no controle de homogeneização na realização desse grupo de movimentos.

Cabe expor que na área das Engenharias de Avaliações, apesar de não existirem restrições ou limites mínimos para o coeficiente de determinação, o valor considerado aceitável de  $R^2$  no auxílio ao julgamento da adequação de um modelo de regressão é caracterizado pelo valor acima de 0,7 (STEINER et al., 2008).

Estes elevados  $R^2$  encontrados nesse trabalho foram importantes, pois demonstram a homogeneização e o ajuste preciso dos movimentos pelo método e, conseqüentemente, a curva média resultante encontrada para cada movimento específico de cada indivíduo representa com alta acurácia a existência de um comportamento padrão de deslocação. Com isso, este cenário poderá ser utilizado na comparação, em tempos futuros, com quaisquer alterações no fenômeno cinético do Sujeito (WU et al, 2019).

É digno de nota, que quando eram comparadas as curvas médias resultantes de cada movimento específico de cada sujeito com a curva média resultante geral (Movimento padrão) de todos os indivíduos também para cada movimento específico, o coeficiente de determinação entre as funções apresentou, na grande maioria, valores abaixo de 0,6. Este cenário indica claramente que cada sujeito possui a curva média padrão própria e este fato é decorrente às características individuais de movimentos realizados (VICENZI, 2019; WU et al., 2019).

Assim, neste trabalho, a análise e o mapeamento de grandezas físicas e do comportamento de movimentos do segmento toracolombar da coluna vertebral hígida foram possíveis de serem realizados por meio do uso do aplicativo SMMAR-T com fundamentação em método biomecânico original.

Com isso, espera-se que esse procedimento possa contribuir de modo benéfico no aumento do conhecimento da biomecânica corpórea, apoiando positivamente no diagnóstico, no acompanhamento, na terapêutica e, especialmente, na predição e na prevenção de doenças dessa região anatômica.

## 6. CONCLUSÃO

Os resultados desse trabalho possibilitaram concluir que o comportamento biomecânico dos movimentos da região toracolombar da coluna vertebral, sem enfermidades, provenientes de acelerômetro embutido em *smartphone*, foi possível de ser analisado de modo eficiente e acurado por meio computacional.

## 7. REFERÊNCIAS

AEBI, M.; ARLET, V.; WEBB, J.K. **Aospine Manual Principles and Techniques**. Vol 1. Thieme, 2007.

AGUIAR, B.; ROCHA, T.; SILVA, J.; SOUSA I. Accelerometer-based fall detection for smartphones. **IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications**, 1-6, 2014.

AGUR, A.M.; LEE, M.J.; **Grant's Atlas of Anatomy**. 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia:Lippincott Willians & Wilkins, 1999.

AHMED, A.S.; RAMAKRISHNAN, R.; RAMACHANDRAN, V.; RAMACHANDRAN, S.S.; PHAN, K.; ANTONSEN, E. Ultrasound diagnosis and therapeutic intervention in the spine. **J Surg Spine**, 4(2): 423-432, 2018.

AMADIO, A.C. **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento**. São Paulo: Editora Universidade de São Paulo, 1996.

AMINIAN, K.; ROBERT, Ph.; BUCHER, E.E.; RUTSCHMANN, B.; HAYOZ, D.; DEPAIRON, M. Physical activity monitoring based on accelerometry: Validation and comparison with video observation, 37(3):304-308, 1999.

AN, K.N.; CHAO, E.Y.S. Kinematic analysis of human movement. **Ann Biomed Eng**, 12: 585, 1984.

AN, K.N.; JACOBSEN, M.C.; BERGLUND, L.J.; CHAO, E.Y.S. Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies. **J Biomech**, 21: 613, 1988.

ANGLIN, C.; WYSS, U.P. Review of arm motion analyses. **Proc Inst Mech Engrs**, 214(3), 2000.

ATTAL, N.; PERROT, S.; FERMANIAN, J.; BOUHASSIRA, D. The neuropathic components of chronic low back pain: a prospective multicenter study using the DN4 Questionnaire. **J Pain**, 12(10):1080-7, 2011.

ATWATER, A.E. Cinesiologia e Biomecânica: Perspectivas e tendências. **Pesquisa Trimestral para Exercício e Desporto**. 1(51):193-218, 1980.

BAEK, J.; LEE, G.; PARK, W.; YUN, B. Accelerometer Signal Processing for User Activity Detection. In: **Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems**, 610-617, 2004.

BAEYENS, J.P.; VAN ROY, P.; DE SCHEPPER, A.; DECLERCQ, G.; CLARIJS, J.P. Glenohumeral joint kinematics related to minor anterior instability of the shoulder at the end of the late preparatory phase of throwing. **Clin Biomech**, 16(9):752-7, 2001.

BAGLEY, L.J. Imaging of spinal trauma. **Radiol Clin North Am**, 44(1):1-12, 2006.

BANKS, S.A.; HODGE, W.A. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. **IEEE Trans Biomed Eng**, 43(6): 638-649, 1996.

BAO, L.; INTILLE, S.S. Activity recognition from user-annotated acceleration data. **Pervasive Computing**, 3001:1-17, 2004.

BARBOSA, F.S.S.; GONÇALVES, M.A. Biomechanical approach for assessment of overload on lumbar spine: the effects of different demographic variables on muscle fatigue. **Act Ortop Bra**. 15(3):132-137, 2007.

BARKER, P.J.; BRIGGS, C.A. Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. **Spine**, 24(17):1757-1764, 1999.

BENOIST, M. Natural history of the aging spine. **Eur Spine J**, 12(2): 86-89, 2003.

BINDER, M.C.P.; WLUDARSKI, S.L.; DE ALMEIDA, I.M. Occupational accidents in Botucatu, São Paulo, recorded by the social security system from 1995 to 1999. **Cad. Saúde Pública**, 17(4):915-24, 2001.

BOBIN, M.; AMROUN, H.; COQUILLART, S.; BIMBARD, F.; AMMI, M. SVM based approach for the assessment of elbow flexion with smart textile sensor. **2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics**, 2017.

BORSTAD, J.D.; LUDEWIG, P.M. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. **Clin Biomech**, 17, 650–659, 2002.

BOSZCZYK, B.M.; BOSZCZYK, A.A.; PUTZ, R. Comparative and functional anatomy of the mammalian lumbar spine. **Anat. Rec.** 264:157–168, 2001.

BROW, C.J.; ROTH, D.L.; ALLMAN, R.M. Validation of use of wireless monitors to measure levels of mobility during hospitalization. **J Rehabil Res Dev**, 45:551-8, 2008.

BRUNEAU, A.; LANGE, E.C.; ANDERSON, K.M. Spinal implants including a sensor and methods of use. **United States Patent** No: US 7.691,130 B2 (45), Date of Patent: Apr. 6, 2010.

BULLING, A.; BLANKE, U.; SCHIELE, B. A Tutorial on Human Activity Recognition Using Body-worn Inertial Sensors. **ACM Comput. Surv**, 46(3):1-33, 2014.

BULLOCK, A.; WEBB, K. Technology in postgraduate medical education: a dynamic influence on learning? **Postgrad Med J**, 91(1081): 646–650, 2015.

CAMPBELL, W.W. **Dejong. O Exame Neurológico.** 7ª Edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2014.

CAPOZZO, A. Mechanics of human walking. In: PATLA, AE: Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion. **North-Holland, Elsevier Science.** p. 167-186, 1991.

CHEN, H.W.; HUANG, S.M. Risk factors of efficacy for patients receiving surgical treatment following terrible triad of the elbow joint: A comparative study. **Medicine** vol. 98, 2019.

CHEN, X.; KOSKELA, M. Skeleton-based action recognition with extreme learning machines. **Neurocomputing**, 149(A): 387-396, 2015.

CHIGATERI, N.G.; KERSE, N.; WHEELER, L.; MACDONALD, B.; KLENK, J. Validation of an accelerometer for measurement of activity in frail older people. **Gait Posture**, 66: 114-117, 2018.

CORRELL, S.; FIELD, J.; HUTCHINSON, H.; MICKEVICIUS, G.; FITZSIMMONS, A.; SMOOT, B. Reliability and validity of the halo digital goniometer for shoulder range of motion in healthy subjects. **International Journal of Sports Physical Therapy**, 13(4): 707–714, 2018.

COLE, T.M.; TOBIS, J.S. Measurement of musculoskeletal function: goniometry. In: Kottke FJ, Lehmann JF, editors. **Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation.** 4ª ed. Philadelphia: Saunders, 20-32, 1920.

CRAWFORD, N.R.; YAMAGUCHI, G.T.; DICKMAN, C.A. Methods for determining spinal flexion/extension, lateral bending, and axial rotation from marker coordinate data: analysis and refinement. **Human Movement Science**, 15: 55-78, 1996.



CRAWFORD, R.P.; CANN, C.E.; KEAVENY, T.M. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. **Bone**. 33:744–750. 2003.

DA SILVA, F.G. **Reconhecimento de movimentos humanos utilizando um acelerômetro e inteligência computacional**. (Dissertação – Mestrado - Universidade de São Paulo), 2013.

DAGGFELDT, K.; HUANG, Q.; THORSTENSSON, A. The visible human anatomy of the lumbar erector spinae. **Spine**, 25(21):2719-2725, 2000.

DÂNGELO, G.J.; FATTINI, C.A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar: para o estudante de medicina**. 2ª.ed. São Paulo: Atheneu, 2000.

DAYANIDHI, S.; ORLIN, M.; KOZIN, S. DUFF, S.; KARDUNA, A. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. **Clin Biomech**, 20(6): 600–606, 2005.

DE HAAN, J.; SCHEP, N.W.; EYEGENDAAL, D.; KLEINRENSINK, G.J.; TUINEBREIJER, W.E.; DEN HARTOG, D. Stability of the elbow joint: relevant anatomy and clinical implications of in vitro biomechanical studies. **The open ortho journal**, 5:168-76, 2011.

DEBSKI, R.E.; McMAHON, P.J.; THOMPSON, W.O.; WOO, S.L.; WARNER, J.J.; FU, F.H. A new dynamic testing apparatus to study glenohumeral joint motion. **J Biomech**, 28(7): 869-874, 1995.

EL-GOHARY, M.; MCNAMES, J. Human joint angle estimation with inertial sensors and validation with a robot arm. **Biomed Eng**, 62(7): 1759–1767, 2015.

ENSINA, L.A. **SMMAR-T: Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina**. (Dissertação - Mestrado em Engenharia Elétrica e

Computação, PGEEC - Universidade Estadual do Oeste do Paraná/Foz do Iguaçu), Foz do Iguaçu, 2020.

ERMES, M.; PÄRKKÄ, J.; MÄNTYJÄRVI, J.; KORHONEN, I. Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions. **IEEE transactions on information technology in biomedicine**, 12(1): 20-6, 2008.

FAHRENBERG, J.; FOERSTER, F.; SMEJA, M.; MÜLLER, W. Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, 34(5):607-612, 1997.

FATHI, A.; CURRAN, K. Detection of Spine Curvature using Wireless Sensors. **Journal of King Saud University**, 29(4): 553-560, 2017.

FOERSTER, F.; FAHRENBERG, J. Motion pattern and posture: Correctly assessed by calibrated accelerometers. **Behavior Research Methods, Instruments and Computers**, 32(3):450-457, 2000.

FONTES, B. Anatomia da coluna. Cascavel, Disponível em <http://drbrunofontes.com.br/perguntas/curvaturas-da-coluna/>). Acesso em: 22/11/2019.

GAJDOSIK, R.L.; BOHANNON, R.W. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. **Phys Ther**, 67: 1867-1872, 1987.

GERMAN, J.W. e FOLEY, K.T. Minimal access surgical techniques in the management of the painful lumbar motion segment. **Spine**, 30(16):S 52-9, 2005.

GIACOMOSSI, L. C. **Método não invasivo utilizando acelerômetro para classificar movimentos normais e anormais de humanos**. 2011. Dissertação

(Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2011.

GODFREY, A.; CONWAY, R.; MEAGHER, D.; ÓLAIGHIN, G. Direct measurement of human movement by accelerometry. **Medical engineering & physics**, 30(10): 1364-1386, 2008.

GOODWIN, J.; CLARK, C.; DEAKES, J.; BURDON, D.; LAWRENCE, C. Clinical methods of goniometry: a comparative study. **Disability and Rehabilitation**, 14: 10-15, 1992.

GOSS, C.M. **Gray Anatomia**. 29ª ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 1988.

GRAICHEN, H.; STAMMBERGER, T.; BONEL, H.; ENGLMEIER, K.H.; REISER, M.; ECKSTEIN, F. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder: a 3D open-MRI study. **J Biomech**, 33(5):609-13, 2000.

GROB, D. The aging spine. **Eur Spine J**, 12(2): 84-85, 2003.

GUO, H.R.; TANAKA, S.; CAMERON, L.L.; SELIGMAN, P.J.; BEHRENS, V.J.; GER, J.; WILD D.K.; PUTZ-ANDERSON V. Back pain among workers in the United States: National estimates and workers at high risk. **American Journal of Industrial Medicine**, 28:591-602, 1995.

GUYTON, A.C.; HALL, A.J. **Tratado de Fisiologia Médica**. 13ª Edição, Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan S.A., 2017.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos da Física - Mecânica**. 10ª Edição, São Paulo, Editora: LTC, 2016.

HEIJINK, A.; VANHEES, M.; VAN DEN ENDE, K.; VAN DEN BEKEROM, M.P.; VAN RIET, R.P.; VAN DIJK, C.N.; EYGENDAAL, D. Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the elbow. **Knee surg Spo traumat arth**, 24(7), 2313-8, 2015.

HELLEBRANDT, F.A.; DUVALL, E.N.; MOORE, M.L. The measurement of joint motion: part III-reliability of goniometry. **Phys Ther Rev**, 29:302-7, 1949.

HELMI, M.; ALMODARRESI, S. Human activity recognition using a fuzzy inference system. **Fuzzy Systems, 2009. FUZZ-IEEE ...**, 1897-1902, 2009.

HERZOG, W. The biomechanics of spinal manipulation. **J Body Mov Ther**, 14(3):280-6, 2010.

HOEFFNER, E.G.; MUKHERJI, S.K.; SRINIVASAN, A.; QUINT, D.J. Neuroradiology Back to the Future: Spine Imaging. **Am J Neurorad**, 33(6); 999-1006, 2012.

HOFFMAN, J.R.; MOWER, W.R.; WOLFSON, A.B.; TODD, K.H.; ZUCKER, M.I. Validity of a set of clinical criteria to rule out injury to the cervical spine in patients with blunt trauma. National Emergency X-Radiography Utilization Study Group. **N Engl J Med**. 343(2):94-9, 2001.

HUEI, H.D.; WU, F.C.; SPOLAÔR, N.; ENSINA, L.A.; TAKAKI, W.S.R.; COY, C.S.R.; RODRIGUES, M.A. SMMAR-T - Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina. Titular: Universidade Estadual de Campinas e Universidade Estadual do Oeste do Paraná. BR512020000583-7. Depósito: 07 Jan. 2020. Concessão: 31 Mar. 2020.

INMAN, V.T.; SAUNDERS, J.B.D.C.M.; Observations on the function of the clavicle. **Calif Med**, 65(4):158-66, 1945.

ITZ, C.J.; GEURTS, J.W.; VAN KLEEF, M.; NELEMANS, P. Clinical course of non-specific low back pain: a systematic review of prospective cohort studies set in primary care. **Eur J Pain**. 17(1):5-15, 2013.

IZZO, R.; GUARNIERI, G.; GUGLIELMI, G.; MUTO, M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. **Eur J Rad**, 1(82); 118-126, 2013.

JOHNSTON, T.B. The movements of the shoulder joint: a plea for the use of the 'plane of the scapula' as the plane of reference for movements occurring at the humero-scapular joint. **Br J Surg**, 25:252-60, 1937.

JONES, A.D.R; JORDAN, R.W. Complex Elbow Dislocations and the Terrible Triad Injury. **The open ortho. journal**. 30(11):1394-1404, 2017.

KAPANDJI, A. L. **O que é biomecânica**, 1ªed, 2013.

KARANTONIS, D. M.; NARAYANAN, M. R.; MATHIE, M; LOVELL, N. H.; CELLER, B. G. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. **IEEE transactions on information technology in biomedicine**, 10(1): 156-167, 2006.

KARDUNA, A.R. Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study, **ASME**, 123: 184-190, 2001.

KARDUNA, A.R.; MCCLURE, P.W.; MICHENER, L.A. Scapular kinematics: effects of altering the Euler angle sequence of rotations. **J. Biomech**, 33, 1063-1068, 2000.

KENDALL, F.P.; MCCREARY, K.E; PROVENCE, P.G. **Músculos: provas e funções**. São Paulo: Manole, 1995.

KENHUB, GMBH. Acesso em julho de 2020: "© Kenhub "www.kemhub.com", Leipzig, 2020.

KHAN, A. M.; LEE, Y. K.; LEE, S.; KIM, T. S. Accelerometer`s position independent physical activity recognition system for long-term activity monitoring in the elderly.

**Medical Biological Engineering Computing.** International Federation for Medical and Biological Engineering, 1271-1279, 2010.

KIJIMA, T.; MATSUKI, K.; OCHIAI, N. In vivo 3-dimensional analysis of scapular and glenohumeral kinematics: comparison of symptomatic or asymptomatic shoulders with rotator cuff tears and healthy shoulders. **J Shoulder Elbow Surg**, 24(11): 1817-1826, 2015.

KIM, D.H.; VACCARO, A.R.; DICKMAN, C.A.; CHO, D.; LEE, S.; KIM, I. **Surgical anatomy and techniques to the spine.** 2<sup>nd</sup> edition. Elsevier/Saunders, 2013.

KIM, D.S.; ON, M.G.; YEOM, J.S. Overview of Various Measurement Tools for Shoulder Kinematics. **Clinics in Shoulder and Elbow**, 20(4): 244-248, 2017.

KOLK, A.; De WITTE, P.B.; HENSELER, J.F. Three-dimensional shoulder kinematics normalize after rotator cuff repair. **J Shoulder Elbow Surg**, 25(6):881-9, 2016.

KONTAXIS, A.; CUTTI, A.G.; JOHNSON, G.R.; VEEGER H.E.J. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. **Clinical Biomechanics**, 24(3):246-53, 2009.

KOSKIMÄKI, N.; SIIRTOLA, P. Accelerometer vs. Electromyogram in Activity Recognition. **Artificial Intelligence Journal**, 5(3), 2016.

LEE, K.; LIN, H.; KAN, Y.; CHIANG, S. A pilot study of activity recognition on rehabilitation exercise of frozen shoulder using wireless inertial sensor node. **7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology, Tokyo**, 117-120, 2013.

LI, Y.; CHEN, G.; SHEN, Y.; ZHU, Y.; CHENG, Z. Accelerometer-based fall detection sensor system for the elderly. **IEEE 2nd International Conference on Cloud Computing and Intelligence Systems, Hangzhou**, 1216-1220, 2012.

LIU, L.; PENG, Y.; WANG, S.; LIU, M.; HUANG, Z. Complex activity recognition using time series pattern dictionary learned from ubiquitous sensors. **Information Sciences**, 340: 41-57, 2016.

LOUIS, R. **Surgery of the spine. Surgical Anatomy and Operative Approaches**. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1983.

LU, X.; YAN, G.; LU, M.; GUO, Y. Epidemiologic features and management of elbow dislocation with associated fracture in pediatric population. **Medicine**, 96(48), 2017.

LUDEWIG, P.M.; PHADKE, V.; BRAMAN, J.P.; HASSETT, D.R.; CIEMINSKI, J.; LAPRADE, R.F. Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation. **J Bone Joint Surg**, 91(2): 378–389, 2009.

MACDONALD, G.A. A review of low cost accelerometers for vehicle dynamics. **Sensors and Actuators**, 21:303-307, 1990.

MACHADO, A.; HAERTEL, L.M. **Neuroanatomia Funcional**. 3ª Edição, São Paulo: Atheneu, 2013.

MAGEE, D.J. **Orthopedic physical assessment**. 2nd ed. Philadelphia: Saunders, 1992.

MARÇAL, E.; ANDRADE, R.; RIOS, R. Aprendizagem utilizando dispositivos móveis com sistemas de realidade virtual. **Rev Novas Tecnol na Educ**, 3: 1–11, 2005.

MARRAS, W.S. **Biomechanics of spinal motion segment**. in: HERKOWITZ, H.N., GARFIN, S.R., EISMONT, F.J., BELL, G.R., BALDERSTON, R.A. (EDS.) ROTHMAN-SIMEONE, **The spine**, (109-128). PHILADELPHIA: ELSEVIER SAUNDERS, 2011.

MATHIE, M. J.; CELLER, B.G.; LOVELL, N. H.; COSTER, A. C. F. Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer. **Medical & Biological Engineering & Computing**, 42, 2004.

MATSUKI, K.; MATSUKI, K.O.; YAMAGUCHI, S. OCHIAI, N.; SASHO, T. et al. Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. **J Orthop Sports Phys Ther**, 42(2): 96-104, 2012.

MAUREL, W.; WU, Y.; THALMANN, N.M.; THALMANN, D. **Biomechanical Models for Soft Tissue Simulation**. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1998.

McGILL, S.M.; CHOLEWICKI, J.; PEACH, J.P. Methodological considerations for using inductive sensors (3Space Isotrak) to monitor 3-D orthopaedic joint motion. **Clinical Biomechanics**, 12, 190-194, 1997.

MOBARK, M.; CHUPRAT, S.; MANTORO, T. Improving the accuracy of complex activities recognition using accelerometer-embedded mobile phone classifiers. **Second International Conference on Informatics and Computing (ICIC), Jayapura**, 1-5, 2017.

MOHAMMAD, H.; ALMODARRESI, S.M.T. Human activity recognition using a fuzzy inference system. In: **IEEE International Conference on Fuzzy Systems**. Jeju, Island. 2009.

MORAIS, M.L.; SILVA, V.K.O; SILVA, J.M.N. Prevalence of low back pain and associated factors among physiotherapy students. **Br J Pain**, 1(3):241-7, 2018.



NACHEMSON, A. Towards a better understanding of low back pain: a review of the mechanics of the lumbar disc. **Rheumatol Rehabil**, 14(3):129-143, 1975.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J.M. In vivo measurements of intradiscal pressure: discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. **J Bone Joint Surg Am**, 46:1077-1092, 1964.

NAKANO, K.; CHAKRABORTY, B. Effect of dynamic feature for human activity recognition using smartphone sensors. **Awareness Science and Technology, IEEE 8th International Conference**, 539-543, 2017.

NETTER, F.H. **Colección ciba de ilustraciones médicas: anatomía y fisiología**. Barcelona: Elsevier-Masson, 1999.

NICHOL, A. C. A new flexible electrogoniometer with widespread applications. In: Johnson B (Ed): **Biomechanics X-B**, Champaign, Illinois Human Kinematics Publishers, 6:1029-1033, 1987.

NICHOL, A. C. Measurement of joint motion. **Clinical Rehabilitation**, 3:1-9, 1989.

NISHINAKA, N.; TSUTSUI, H.; MIHARA, K. SUZUKI, K.; MAKIUCHI, D.; KON, Y. et al. Determination of in vivo glenohumeral translation using fluoroscopy and shape-matching techniques. **J Shoulder Elbow Surg**, 17(2):319-322, 2008.

NORKIN, C.C.; WHITE, D.J. Measurement of Joint Motion. **A Guide to Goniometry**. 3<sup>a</sup>ed. Philadelphia: FA Davis, 2003.

NOUGAROU, F.; PAGÉ, I.; LORANGER, M.; DUGAS, C.; DESCARREAU, M. Neuromechanical response to spinal manipulation therapy: effects of a constant rate of force application. **BMC Complement Altern Med**, 2(16):161, 2016.

OGATA, K.; YASUNAGA, M.; NOMIYAMA, H. The effect of wedged insoles on the thrust of osteoarthritic knees. **Int Orthop**, 21:308-312, 1997.

OHWOVORIOLE, E.N.; MEKOW, C.A technique for studying the kinematics of human joints. Part II. The humeroscapular joint. **Orthopedics**, 10:457, 1987.

PAIGE, N.M.; MIAKE-LYE, I.M.; BOOTH, M.S.; BEROES, J.M.; MARDIAN, A.S.; DOUGHERTY, P.; BRANSON, R.; TANG, B.; MORTON, S.C.; SHEKELLE, P.G. Association of Spinal Manipulative Therapy With Clinical Benefit and Harm for Acute Low Back Pain: Systematic Review and Meta-analysis. **JAMA**, 317(14):1451-1460, 2017.

PANJABI, M.M.; WHITE, A.A. The basics kinematics of the human spine. **Spine**, 3(1):12-20, 1976.

PANJABI, M.M.; WHITE, A.A. Basic biomechanics of the spine. **Neurosurgery**, 7(1):76-93, 1980.

PAPI, E.; KOH, W.S.; MCGREGOR, A.H. Wearable technology for spine movement assessment: A systematic review. **J Biomech**, 64:186–197, 2017.

PARADISO, R.; ROSSI, D. Advances in textile technologies for unobtrusive monitoring of vital parameters and movements. **Engineering in Medicine and Biology Society. 28th Annual International Conference of the IEEE**, 392 -395, 2006.

PÄRKKÄ, J. Analysis of Personal Health Monitoring Data for Physical Activity Recognition and Assessment of Energy Expenditure. **Mental Load and Stress**. Espoo: Tampere University of Technology, 2011.

PEARL, M.L.; HARRIS, S.L.; LIPPITT, S.B.; SIDLES, J.A.; HARRYMAN, D.T.; MATSEN, F.A. A system for describing positions of the humerus relative to the

thorax and its use in the presentation of several functionally important arm positions. **J Shoulder Elbow Surg**, 1:113-8, 1992.

PLUMMER, H.A.; POZZI, F.; MICHENER, L.A. Comparison of two trunk electromagnetic sensor placement methods during shoulder motion analysis. **J Biomech**, 68(8):132-135, 2018.

POPE, M.H. Giovanni Alfonso Borelli - the father of biomechanics. **Spine**, 30(20): 2350-2355, 2005.

POPE, M. H.; PANJABI, M. Biomechanical definitions of spinal instability. **Spine**, 10(3): 255-256, 1983.

PRASHANTH, J.R.; PHAN, K.; MAHARAJ, M.M.; PELLETIER, M.H.; WALSH, W.R.; MOBBS, R.J. Accelerometers for objective evaluation of physical activity following spine surgery. **Journal of Clinical Neuroscience**, 26:14-18, 2016.

PRESSMAN, R. S. Engenharia de Software: Uma Abordagem Profissional. 7ª Edição, Porto Alegre: MCGraw-Hill, 2011.

RAND, D.; ENG, J.J.; TANG, P.F, et al. How active are people with stroke? : use of accelerometers to assess physical activity. **Stroke**, 40:163-8, 2009.

REMMLER, D.; BYERS, R.; SCHEETZ, J.; SHELL, B.; WHITE, G.; ZIMMERMAN, S. et al. A prospective study of shoulder disability resulting from radical and modified neck dissections. **Head Neck Surg**, 8:280-306, 1986.

ROBINSON, J.T. **Early hominid Posture and Locomotion**. Chicago: The University of Chicago Press, 1972.

ROBINSON, P.M.; GRIFFITHS, E.; WATTS, A.C. Simple elbow dislocation. **Shoulder & elbow**, 3(9), 2017.

ROHEN, J.W.; YOKOCHI, C.; LÜTJEN-DRECOLL, E. **Color Atlas of Anatomy**. 5<sup>a</sup> ed., 2002.

RONCONI, D. Ilustração Anatômica da Parede e Gordura Abdominal. In: DI GIUSEPPE, A.; SHIFFMAN, M. **Cirurgia plástica estética do abdomen**. Springer, Cham, 2016.

SAGUNA, S.; ZASLAVSKY, A.; CHAKRABORTY, D. Complex activity recognition using context-driven activity theory and activity signatures. **ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)**, 20(6):32, 2013.

SANCHEZ-SOTELO, J. Primary elbow arthroplasty: problems and solutions. **Shoulder & elbow**. 1(9), 2016.

SEDREZ, J.A.; DA ROSA, M.I.Z.; NOLL, M.; MEDEIROS, F.S.; CANDOTTI, C.D. Risk factors associated with structural postural alterations on the spine of children and adolescents. **Rev Paul Pediatr**, 33:72-81, 2015.

SELMANAJ, D.; CORNO, M.; SAVARESI, S.M. Hazard Detection for Motorcycles via Accelerometers: A Self-Organizing Map Approach. **IEEE Transactions on Cybernetics**, 47(11):3609-3620, 2017.

SHAMSI, M. B.; MIRZAEI, M.; KHABIRI, S.S. Universal goniometer and electro-goniometer intra-examiner reliability in measuring the knee range of motion during active knee extension test in patients with chronic low back pain with short hamstring muscle. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, 11:4, 2019.

SHACHAR, Y.; CHEN, T.; WU, W.; JORDAN, B.; CHAN, H.; LUBOFF, P.; ZIMMERMAN, K. Method and apparatus for an implantable inertial-based sensing system for real-time, in vivo detection of spinal pseudarthroses and adjacent segment motion. **Pub. No.: US 2011/0295159 A1**, Pub. Date: Dec. 1, 2011.

SMITH, T. J.; FERNIE, G. R. Functional biomechanics of the spine. **Spine**, 16(10): 1197-1203, 1991.

SOBOTTA, J. **Atlas de anatomia humana**. 18ª Edição. Madrid: Ed. panamericana, 1985.

STEARNS, C. e KOELLA, J.C. **Evolution in health and disease**. 2<sup>nd</sup> Edition. Oxford: Oxford University Press, 2009.

STEFFEN, T. Biomechanics of the spine. **Aospine Manual, Principles and Techniques**. (Vol 1), Ed. Thieme, 2007.

STEFFEN, T.; RUBIN, R. K.; BARAMKI, H. G. A new technique for measuring lumbar segmental motion in vivo. Method, accuracy, and preliminary results. **Spine**, 22(2):566-573, 1997.

STEINER, M.T.A.; NETO, A.C.; BRAULIO, S.N.; ALVES, V. Métodos estatísticos multivariados aplicados à engenharia de avaliações. **Gest. Prod.** v.15(1): São Carlos, 2008.

STOKES, M.; RANKIN, G.; NEWHAM, D.J. Ultrasound imaging of lumbar multifidus muscle: normal reference ranges for measurements and practical guidance on the technique. **Manual Therapy**, 10:116–126, (2005).

STOLLENWERK, K.; MÜLLERS, J.; MÜLLER, J.; HINKENJANN A., KRÜGER B. Evaluating an Accelerometer-Based System for Spine Shape Monitoring. In book: **Computational Science and Its Applications – ICCSA**, 2018.

STRACCIOLINI A., JACKSON S.S., D'HEMECOURT P. Musculoskeletal Ultrasound in Treating and Preventing Upper Extremity Injuries in Young Athletes. In: Bauer A., Bae D. (eds) **Upper Extremity Injuries in Young Athletes**.

**Contemporary Pediatric and Adolescent Sports Medicine.** Springer, Cham, 2019.

SULLIVAN, L.M. **Essentials of Biostatistics in Public Health**, Ed. Jones & Bartlett Learning, 2008.

SUMUKADAS, D.; LADILAW, S.; WITHAM, M.D. Using the RT3 accelerometer to measure everyday activity in functionally impaired older people. **Aging Clin Exp Res**, 20:15-8, 2008.

TRAEGER, A.C.; BUCHBINDER, R.; ELSHAUG, A.G.; CROFT, P.R.; MAHER, C.G. Care for low back pain: Can health system deliver? **Bulletin of the World Health Organization**, 97(6):423-433, 2019.

TROIANO, R.P.; BERRIGAN, D.; DODD, K.W. Physical activity in the United States measured by accelerometer. **Med Sci Sports Exerc**, 40:181-188, 2008.

UGULINO, W.; CARDADOR, D.; VEGA, K.; VELLOSO, E.; MILIDIÚ, R.; FUKS, H. Wearable computing: Accelerometers' data classification of body postures and movements. Proceedings - **9th Brazilian Symposium on Collaborative Systems, SBSC**, v. 7589:52-61, 2012.

V, T.E. Optical measurement of the center of rotation for human joints. **J Biomech**, 9:241-242, 1976.

VALLE, M.B.; SCHMIT, E.F.D.; SEDREZ, J.A.; CANDOTTI, C.T. Assessment of thoracic and lumbar spine range of motion: systematic review with meta-analysis. **J. Phys. Educ.** 29(1), 2018.

VANNEUVILLE, G.; POUMARAT, G.; VACHERON, J.J.; FERRY, B. Measurement of spine movement from external markers. **Journal of Biomechanics**, 27:818-824, 1994.

VELTINK, P.H.; FRANKEN, H.M. Detection of knee unlock during stance by accelerometry. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, 4(4):395-402, 1996.

VIALLE, E. E VIALLE, L. R. Postura e equilíbrio sagital no adolescente. **Clínica ortopédica**, 6(1):45-48, 2005.

VICENZI, G. **Análise biomecânica-computacional de movimentos do ombro por meio do uso de acelerômetro**. (Dissertação - Mestrado em Ciências Aplicadas à Saúde, Medicina - Universidade Estadual do Oeste do Paraná/Francisco Beltrão), Francisco Beltrão, 2019.

VON EISENHART-ROTHER, R.M.; JÄGER, A.; ENGLMEIER, K.H.; VOGL, T.J.; GRAICHEN, H. Relevance of arm position and muscle activity on three-dimensional glenohumeral translation in patients with traumatic and atraumatic shoulder instability. **Am J Sports Med**, 30(4):514-22, 2002.

ZUBAIR, M.; SONG, K.; YOON, C. Human activity recognition using wearable accelerometer sensors, **IEEE International Conference on Consumer Electronics-Asia**, 1-5, 2016.

WALMSLEY, C.P.; WILLIAMS, S.A.; GRISBROOK, T.; ELLIOTT, C.; IMMS, C. Measurement of Upper Limb Range of Motion Using Wearable Sensors: A Systematic Review. **Sports Med Open**, 4:53, 2018.

WANG, Q.; MARKOPOULOS, P.; YU, B.; CHEN, W.; TIMMERMANS, A. Interactive Wearable Systems for Upper Body Rehabilitation: A Systematic Review. **J Neuroeng Rehabil**, 14(1):20, 2017.

WILLIAMS, P. **Anatomía de Gray**. 38ª Edição. Madrid: Harcourt Brace, 1998.

WINGATE, L.; CROGHAN, I.; NATARAJAN, N.; MICHALEK, A.M.; JORDAN, C. Rehabilitation of the mastectomy patient: a randomized, blind, prospective study. **Arch Phys Med Rehabil**, 70:21-22, 1989.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement**. John Wiley & Sons, p. 202, 1979.

WU, F.C.; COY, C.S.R.; LEE, H.D.; MACIEJEWSKI, N.A.R.; ENSINA, L.A.; TAKAKI, W.S.R.; VICENZI, G.; FLAUZINO, R.A.; FAGUNDES, J.J.; AYRIZONO, M.L.S.; SPOLAÔR, N. **Método para monitorar e analisar movimentos de articulações e de partes do corpo**. Status: Pedido de Patente requerido. INPI BR 10 2019 015290 7. 24 de jul. 2019.

WU, G.; VAN DER HELM, F. C.; VEEGER, H. E.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B. International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — part II: shoulder, elbow, wrist, and hand. **J Biomech**, 38:981-992, 2005.

YOSHIMURA, I.; NAITO, M.; HARA, M.; ZHANG, J. The effect of wedged insoles on the lateral thrust of anterior cruciate ligament-insufficient knees. **Am J Sports Med**, 31:999-1002, 2003.

YOSHIMURA, I.; NAITO, M.; ZHANG, J. Lateral thrust of anterior cruciate ligament insufficient knees and posterior cruciate ligament-insufficient knees. **Int Orthop**, 26: 303-5, 2002.

YURTMAN, A.; BARSHAN, B. Automated evaluation of physical therapy exercises using multi-template dynamic time warping on wearable sensor signals. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, 117(2):189–207, 2014.



## 8. ANEXOS

### ANEXO 1



*Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação  
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP  
04/08/2000*

*Aprovado na  
CONEP em*

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)**

Título do Projeto: Análise computacional da biomecânica de movimentos da coluna vertebral por meio de acelerômetro

Certificado de Apresentação para Apreciação Ética – “CAAE” N°

Pesquisador para contato: Marcelo Alvarez Rodrigues

Telefone: (45) 984013507

Endereço de contato (Institucional): UNIOESTE – Francisco Beltrão

Convidamos você (Nome do Participante) a participar de nossa pesquisa que tem o objetivo de analisar o comportamento biomecânico dos movimentos da coluna vertebral através do uso de *smartphone* com aplicativo com acelerômetro.

Nós esperamos, com este estudo, poder desenvolver uma nova técnica para medir o grau de mobilidade da coluna vertebral utilizando um celular e com isso substituir um equipamento milenar – o goniômetro. Para tanto, será realizado um exame físico da coluna vertebral pelo pesquisador com especialidade em neurocirurgia e exame com ultrassonografia da musculatura toracolombar e

abdominal realizado por especialista da área de radiologia. Vale dizer que este exame permite a visualização da musculatura e dos componentes de tecidos moles associados à região a ser estudada. Ainda, o exame ultrassonográfico não emite radiação e não causa prejuízo para sua saúde. O tempo para a realização desse exame é de aproximadamente 15 minutos. A sensação que terá durante o exame é a percepção de contato leve, superficial, do transdutor nas áreas musculares. Se porventura alguma lesão seja diagnosticada na região durante a feitura do exame, você irá ser avisado e um laudo será confeccionado para o seguimento da lesão com o pesquisador. Após a confirmação da normalidade anatômica por esses exames serão realizadas manobras com o posicionamento de um celular na face anterior ao corpo do osso esterno. Os movimentos realizados se caracterizarão por meio de seis movimentos na região toracolombar da coluna vertebral em cada uma das modalidades de deslocamento (flexão, extensão, lateralização direita e esquerda além de um movimento de sentar e levantar) os quais serão ensinados previamente e acompanhados pelo examinador neurocirurgião. Durante a execução do projeto, o participante apresentará exposição a mínimos riscos tais como constrangimento durante o exame físico, pois em nenhum momento o sujeito estará sem as vestimentas previamente informadas (Vestuário caracterizado pelo pijama cirúrgico de utilização em pacientes e, na vestimenta interior, traje de exercício físico). No caso de ocorrer possíveis constrangimentos, o pesquisador poderá prestar atendimento e finalizar o exame físico, assim como o sujeito poderá abandonar em qualquer momento da pesquisa, se esta for a sua vontade.

Sua identidade não será divulgada e seus dados serão tratados de maneira sigilosa, sendo utilizados apenas para fins científicos. Você também não pagará nem receberá para participar do estudo. Além disso, você poderá cancelar sua participação na pesquisa a qualquer momento. No caso de dúvidas ou da necessidade de relatar algum acontecimento, você pode contatar os pesquisadores pelos telefones mencionados acima ou o Comitê de Ética pelo número (45)3220-3092. Este documento será assinado em duas vias, sendo uma delas entregue ao sujeito da pesquisa.

Declaro estar ciente do exposto e desejo participar do projeto da pesquisa. Declaro que entendi os objetivos, benefícios e riscos da minha participação e que

compreendi todas as informações prestadas. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos da UNIOESTE.

---

**(Assinatura)**

---

**(Nome do sujeito de pesquisa)**

Eu, Marcelo Alvarez Rodrigues, declaro que forneci todas as informações a respeito do projeto ao participante.

---

Assinatura do pesquisador

Cascavel, de de 2019.

## ANEXO 2

### FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

**NOME :**

Endereço:

Telefone:

e-mail:

#### **Dados Gerais**

Idade:

Sexo:

Lateralidade:

Tabagismo:

Consumo de etílico:

Atividade física:

Trabalho:

#### **Medidas:**

Altura:

Peso:

#### **Resultado ultrassonografia:**

#### **Exercícios:**

Sentado

Flexão:

Extensão:

Inclinação lateral direita:

Inclinação lateral esquerda:

Em pé

Flexão:

Extensão:

Inclinação lateral direita

Inclinação lateral esquerda:

Senta-levanta:

## ANEXO 3

29/02/2020

Exibição de laudo

### ULTRASSONOGRAFIA DA PAREDE ABDOMINAL ANTERIOR

**TÉCNICA:** estudo ultrassonográfico realizado com transdutor linear de alta frequência.

**RELATÓRIO:**

- Parede abdominal anterior íntegra, sem evidências de hérnias.
- Musculatura da parede abdominal com trofismo e ecogenicidade normais, com padrão simétrico bilateralmente.
- Ausência de imagens de rupturas musculares ou de lesões por estiramento detectáveis ao método.
- Não observamos lesões expansivas ou de coleções nas porções visibilizadas do exame.

**IMPRESSÃO ULTRASSONOGRÁFICA:**

Estudo ultrassonográfico da parede abdominal dentro dos parâmetros da normalidade.

### ULTRASSONOGRAFIA DA MUSCULATURA PARAVERTEBRAL LOMBAR POSTERIOR

**TÉCNICA:** estudo ultrassonográfico realizado com transdutor linear de alta frequência.

**RELATÓRIO:**

- Musculatura paravertebral com trofismo e ecogenicidade normais, com padrão simétrico bilateralmente.
- Ausência de imagens de rupturas musculares ou de lesões por estiramento detectáveis ao método.
- Não observamos lesões expansivas ou de coleções nas porções visibilizadas do exame.

**IMPRESSÃO ULTRASSONOGRÁFICA:**

Estudo ultrassonográfico da musculatura paravertebral lombar posterior dentro dos parâmetros da normalidade.



Dr. João Gabriel Nakka Strauch  
CRM 31.633

## ANEXO 4

# UNIOESTE - CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANÁ



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ANÁLISE BIOMECÂNICO-FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL POR MEIO DE

ACELERÔMETRO **Pesquisador:** MARCELO ALVAREZ RODRIGUES

**Área**

**Temática:**

**Versão:**

2

**CAAE:**

23172719.4.0000.0107

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANA **Patrocinador**

**Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.705.545

### Apresentação do Projeto:

Despacho saneador de pendências da pesquisa ANÁLISE BIOMECÂNICO-FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL POR MEIO DE ACCELERÔMETRO  
**Pesquisador Responsável:** MARCELO ALVAREZ RODRIGUES  
**CAAE:** 23172719.4.0000.0107

Submetido

em:

14/11/2019

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANA

**Objetivo da Pesquisa:**

Despacho saneador de pendências da pesquisa ANÁLISE BIOMECÂNICO-FUNCIONAL DA COLUNA VERTEBRAL POR MEIO DE ACCELERÔMETRO  
Pesquisador Responsável: MARCELO ALVAREZ RODRIGUES  
CAAE: 23172719.4.0000.0107

Submetido em: 14/11/2019  
Instituição Proponente: UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANA

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Já descrito anteriormente.

**Endereço:** RUA UNIVERSITARIA 2069  
**Bairro:** UNIVERSITARIO **CEP:** 85.819-110  
**UF:** PR **Município:** CASCAVEL  
**Telefone:** (45)3220-3092 **E-mail:** cep.prppg@unioeste.br

UNIOESTE - CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA  
SAÚDE DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO  
PARANÁ



Continuação do Parecer: 3.705.545

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Já descrito anteriormente.

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

Já descrito anteriormente.

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

Agora, está estabelecido que toda a pesquisa envolve algum grau de risco e esta, envolve um grau muito baixo de risco.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**UNIOESTE - CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA  
SAÚDE DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO  
PARANÁ**



Continuação do Parecer: 3.705.545

CASCADEL, 14 de Novembro de 2019

---

**Assinado por:**

**Dartel Ferrari de Lima (Coordenador(a))**Endereço: RUA UNIVERSITARIA 2069

**Bairro:** UNIVERSITARIO **CEP:** 85.819-110

**UF:** PR **Município:** CASCADEL

**Telefone:** (45)3220-3092 **E-mail:** cep.prppg@unioeste.br



# ANEXO 5

## DOCUMENTO DE DEPÓSITO



REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL  
MINISTÉRIO DA ECONOMIA  
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL  
DIRETORIA DE PATENTES, PROGRAMAS DE COMPUTADOR E TOPOGRAFIAS DE CIRCUITOS INTEGRADOS

### Certificado de Registro de Programa de Computador

Processo Nº: **BR512020000583-7**

O Instituto Nacional da Propriedade Industrial expede o presente certificado de registro de programa de computador, válido por 50 anos a partir de 1º de janeiro subsequente à data de 07/01/2020, em conformidade com o §2º, art. 2º da Lei 9.609, de 19 de Fevereiro de 1998.

**Título:** SMMAR-T - Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina

**Data de publicação:** 07/01/2020

**Data de criação:** 07/01/2020

**Titular(es):** UNIVERSIDADE ESTADUAL DO OESTE DO PARANÁ; UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

**Autor(es):** HUEI DIANA LEE; WU FENG CHUNG; NEWTON SPOLAÔR; LEANDRO AUGUSTO ENSINA; WEBER SHOITY RESENDE TAKAKI; CLAUDIO SADDY RODRIGUES COY; MARCELO ALVAREZ RODRIGUES

**Linguagem:** HTML; JAVA; JAVA SCRIPT; XML; CSS; JSF

**Campo de aplicação:** FQ-04; FQ-05; IF-01; IF-07; MT-04; MT-05; MT-06; PR-03; SD-01; SD-03; SD-04; SD-05; SD-06; SD-07; SD-08; SD-09; SD-10

**Tipo de programa:** AP-01; AV-01; CD-01; FA-01; FA-04; GI-01; IT-03; TC-01; TC-03; TI-01

**Algoritmo hash:** SHA-512

**Resumo digital hash:**

6cab74c814fa06acda861063274021156830ac46c1f64f97d5d8691c078df431589d21da0a14f05b74dc26d7dda19c2205a267f3a13c30b971d56ab5338e0dad

**Expedido em:** 31/03/2020

Aprovado por:  
Helmar Alvares

Chefe da DIPTO - Portaria/INPI/DIRPA Nº 09, de 01 de julho de 2019

## ANEXO 6

