

Análise computacional da biomecânica de movimentos da coluna vertebral

Computational analysis of the biomechanics of vertebral column's movements

Análisis computacional y biomecánico de movimientos de la columna vertebral

Marcelo Alvarez Rodrigues¹, Alexandre Peiter Ferraz², Huei Diana Lee³, Newton Spolaôr⁴, Weber Shoity Resende Takaki⁴, Claudio Saddy Rodrigues Coy⁵,
Wu Feng Chung³

1 Doutorando, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas – FCM/UNICAMP, Campinas (SP), Brasil.

2 Graduando, Laboratório de Bioinformática, Universidade Estadual do Oeste do Paraná – LABI/UNIOESTE, Foz do Iguaçu (PR), Brasil.

3 Professor Associado-III Doutor, LABI/UNIOESTE, Foz do Iguaçu (PR), Brasil.

4 Doutor, LABI/UNIOESTE, Foz do Iguaçu (PR), Brasil.

5 Professor Titular Doutor, FCM/UNICAMP, Campinas (SP), Brasil.

Autor correspondente: Professora Doutora Huei Diana Lee

E-mail: huei.lee@unioeste.br

Resumo

Objetivo: Analisar computacionalmente o comportamento biomecânico de movimentos do segmento toracolombar da coluna vertebral sem enfermidades usando acelerômetro de *smartphone*. **Método:** Nove sujeitos, entre 40 e 50 anos, sem lesão na coluna vertebral confirmada por exames físico e de imagens, realizaram três ciclos de movimentos. Dados foram coletados pelo Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina-SMMAR-T, que permitiu definir automaticamente curvas Aceleração *versus* Tempo e Deslocamento angular *versus* Tempo de cada movimento. **Resultados:** Para cada movimento, comparações entre curvas experimentais e ajustadas alcançaram nos eixos mais representativos R^2 superiores a 0,91. Entre as curvas padrão individuais e as ajustadas, a maioria alcançou R^2 acima de 0,90. Já as curvas de padrão individual com as de padrão geral apresentaram maiores variações, com R^2 entre 0,53 e 0,92. **Conclusão:** O comportamento dos movimentos toracolombares sem enfermidades pode ser analisado de modo eficiente e acurado por meio biomecânico e computacional.



Descritores: Cinética; Acelerometria; Articulações

Abstract

Objective: To analyze computationally the biomechanical behavior of movements of the thoracolumbar segment of the vertebral column with no pathologic conditions using a smartphone accelerometer. **Method:** Nine subjects, aged 40 to 50 years, without vertebral spine lesions confirmed by physical and imaging examination, executed three cycles of movements. Data were collected using the System for Movement Monitoring and Remote Analysis in Telemedicine - SMMAR-T, which automatically defined Acceleration *versus* Time and Angular Displacement *versus* Time curves. **Results:** For each movement, comparisons between experimental and adjusted curves reached R^2 values higher than 0.91 in the most representative axes. Considering the individual standard and adjusted curves, the majority reached R^2 higher than 0.90. Between the curves of individual and general patterns, the R^2 values varied from 0.53 to 0.92. **Conclusion:** Biomechanical and computational means can efficiently and accurately analyze the behavior of thoracolumbar movements without pathologic conditions.

Keywords: Kinetics; Accelerometry; Joints

Resumen

Objetivo: Analizar computacionalmente el comportamiento biomecánico de movimientos del segmento toracolumbar de la columna vertebral sin enfermedades usando acelerómetro de *smartphone*. **Método:** Nueve sujetos entre 40 y 50 años, sin lesión de columna vertebral, confirmada por exámenes físico y de imágenes, realizaron tres ciclos de movimientos. Los datos fueron recolectados por el Sistema de Monitoreo de Movimientos y Análisis Remoto en Telemedicina – SMMAR-T, que determinó automáticamente las curvas Aceleración *versus* Tiempo y Desplazamiento Angular *versus* Tiempo de cada movimiento. **Resultados:** Para cada movimiento, comparaciones entre curvas experimentales y ajustadas alcanzaron R^2 superiores a 0,91 en los ejes más representativos. Entre las curvas patrón individuales y ajustadas, la mayoría obtuvo R^2 superiores a 0,90. Entre las curvas de patrón individual y general, los valores de R^2 variaron entre 0,53 y 0,92. **Conclusión:** El



comportamiento de movimientos toracolumbares sin enfermedades puede ser analizado eficiente y acuradamente por medio biomecánico y computacional.

Descriptorios: Cinética; Acelerometría; Articulaciones

Introdução

O ser humano adquiriu a habilidade para manter-se e deslocar-se de modo bípede ^(1,2). Tal fato ocasionou mudanças nas estruturas do corpo em decorrência da distribuição do peso corporal e, conseqüentemente, remodelou as regiões anatômicas ⁽¹⁻³⁾. Dentre as regiões de maior alteração está a coluna vertebral (CV), a qual tornou-se o segmento que mais sofre impactos durante as ações diárias ^(2,4).

Atualmente, o diagnóstico e o acompanhamento das doenças da CV são feitos por meio de aparelhos de medições de amplitude de movimento como goniômetros e de exames de imagens como raio X, ultrassonografia (US), ressonância magnética nuclear (RMN) e tomografia axial computadorizada (TC) ⁽⁵⁻⁷⁾. Contudo, exames de imagem, goniômetros e eletrogoniômetros não são capazes de medir de modo dinâmico e aferir deslocamentos da CV em até três planos simultaneamente ^(6,7).

Nesse sentido, diversas pesquisas foram propostas para resolver estes problemas usando sensores inerciais (SI) na coleta de dados de movimentos do corpo ⁽⁸⁻¹⁰⁾. No entanto, estas soluções não identificam padrões nos dados coletados, aspecto este importante para a comparação quantitativa de indivíduos sadios e doentes. Outros trabalhos desenvolveram métodos para classificar e analisar movimentos do cotidiano, como caminhar, correr, sentar e deitar, porém eles tampouco permitem analisar movimentos em mais de um plano simultaneamente, criar padrões e identificar parâmetros diferenciadores entre indivíduos saudáveis e não saudáveis ^(10,11).

Frente a isso, Wu *et al.* ⁽¹²⁾ propuseram um método que visa solucionar essas limitações ao construir movimentos padrões tridimensionais a partir de dados de deslocamentos mensurados por SI disponíveis em *smartphones*. Neste intuito de automatizar processos metodológicos, desenvolveram o Sistema de Monitoramento de Movimentos e Análise Remota em Telemedicina (SMMAR-T) ⁽¹³⁾ que permite acompanhar as atividades de pacientes de modo remoto e ou em tempo real.



Assim, a finalidade deste trabalho é analisar a biomecânica de movimentos da região toracolombar da CV de sujeitos hígidos utilizando o SMMAR-T e determinar os padrões biomecânicos dos movimentos feitos em exames físicos desta região anatômica. Desse modo, padrões de normalidade de movimentos da CV de indivíduos hígidos poderão ser, posteriormente, comparados com os encontrados em situações patológicas. Com isso, acredita-se que as doenças relacionadas à CV e de outras articulações poderão ser diagnosticadas quantitativamente, auxiliando no tratamento, na reabilitação, e na prevenção de doenças articulares.

Métodos

A casuística foi de nove sujeitos, com idade entre 40 e 50 anos, sem lesão na CV conforme declarações de ausência de lesões anteriores em CV, além da anamnese, exames físicos e complementares como RMN, TC e US. Todos os exames físicos foram conduzidos por único especialista neurocirurgião e o trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa/CEP CAAE: 35290820.0.0000.0107.

Os materiais utilizados foram Computador MacBook Pro/13-inch/Intel/Core i5/Apple/Inc./2018; Aparelho ultrassonográfico Toshiba/TUSA300/série B1A1482139/transdutor linear/7.5 MHZ; Aparelho de ressonância nuclear magnética Siemens/Magneton/Aera-1,5/Tesla; Aparelho de tomografia axial computadorizada/GE-Healthcare do Brasil/Revolution-521 canais; Metrônomo MetroGnomeLite/versão 1.4.1; Suporte de cinta/Neoprene® para estabilizar o *smartphone* com ganchos e argolas (Velcro®); *Smartphone*/Samsung Galaxy A10s/Android 12/2GB RAM e o SMMAR-T.

Etapas Experimentais

A coleta de dados ocorreu com os sujeitos usando pijama cirúrgico sem apetrechos como relógios ou adornos. Cada ciclo foi monitorado por metrônomo (60 batidas por minuto) e os movimentos ocorreram de acordo com as fases a seguir:

- Instrução das fases e alongamento corporal com supervisão de especialista;
- Posicionamento do *smartphone* na região interescapular fixada com tira de velcro com tela visível e acessível para ajustes. O aplicativo SMMAR-T foi previamente aberto e configurado para coletar dados na frequência de 10 Hz;



- Ajuste da postura dos sujeitos nas posições sentada (SENT) (Figura 1-A) ou ortostática (ORT) (Figura 2-A). Na SENT, os sujeitos eram postos em uma cadeira com tronco reto, joelhos fletidos a 90 graus e pés apoiados ao solo;
- Instrução para realização de três ciclos de movimento de seis segundos de duração para cada modalidade de movimento;
- Sequência das modalidades de movimentos:
 - SENT: flexão do tronco (Flexão SENT) (Figura 1-B);
 - SENT: extensão do tronco (Extensão SENT) (Figura 1-C);
 - SENT: inclinação lateral direita do tronco (INC SENT DIR) (Figura 1-D);
 - SENT: inclinação lateral esquerda do tronco (INC SENT ESQ) (Figura 1-E);
 - SENT: levantamento e retorno à posição sentada (LEV) (Figura 1-F);
 - ORT: flexão do tronco (Flexão ORT) (Figura 2-B);
 - ORT: extensão do tronco (Extensão ORT) (Figura 2-C);
 - ORT: inclinação lateral direita do tronco (INC ORT DIR) (Figura 2-D);
 - ORT: inclinação lateral esquerda do tronco (INC ORT ESQ) (Figura 2-E).
- Início da coleta de dados e delineamento do gráfico *Aceleração versus Tempo* e *Deslocamento angular versus Tempo* por meio do SMMAR-T;
- Determinação automática pelo SMMAR-T de análises físicas e gráficas da velocidade, aceleração, deslocamento, trabalho realizado e coeficiente de determinação (R^2) em cada movimento e nos três eixos constituintes.

Método de Análise Computacional Biomecânico por meio do SMMAR-T

O método para monitorar e analisar movimentos de articulações do corpo, proposto por Wu *et al.* ⁽¹²⁾, é capaz de determinar curvas padrão de movimentos corpóreos por meio de dados coletados de SI e inseridos no SMMAR-T. Neste artigo, o SI usado foi o acelerômetro, pois este é capaz de medir, simultaneamente, a aceleração nos eixos X, Y e Z e, pelas Equações 1, 2 e 3, identificar a inclinação do sensor em cada eixo.

$$\theta_x = \arctan \arctan \left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}} \right). \quad (1)$$



$$\theta_Y = \arctan \arctan \left(\frac{A_Y}{\sqrt{A_X^2 + A_Z^2}} \right). \quad (2)$$

$$\theta_Z = \arctan \arctan \left(\frac{A_Z}{\sqrt{A_X^2 + A_Y^2}} \right). \quad (3)$$

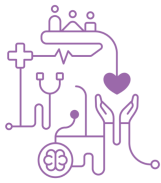
onde A_X , A_Y , A_Z e θ_X , θ_Y , θ_Z representam aceleração e ângulos de inclinação nos eixos X, Y e Z, respectivamente.

Figura 1 – A) Sujeito em posição SENT, B) Flexão SENT, C) Extensão SENT, D) INC SENT DIR, E) INC SENT ESQ e F) LEV



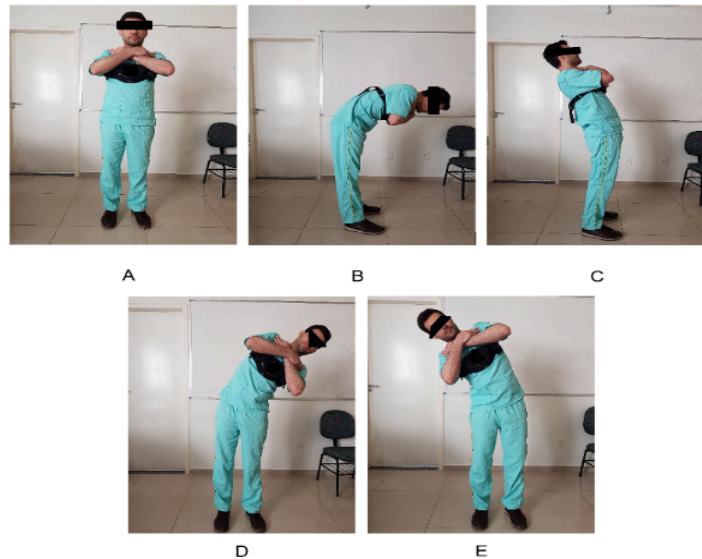
O método também prevê a comparação entre a curva média padrão e as curvas que a compõem, possibilitando verificar a similaridade e a homogeneidade dos movimentos do sujeito em comparação consigo mesmo, de sujeitos de um mesmo grupo comparados entre si e, ainda, entre indivíduos de grupos diferentes ⁽¹²⁾.

O SMMAR-T foi desenvolvido para automatizar o método proposto por Wu *et al.* ⁽¹²⁾ e facilitar o uso da invenção pelos profissionais da saúde e pacientes. Este aplicativo web foi elaborado usando conceitos de páginas responsivas, ou seja, ele permite acesso de diferentes dispositivos, como computadores pessoais, notebooks e *smartphones*. Antes das atividades físicas, o indivíduo posiciona o *smartphone* na região pré-definida do corpo e, enquanto as realiza, o SMMAR-T coleta dados provenientes do acelerômetro do aparelho e os transmite em tempo real aos



especialistas, os quais podem acompanhar de modo remoto ou presencial. Todos os

Figura 2 – A) Sujeito em posição ORT, B) Flexão ORT, C) Extensão ORT, D) INC ORT ESQ e E) INC ORT DIR



dados coletados são salvos em um banco de dados, permitindo análises posteriores. Com isso, o sistema realiza, automaticamente, o ajuste de curva das regiões selecionadas, determina a curva padrão e calcula a similaridade entre esse padrão e as curvas que o compõem por meio de R^2 .

Análise de Dados

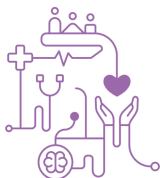
A análise dos dados coletados ocorreu considerando os seguintes passos:

1. Demarcação das regiões de interesses;
2. Ajuste das curvas demarcadas utilizando polinômio de grau 5 (Equação 4):

$$y = a_5x^5 + a_4x^4 + a_3x^3 + a_2x^2 + a_1x^1 + a_0. \quad (4)$$

onde x e y representam as variáveis tempo e aceleração, respectivamente, e

a_5 , a_4 , a_3 , a_2 , a_1 e a_0 correspondem aos coeficientes;



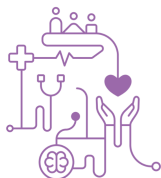
3. Avaliação dos ajustes utilizando R^2 ;
4. Conversão dos dados de aceleração para ângulo aplicando as Equações 1, 2 e 3 e a manutenção do ângulo final das curvas de acordo com o ciclo preconizado;
5. Criação de curvas de movimentos padrão individuais (PI) para cada paciente utilizando-se das curvas ajustadas;
6. Avaliação da similaridade entre os PI e as curvas por meio de R^2 ;
7. Criação de curvas de movimentos padrão gerais (PG) utilizando os PI;
8. Avaliação da similaridade entre os PG e os PI por meio de R^2 .

Resultados e Discussão

As doenças da CV são frequentemente graves e, devido ao alto índice de lesões, se torna fundamental o conhecimento do comportamento biomecânico dessa região anatômica ⁽²⁾. Atualmente, para realizar o diagnóstico e acompanhar as doenças da CV, é vital associar avaliação semiológica com o uso de aparelhos como goniômetros e de imagens, sendo estas últimas exemplificadas pelo raio X ^(5,14), US ⁽¹⁵⁾, TC ⁽¹⁶⁾ e RMN ⁽¹⁷⁾. Vale ressaltar que todos esses aparatos, apesar de amplamente solicitados, apresentam avaliações estáticas, além de não serem capazes de delinear, especialmente, o fenômeno motor durante a dinâmica dos deslocamentos ^(2,12,18-20).

Pesquisadores como Ohwovoriolè e Mekow ⁽²¹⁾ usaram computadores para mensurar a junta do ombro de modo dinâmico, associando imagens tridimensionais de TC às imagens em duas dimensões de fluoroscópio. Eles concluíram que o custo computacional era muito elevado e complexo, além de apresentar riscos associados à radiação ionizante contínua aos pacientes. Outros pesquisadores propuseram técnicas para análise de movimento em três dimensões em período pós-operatório de cirurgias de joelho, da CV, do quadril e do ombro ^(22,23). Todavia, eles demonstraram que a utilização de raio X e ou TC tem como desvantagem a exposição à radiação. Além disso, TC e RMN são procedimentos de alto custo nos quesitos econômico e processamento computacional ^(6,23).

Portanto, é patente a necessidade de pesquisa da cinemática das articulações do corpo por meio de dispositivos com funções de análise mais completa, que favoreçam maior precisão e acurácia dos resultados, baixo custo e

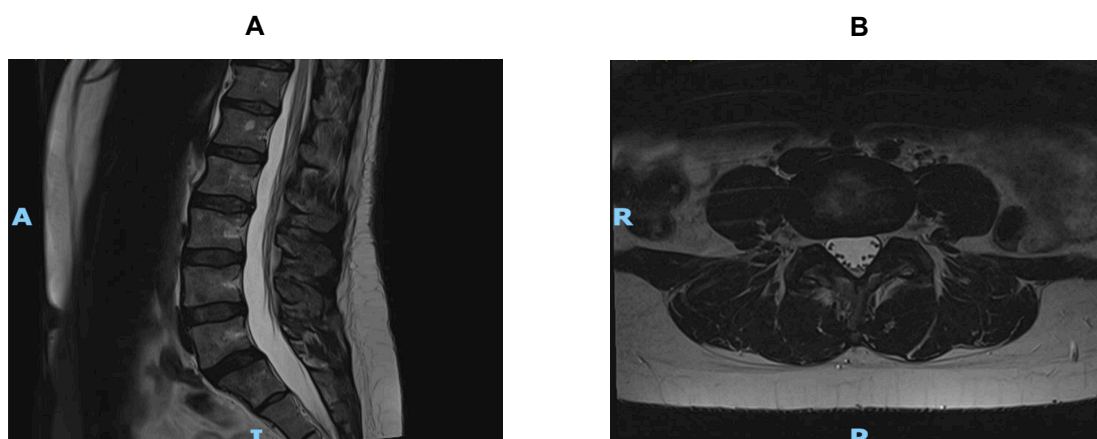


simplicidade no uso. Nesse sentido, o emprego do acelerômetro associado aos processos computacionais pode preencher estes requisitos, pois tais aparatos têm sido usados para identificar padrões de posturas, detectar momentos críticos de quedas em idosos, sinalizar episódios convulsivos e acompanhar reabilitação fisioterápica ⁽¹²⁾.

Assim, neste trabalho foram analisados os movimentos de exames físicos em neurocirurgia de nove indivíduos hígidos com idade entre 40 e 50 anos por acelerômetro presente em *smartphone* e, computacionalmente, pelo SMMAR-T. Esta faixa etária foi selecionada devido ao fato de que a degeneração e o desgaste das articulações se tornarem mais pronunciados ⁽²⁾. A atenção com a homogeneidade dos dados coletados foi demonstrada em todas as fases do trabalho, e todas as ações realizadas diretamente com os participantes foram efetuadas pelo especialista ⁽¹²⁾.

Nas Figuras 3-A e 3-B estão os resultados da RMN da CV lombar e sacral (Perfil) e da transição das vértebras L4-L5 (Axial) de um sujeito hígido. Em todos os participantes foram feitos estes exames para certificar a ausência de lesões. Este aspecto é fundamental na homogeneização da casuística ⁽⁹⁾ e, além destes, exames US das musculaturas paravertebrais e abdominais também foram realizados em todos os participantes. Esse procedimento, acurado, preciso e com efeitos colaterais ínfimos, também foi conduzido para fortalecer a situação de ausência de lesões.

Figura 3 – Exame de ressonância magnética (Sujeito S2): A) Visão de perfil da coluna vertebral região lombar e sacral, e B) Visão axial da transição das vértebras L4-L5.





Outros fatores, não menos importantes, são os critérios de posicionamento e de fixação do *smartphone*. Estes aspectos são fundamentais, pois a inserção do aparato em local inadequado pode acarretar captura de dados imprecisos ^(12,19). A região interescapular foi selecionada para a fixação do *smartphone* devido às características topográficas planas que facilitam a justaposição do aparelho com o corpo, assim como a promoção da estabilidade e de adequada visibilidade do aparato para captação dos movimentos toracolombares em todos os planos propostos.

Neste trabalho, utilizou-se o SMMAR-T, aplicativo desenvolvido com base em um método biomecânico de análise de dados de acelerômetros em *smartphones* ⁽¹²⁾.

Diferentemente de outros processos que abordam a cinemática corporal, este método, em conjunto com o SMMAR-T, propicia adquirir, analisar e acompanhar, em tempo real, dados de deslocamentos de indivíduos, delineamento de funções dos movimentos, disposição e comparação estatística de todas as curvas resultantes, além de permitir armazenar os dados em bases estruturadas para análises posteriores ^(12,13).

O polinômio de grau 5 foi utilizado como modelo de ajuste devido ao formato das curvas dos movimentos e se mostrou superior às demais equações de modelagem matemática ⁽¹²⁾. Em relação aos sensores, estes foram ajustados para capturar dados a 10 Hz, frequência que permite a mensuração adequada dos movimentos corporais, pois apresenta reduzido impacto de ruídos e, conseqüentemente, maior exatidão nos cálculos ⁽²⁴⁾. Ainda neste quesito, o som do metrônomo foi usado como referência de tempo para que as execuções dos ciclos de movimentos mantivessem duração similar. Na Tabela 1 estão as médias e os desvios padrão (entre parênteses) dos valores de R^2 da comparação entre curvas experimentais e curvas ajustadas para cada movimento dos sujeitos nos eixos X, Y e Z. Vale dizer que, para cada modalidade de movimento, existem eixos de deslocamento que melhor a representa. Assim sendo, nos movimentos Flexão ORT e SENT, os eixos mais representativos são Y e Z, enquanto no Extensão ORT e SENT são Y e Z, no LEV são Z e Y e nos movimentos de inclinação são X e Y.

Observa-se na Tabela 1 que as curvas ajustadas de cada movimento alcançaram, nos eixos mais representativos, valores médios de R^2 acima de 0,91,



sendo a maioria 0,99 com reduzido desvio padrão, com exceção do movimento LEV. Este aspecto é importante, pois demonstra que as curvas ajustadas são representações adequadas das curvas experimentais e podem ser utilizadas para a construção das curvas padrões de movimentos. No caso do LEV, movimento mais complexo dentre todos os analisados, apesar de ter alcançado valores de R^2 inferiores, ressalta-se que nos eixos Y e Z, os mais representativos deste movimento, os valores médios de R^2 foram 0,742 e 0,952, respectivamente.

Tabela 1 – Médias e desvios padrão (entre parênteses) dos valores de R^2 da comparação entre as curvas experimentais e as curvas ajustadas para os eixos X, Y e Z

Movimento	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
Flexão ORT	0,731 (0,185)	0,997 (0,001)	0,996 (0,005)
Flexão SENT	0,804 (0,164)	0,996 (0,003)	0,997 (0,002)
Extensão ORT	0,674 (0,198)	0,978 (0,026)	0,995 (0,004)
Extensão SENT	0,699 (0,208)	0,913 (0,204)	0,996 (0,002)
LEV	0,650 (0,202)	0,742 (0,247)	0,952 (0,026)
INC DIR SENT	0,998 (0,001)	0,989 (0,009)	0,930 (0,128)
INC ESQ SENT	0,997 (0,002)	0,984 (0,018)	0,842 (0,181)
INC DIR ORT	0,997 (0,001)	0,990 (0,007)	0,952 (0,076)
INC ESQ ORT	0,997 (0,001)	0,978 (0,015)	0,855 (0,205)

Cabe ainda mencionar que na Engenharia de Avaliações, apesar de não existirem restrições ou limites mínimos para o R^2 , o valor considerado aceitável como parâmetro para o julgamento quanto à adequação de um modelo de regressão é o coeficiente acima de 0,7⁽²⁴⁾. Na Tabela 2 estão as médias e os desvios padrão (entre parênteses) dos valores de R^2 que mostram a similaridade entre curvas padrão individuais e curvas ajustadas que as compõem.

Tabela 2 – Médias e desvios padrão (entre parênteses), dos R^2 da comparação entre as curvas padrões individuais e as curvas ajustadas que as compõem para os eixos X, Y e Z.

Movimento	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
Flexão ORT	0,753 (0,099)	0,945 (0,057)	0,937 (0,070)
Flexão SENT	0,719 (0,211)	0,938 (0,068)	0,945 (0,062)
Extensão ORT	0,671 (0,189)	0,959 (0,033)	0,960 (0,034)
Extensão SENT	0,716 (0,165)	0,942 (0,079)	0,952 (0,074)
LEV	0,636 (0,236)	0,809 (0,194)	0,903 (0,124)
INC DIR SENT	0,966 (0,036)	0,962 (0,038)	0,822 (0,188)
INC ESQ SENT	0,960 (0,037)	0,940 (0,051)	0,659 (0,187)
INC DIR ORT	0,952 (0,053)	0,943 (0,055)	0,839 (0,150)



INC ESQ ORT 0,976 (0,023) 0,957 (0,037) 0,711 (0,245)

As médias de R^2 na Tabela 2 também se mostraram altas com reduzidos desvios padrão nos eixos mais representativos dos movimentos. Este fato indica que cada curva padrão individual representou adequadamente os movimentos dos ciclos realizados pelo respectivo sujeito, apresentando similaridades de formato da curva e valores de ângulos mínimo e máximo. Assim, todas as curvas padrões individuais criadas se mostraram representativas e, com isso, foi possível o uso destas na criação de uma curva padrão geral que representa cada modalidade de movimento.

Desse modo, na Tabela 3 estão inseridos médias e desvios padrão (entre parênteses) dos valores de R^2 para os eixos X, Y e Z das comparações entre as curvas padrão individual com as respectivas curvas padrão geral de cada movimento.

Tabela 3 – Médias e desvios padrão (entre parênteses) dos R^2 da comparação entre as curvas padrão individuais com as respectivas curvas padrões gerais de cada modalidade de movimento para os eixos X, Y e Z.

Movimento	Eixo X	Eixo Y	Eixo Z
Flexão ORT	0,372 (0,152)	0,833 (0,092)	0,846 (0,077)
Flexão SENT	0,460 (0,062)	0,891 (0,101)	0,912 (0,090)
Extensão ORT	0,474 (0,041)	0,860 (0,076)	0,872 (0,078)
Extensão SENT	0,438 (0,106)	0,825 (0,151)	0,843 (0,143)
LEV	0,366 (0,159)	0,532 (0,207)	0,764 (0,125)
INC DIR SENT	0,848 (0,096)	0,826 (0,109)	0,530 (0,084)
INC ESQ SENT	0,903 (0,084)	0,840 (0,129)	0,507 (0,050)
INC DIR ORT	0,862 (0,091)	0,804 (0,095)	0,587 (0,090)
INC ESQ ORT	0,920 (0,055)	0,809 (0,107)	0,554 (0,106)

Na Tabela 3, os valores de R^2 obtidos de comparações entre as curvas padrões individuais de cada movimento com as respectivas curvas padrões gerais apresentaram maiores variações nos eixos mais representativos de cada movimento, sendo o R^2 médio mínimo de 0,53 e o máximo de 0,92. Neste contexto, vale ressaltar que somente um valor de R^2 foi inferior a 0,7 para os 18 eixos mais representativos de cada movimento. Acredita-se que esse resultado esteja relacionado às diferenças morfofuncionais de cada indivíduo, como as diversidades antropométricas de altura, de comprimento de partes do corpo, variações de angulações torácicas e lombares, além de distintos níveis de percepções sensoriais



de tempo, distância e outras grandezas físicas na execução dos testes. É importante salientar que apesar desta variabilidade demonstrada na Tabela 3, em cada indivíduo, quando os ciclos de seus movimentos foram comparados entre si, os valores médios de R^2 apresentaram-se acima de 0,9, demonstrando homogeneidade individual em cada teste.

Os altos valores médios de R^2 encontrados foram fundamentais, pois demonstraram homogeneização dos dados e ajuste preciso dos movimentos pelo método. Estes aspectos repercutem diretamente na determinação da curva média resultante encontrada para cada movimento específico de cada indivíduo e, conseqüentemente, no estabelecimento de um comportamento padrão de deslocação. Logo, este cenário poderá ser utilizado para comparações, em tempos futuros, com quaisquer alterações no fenômeno cinético de indivíduos com ou sem enfermidades ⁽¹²⁾.

Portanto, neste trabalho, foi possível realizar a análise e o monitoramento de movimentos toracolombares da CV, utilizando o sistema computacional SMMAR-T fundamentado em um método biomecânico original. Assim, espera-se que esse processo possa ampliar o conhecimento da biomecânica do corpo e auxiliar no diagnóstico, na terapêutica, na reabilitação e, especialmente, na predição e prevenção de doenças nessa e em outras regiões anatômicas.

Conclusão

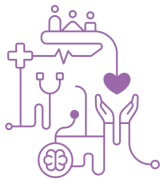
Os resultados possibilitaram concluir que o comportamento dos movimentos da região toracolombar da coluna vertebral sem enfermidades pode ser analisado de modo eficiente e acurado por meio biomecânico e computacional.

Agradecimentos

Ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Computação (PGEEC)/UNIOESTE e ao Programa de Pós-graduação em Ciências Aplicadas à Saúde (PPGCAS)/UNIOESTE pelo apoio financeiro.

Referências

1. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Músculos: Provas e funções. 4. ed. São Paulo: Manole; 1995.



2. Campbell WW, Barohn RJ. Dejong - O exame neurológico. 8. ed. Rio de Janeiro: Gen Grupo Editorial Nacional S/A; 2021.
3. Robinson JT. Early hominid posture and locomotion. 1st ed. Chicago: The University of Chicago Press; 1972.
4. Stearns SC, Koella JC. Evolution in health and disease. 2nd ed. Oxford: Oxford University Press; 2008.
5. Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M. Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability. *Eur J Radiol.* 2013;82(1):118-26.
6. Marques AP. Manual de goniometria. 2. ed. Barueri: Manole; 2003.
7. Paige NM, Miake-Lye IM, Booth MS, Beroes JM, Mardian AS, Dougherty P, et al. Association of spinal manipulative therapy with clinical benefit and harm for acute low back pain: Systematic review and meta-analysis. *JAMA.* 2017;317(14):1451-60.
8. Muir SW, Corea CL, Beaupre L. Evaluating change in clinical status: Reliability and measures of agreement for the assessment of glenohumeral range of motion. *N Am J Sports Phys Ther.* 2010;5(3):98-110.
9. Zeng H, Zhao Y. Sensing movement: Microsensors for body motion measurement. *Sensors (Basel).* 2011;11(1):638-60.
10. Shoaib M, Bosch S, Incel ÖD, Scholten H, Havinga PJM. A survey of online activity recognition using mobile phones. *Sensors (Basel).* 2015;15(1):2059-85.
11. Nweke HF, Teh YW, Mujtaba G, Al-Garadi MA. Data fusion and multiple classifier systems for human activity detection and health monitoring: Review and open research directions. *Inf Fusion.* 2019;46(1):147-70.
12. Wu FC, Coy CSR, Lee HD, Maciejewski NAR, Ensina LA, Takaki WSR, et al, inventores; Universidade Estadual de Campinas, Universidade Estadual do Oeste do Paraná, titulares. Método para monitorar e analisar movimentos de articulações e de partes do corpo. Brasil patente BR 1020190152907. 2019.
13. Ensina LA, Lee HD, Maciel M, Spolaôr N, Takaki WSR, Coy CSR, et al. Sistema computacional web para o monitoramento de movimentos em tempo real. *J Health Inform.* 2021;12(1):189-95.
14. Ahmed AS, Ramakrishnan R, Ramachandran V, Ramachandran SS, Phan K, Antonsen EL. Ultrasound diagnosis and therapeutic intervention in the spine. *J Spine Surg.* 2018;4(2):423-32.
15. Hoffman JR, Mower WR, Wolfson AB, Todd KH, Zucker MI. 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.* 2000;343(2):94-9.
16. Anglin C, Wyss UP. Review of arm motion analyses. *Proc Inst Mech Eng H.* 2000;214(5):541-55.



17. Goodwin J, Clark C, Deakes J, Burdon D, Lawrence C. Clinical methods of goniometry: A comparative study. *Disabil Rehabil.* 1992;14(1):10-5.
18. Kolk A, Witte PB, Henseler JF, Zwet EW, Arkel ERA, Zwaal P, et al. Three-dimensional shoulder kinematics normalize after rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016;25(6):881-9.
19. Shamsi M, Mirzaei M, Khabiri SS. 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 Sci Med Rehabil.* 2019;11:4.
20. Ohwovoriole EN, Mekow C. A technique for studying the kinematics of human joints. Part II: The humeroscapular joint. *Orthopedics.* 1987;10(3):457-62.
21. 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.* 2008;17(2):319-22.
22. Matsuki K, Matsuki KO, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T, Sugaya H, et al. Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(2):96-104.
23. Banks SA, Hodge WA. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996;43(6):638-49.
24. Steiner MTA, Neto AC, Braulio SN, Alves V. Métodos estatísticos multivariados aplicados à engenharia de avaliações. *Gestão & Produção.* 2008;15(1):23-32.