

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

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

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

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

Rafael Victor Ferreira Bonfim

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

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: ft.rafaelvictor@hotmail.com

Gabriel Mauriz Moura Rocha

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

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: mauriz45@hotmail.com

Lívia Assis

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

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: livia.assis@universidadebrasil.edu.br

Vilson Rosa de Almeida

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

Universidade Brasil, Brasil

E-mail: vilson.almeida@universidadebrasil.edu.br

Resumo

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

nos campos de pesquisa de título e/ou resumo de publicações em inglês, espanhol e português, esses também foram usados em combinação entre si. Dentre as publicações, foram selecionados artigos que incluíssem estudos publicados até o presente ano. Resultados: Os achados do presente estudo evidenciam o avanço de tecnologias como: sensores, microeletrônica e técnicas de análise de dados, que permitem o desenvolvimento e a implantação de sistemas para o monitoramento remoto dos pacientes, bem como a coleta de dados fisiológicos e de movimento, permitindo o monitoramento do status do paciente com algumas enfermidades, tais como, lombalgia e protrusão discal lombar. Este trabalho também identificou sensores disponíveis no mercado de avaliação postural e do equilíbrio que se baseia na captura de movimentos. Conclusão: O progresso feito pelo uso desses sensores, durante os últimos anos, tem motivado pesquisadores a buscar melhorias no desempenho e na praticidade desta tecnologia.

Palavras-chave: Sensores; Lombalgia; Protrusão discal lombar; Músculos.

Abstract

Objective: This study's aim is to perform a literature review to synthesize information about the use of sensors for training the muscles that stabilize the spine of patients who suffer from lombalgia or lumbar disc protrusion. We also aim to contribute to the current investigations on this subject. **Methodology:** We have extracted the data for this study from the Science Direct, MEDLINE/PubMed, Web of Science, and Scielo databases. The words "sensors", "muscular stabilizers", "lombalgia" and "lumbar disc protrusion" were used as descriptors when searching through the titles and abstracts of publications in the English, Spanish and Portuguese languages. We have also combined these words for better results. We have selected articles that referred to studies that were published until the present year. **Results:** This study highlights the progress of technologies such as sensor and microelectronics, and data analysis methods that allow for the development and implementation of systems for remote patient monitoring. We also found that these technologies improve the collection of physiological and movement data, allowing for better monitoring of patients with conditions such as lumbar disc protrusion and lombalgia. This study also identifies commercially available sensors that capture movement to aid in postural and balance evaluation. **Conclusion:** Over the past few years, the progress obtained by the use of these sensors has been a driving force that led researchers to strive for improvements in the performance and practicality of this technology.

Keywords: Sensors; Backache; Lumbar disc protrusion; Muscles.

Resumen

Objetivo: El objetivo de este estudio es realizar una revisión de la literatura, buscando sintetizar información sobre el uso de sensores utilizados en el entrenamiento de los músculos estabilizadores de la columna vertebral de las personas que tienen dolor lumbar y/o protrusión de disco en la región lumbar, así como contribuir a las investigaciones que se han llevado a cabo sobre este tema. **Metodología:** La investigación se realizó en las siguientes bases de datos: Science Direct, MEDLINE/PubMed, Web of Science y Scielo. Los términos "sensores", "músculos estabilizadores", "lumbalgia" y "protrusión discal lumbar" se usaron como descriptores en los campos de investigación de títulos y/o resumen de publicaciones en inglés, español y portugués, los términos también se usaron en combinación. Entre las publicaciones, se seleccionaron artículos que incluían estudios publicados hasta el presente año. **Resultados:** Los resultados del presente estudio muestran el avance de tecnologías, como: sensores, microelectrónica y técnicas de análisis de datos, que permiten el desarrollo y la implementación de sistemas para la monitorización remota de pacientes, así como la recopilación de datos fisiológicos y de movimiento, que permiten monitor el estado del paciente con algunas enfermedades, como lumbalgia y la protrusión discal lumbar. Este trabajo también identificó sensores disponibles en el mercado de evaluación de postura y equilibrio que se basa en la captura de movimientos. **Conclusión:** En los últimos años, el progreso realizado por el uso de estos sensores ha motivado a los investigadores a buscar mejoras en el rendimiento y la practicidad de esta tecnología.

Palabras clave: Sensores; Lumbalgia; Protrusión discal lumbar; Músculos.

1. Introdução

A má postura corporal está relacionada à contração muscular excessiva, a qual inibe a transmissão de impulsos ao cérebro, bem como ao desequilíbrio de forças sobre os ossos da coluna. Essa contração excessiva produz estímulos dolorosos, levando a pessoa às posturas antálgicas e inadequadas (Salve & Bankoff, 2003; Abi-Ackel & Storino, 2020). Nesse contexto, a relação entre a má postura e o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos são fatores de risco significativos para distúrbios da coluna vertebral (Lu, Waters & Werren, 2015). A estabilidade da coluna vertebral depende da integração dos sistemas: passivo, ativo e neural, esses são componente importante para prover uma base sólida e exercer/resistir às forças (Panjabi, 2003; Carvalho & Assini, 2008; Melo Filho *et al.*, 2013; Tozim *et al.*, 2020).

Assim, a dor na coluna pode ser causada por compressão na medula espinhal ou nas raízes nervosas devido a uma protusão de disco intervertebral ou prolapso do disco. As protusões nos discos lombares ocorrem com uma incidência significativamente maior que em qualquer outra região do tronco. Já a origem das lombalgias pode estar localizada em vários locais diferentes na área lombar (Costa & Palma, 2005; Guedes & Machado, 2008; Patek & Stewart, 2020).

Nesse contexto, com a ampliação da tecnologia em diversas áreas do conhecimento, o uso de sensores de movimentos do corpo humano vem permitindo ser utilizado para a reabilitação e acompanhamento da evolução da lesão com equipamento portátil. Esse tipo de tecnologia vem trazendo uma forma de atendimento e avaliação mais personalizada e precisa (Capela *et al.*, 2016). Esses dispositivos podem ser instalados diretamente sobre o corpo ou vestuário (Lattanzi & Freschi, 2020). Alguns exemplos dos sensores de movimentos usados são pedômetros, chaves acopladas aos calçados, giroscópios, acelerômetros, entre outros (Yang & Cho, 2008; Cooper *et al.*, 2018).

Existem vários destes sensores disponíveis no mercado, como exemplo pode ser citado, o sistema Valedo®Motion que é sistema de avaliação postural e do equilíbrio que se baseia na captura de movimentos por meio de acelerômetros afixados na coluna diretamente nas costas (Hocoma, 2020). Nesse contexto, este estudo tem como objetivo realizar uma revisão de literatura, buscando sintetizar informações sobre sensores utilizados no treinamento de músculos estabilizadores da coluna vertebral de pessoas que possuem lombalgia e/ou protrusão discal lombar por meio de uma pesquisa em bancos de dados nacionais e internacionais.

2. Metodologia

Foi realizada uma revisão da literatura com base em artigos científicos (nacionais e internacionais), livros, entre outros, levando em consideração estudos que abordam sensores utilizados no treinamento de músculos estabilizadores da coluna vertebral de pessoas que possuem lombalgia e/ou protrusão discal lombar. A coleta de dados ocorreu em maio de 2020. Os termos "sensores", "músculos estabilizadores", "lombalgia" e "protrusão discal lombar" foram utilizados como descritores nos campos de pesquisa de título e/ou resumo de publicações em inglês, espanhol e português, esses também foram usados em combinação entre si.

As pesquisas foram realizadas nos bancos de dados, *Science Direct*, MEDLINE/PubMed, Scielo e Web of Science. Dentre as publicações, foram selecionados artigos que incluíssem estudos publicados até junho de 2020. Os critérios de inclusão abrangeram a análise dos trabalhos e a classificação, levando em consideração os temas abordados no texto. Assim, este artigo foi dividido nos seguintes tópicos e subtópicos: Coluna vertebral e músculos estabilizadores; Dor e lesões, e a relação com a coluna vertebral; Lombalgia; Protrusão discal lombar; Biofeedback, sensores e sinais; e Sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular; buscando uma melhor explanação do tema proposto.

3. Resultados e Discussão

3.1. Coluna vertebral e músculos estabilizadores

Estudos tem abordado a relação entre a má postura e o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos (Niosh, 1997; Hoogendoorn *et al.*, 1999, Da Costa *et al.*, 2010), em particular, demonstrou-se que a flexão, torção e inclinação são fatores de risco significativos para distúrbios da coluna vertebral (Lu, Waters & Werren, 2015).

A coluna vertebral é uma estrutura importante de suporte do organismo humano, que possibilita a manutenção de uma postura ereta e tem a complexa capacidade de conciliar a estabilidade estrutural e o movimento (dois processos fundamentais). Esta é considerada um pilar ósseo e está situada no eixo mediano do corpo, articulando-se com o crânio, as costelas e as raízes dos membros superiores e inferiores e divide-se em quatro regiões - cervical, dorsal, lombar e sacrococcígea (Quaresma, 2010; Andrade Filho & Pereira, 2015).

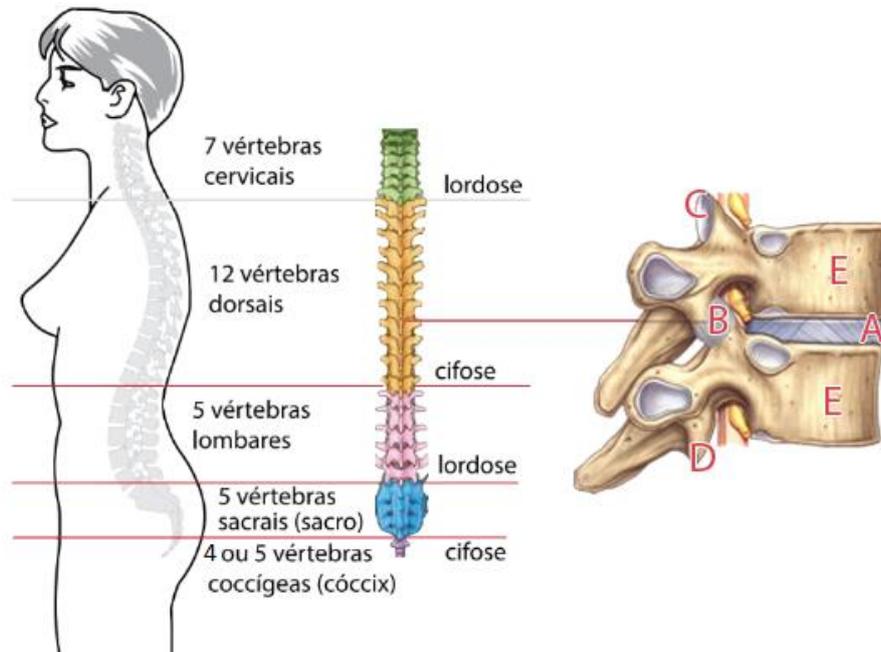
Ainda que, seja um grupo exclusivamente esquelética, do ponto de vista prático, quando se refere à “coluna vertebral”, na verdade trata-se do seu conteúdo e anexos com ela relacionados, tais como: os músculos, nervos e vasos (Vasconcelos, 2002). Assim, a coluna vertebral (Figura 1) tem comprimento de aproximadamente dois quintos da altura total do corpo, formada por 33 ou 34 unidades, denominadas vértebras, e divide-se em regiões que se designam por:

- a) Coluna cervical: constituída por sete vértebras cervicais e constitui o esqueleto axial do pescoço e suporte da cabeça;

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

A coluna vertebral em ângulo anterior ou posterior deve ser linear, sem desvios ou curvaturas, entretanto analisada em vista lateral deve apresentar curvaturas fisiológicas. As curvaturas torácica e sacral são intituladas primárias porque apresentam a mesmo sentido da coluna vertebral fetal e decorrem da dessemelhança de altura entre as partes anteriores e posteriores dos corpos vertebrais (Netter, 2011; Santos, 2015; Santos & Silva, 2019). Estas curvaturas são responsáveis pela força, sustentação e equilíbrio corporal, mais especificadamente, servem para aumentar a resistência da coluna, melhorar a distribuição de carga e evitar compressões (Drake *et al.*, 2005).

Figura 1 - Coluna vertebral e unidade funcional.



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

Os movimentos da coluna sempre são uma ação combinada de vários segmentos. Este é produzido pela ação coordenada dos nervos, músculos agonistas (iniciam e levam o movimento) e os músculos antagonistas (frequentemente controlam e modificam o movimento). A coluna vertebral é flexível porque as vértebras são móveis, entretanto sua estabilidade depende, em especial, dos músculos e ligamentos (Natour, 2004; Linardi et al., 2020).

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

Sob condições normais, esses subsistemas garantem a estabilidade estática e dinâmica da coluna, bem como representam um componente importante para prover uma base sólida e exercer ou resistir às forças, e promover o aperfeiçoamento da estabilidade segmentar e do controle neuromuscular do tronco pode proporcionar melhores condições biomecânicas (Carvalho & Assini, 2008; Melo Filho *et al.*, 2013).

De acordo com Natour (2004), a estabilidade vertebral depende, principalmente, do papel das articulações zigoapofisárias, dos ligamentos e da ação da musculatura, que, agindo nas estruturas anatômicas próprias, levam à formação de curvas de adaptação no sentido ântero-posterior. Ainda segundo o autor, a estabilidade vertebral depende dos mesmos fatores que fazem contraposição às cargas recebidas.

Nesse contexto, a musculatura tem uma função de proteger as estruturas da coluna vertebral, sendo que esse papel em muitos casos se encontra comprometida pela hipotonia dos músculos responsáveis pela estabilidade, proveniente do desuso ou uso inadequado dessa musculatura, por posições viciosas e postura inadequada, causando algias (Costa & Palma, 2005). A estabilidade vertebral é realizada pelos músculos profundos, principalmente os multífidos e transversos do abdômen. Entretanto, quando ocorre falha nos mecanismos estabilizadores da coluna, ocorrerão possíveis deformidades vertebrais levando a alterações do eixo e comprimento da coluna vertebral (Melo Filho *et al.*, 2013).

Em resumo, os músculos profundos (transverso do abdômen e multífidos lombar) trabalham para manter a estabilidade da coluna vertebral e o tronco, com ou sem movimentos de membros, e por isso recebe vários tipos de terapias físicas. O fortalecimento desses músculos com o trabalho combinado da musculatura abdominal e extremidades superiores e inferiores auxiliam na prevenção e reabilitação de distúrbios musculoesqueléticos, pois estes são frequentemente afetados com dores crônicas, agudas ou instabilidade lombar (Reinehr, Carpes & Mota, 2008; Melo Filho *et al.*, 2013).

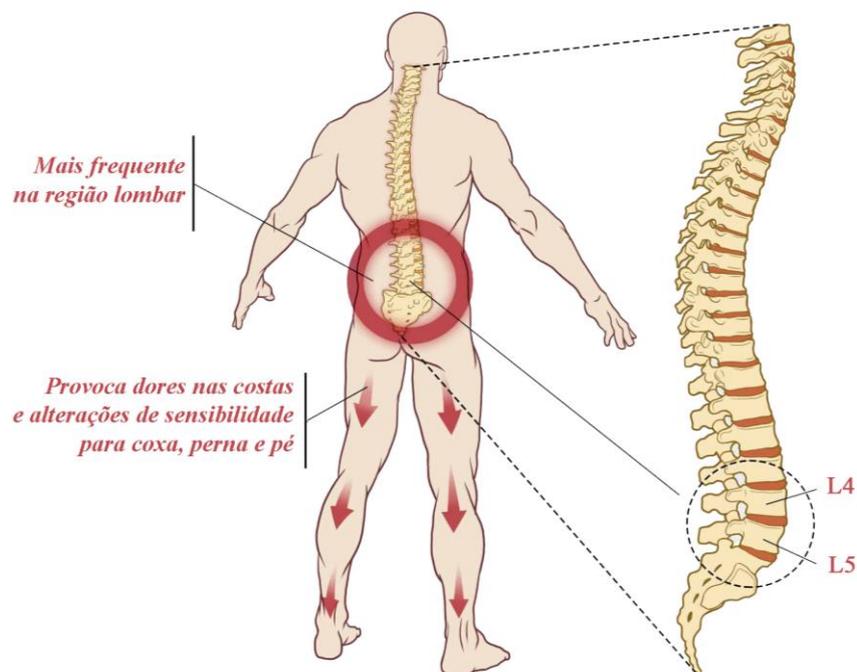
3.2. Dor e lesões, e a relação com a coluna vertebral

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

3.2.1. Lombalgia

A lombalgia (dor na coluna lombar) refere-se a todas as queixas de dor na parte inferior das costas, podendo irradiar para uma ou ambas as nádegas e/ou para as pernas na distribuição do nervo ciático. Esta é uma disfunção que acomete ambos os sexos, podendo variar de uma dor súbita à dor intensa e prolongada, mas geralmente de curta duração (Marras, 2000; Briganó & Macedo, 2005; Coelho & Almeida, 2005; Pires & Dumas, 2008; Dias, 2020a). Essa dor, que pode ou não se tornar crônica, provem de diversas causas, dentre as quais podem ser citadas: doenças inflamatórias, degenerativas, defeitos congênitos, debilidade muscular, redistribuição reumática, sinais de degeneração da coluna, discos intervertebrais e má postura (Who, 1985; Ferreira *et al.*, 2011).

Figura 2 – Características da lombalgia.



Fonte: Adaptado de Pai (2019).

Entretanto, frequentemente, a dor lombar não decorre de doenças específicas, mas sim de um conjunto de causas, como por exemplo, fatores sociodemográficos (idade, sexo, renda e escolaridade), estado de saúde, estilo de vida ou comportamento (tabagismo, alimentação e sedentarismo) e ocupação (trabalho físico pesado, movimentos repetitivos) (Marras, 2001; Schneider *et al.*, 2005; Dias, 2020a).

Nesse contexto, a dor lombar apresenta-se como sendo uma das alterações músculo-esqueléticas mais comuns nas sociedades industrializadas, acometendo até 65% das pessoas anualmente, sendo o maior índice atribuído ao sexo feminino (entre 22 a 45 anos de idade), e até 84% das pessoas em algum momento da vida, por exemplo, 76% das mulheres apresentam raquialgias durante a gravidez (Mi-Jung *et al.*, 2007), apresentando uma prevalência pontual de aproximadamente 11,9% na população mundial, e um padrão de recorrência em 30% a 60% dos casos quando relacionados ao trabalho (Gaskell *et al.*, 2007; Hoy *et al.*, 2012; Nascimento & Costa, 2015; Schwertner, 2017; Dias, 2020b).

É importante destacar que esta dor constitui a principal causa de ausências no processo de trabalho, ultrapassando o câncer, o acidente vascular encefálico e a síndrome de imunodeficiência adquirida como causa de incapacidade nos indivíduos na faixa etária produtiva. É uma das causas mais onerosas de afecções do aparelho locomotor, sendo a segunda causa mais comum de procura por assistência médica em decorrência de doenças crônicas (Hart, Deyo & Cherkin, 1995; Imamura, Kaziyama & Imamura, 2001).

Essa disfunção pode ser classificada quanto à etiologia, podendo ser mecânica (com ou sem irradiação), não mecânica ou referida quanto ao tempo de evolução, ou seja, aguda (que apresentam início súbito e duração inferior a 6 semanas), crônica (superior a 12 semanas) ou recorrente (menor que 12 semanas mas recorrente após um período sem dor que restrinja função ou qualquer atividade). Algumas fontes classificam de subaguda as lombalgias com duração de 6 a 12 semanas. Todas essas classificações são arbitrárias e não têm relação direta com a conduta, exceto quando a cronicidade é associada à falha terapêutica, o que indica critério para referenciamento (Kendall, Linton & Main, 1997; Gusso & Lopes, 2012).

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

O efeito da fisioterapia é evidenciado na melhora da dor lombar crônica, o que inclui exercícios, a aplicação de calor ou frio, ultrassom ou a estimulação elétrica. O plano de

reabilitação na fase crônica busca: aliviar a dor e a tensão muscular; orientar treino de relaxamento muscular e educação sobre os movimentos; restaurar a amplitude do movimento, com exercícios específicos de alongamento e flexibilidade; restaurar equilíbrio muscular; resistência e função, com exercícios resistidos específicos de condicionamento e controle funcional e retreinamento (Kisner & Colby, 1998; Trevisani & Atallah, 2003; Macedo *et al.*, 2005; Silveira *et al.*, 2010; Tuzun *et al.*, 2017).

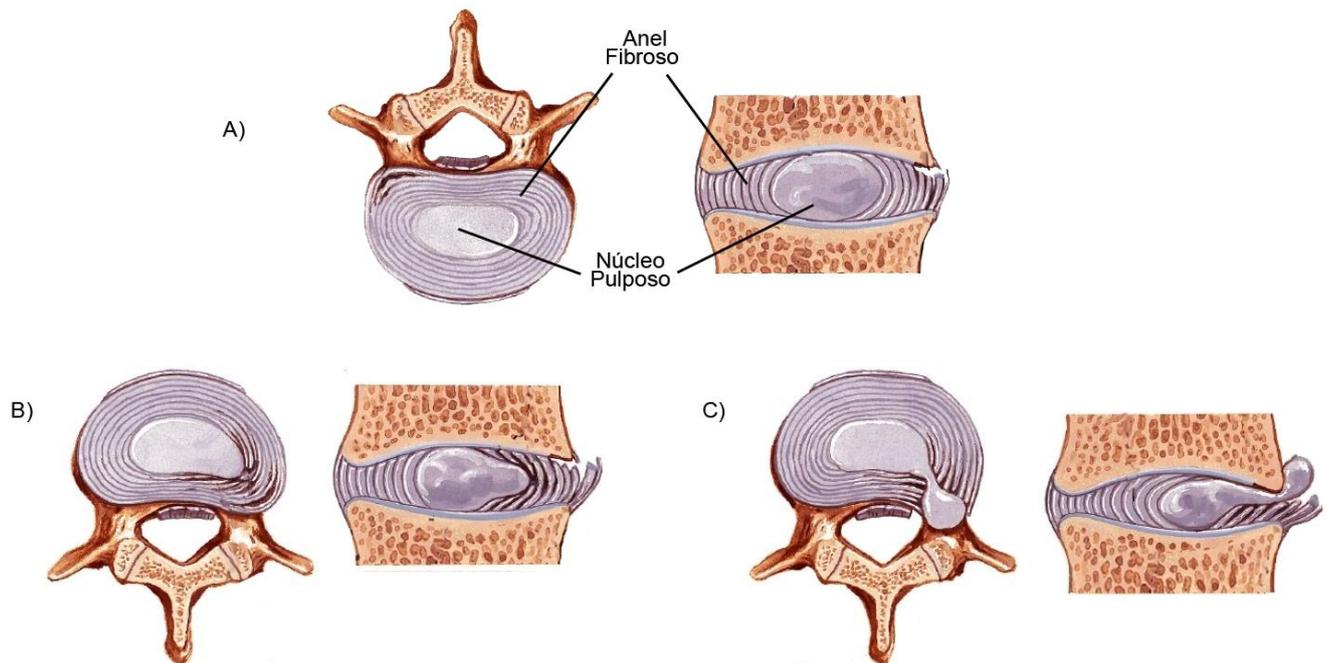
O tratamento medicamentoso das lombalgias, depois de afastadas causas específicas (neoplasias, fraturas, doenças infecciosas e inflamatórias), deve ser centrado no controle sintomático da dor para propiciar a recuperação funcional, o mais rapidamente possível (Brazil *et al.*, 2004; Possebom, Bernard, Alves & 2019). Durante o tratamento, o uso de relaxantes musculares, sedativos e narcóticos é desencorajado. A análise dos fatores de risco é importante para que se possam estabelecer estratégias de prevenção e tratamento no controle desta condição (Costa & Palma, 2005).

3.2.2. Protrusão discal lombar

A protrusão do disco lombar é considerada uma das três causas, mais comuns de dor lombar (Corniola *et al.*, 2014). Nesse sentido, 70% a 85% das pessoas sofrem de protrusão do disco lombar, com uma taxa de incidência anual entre 15 a 45% (Andersson, 1999; Chou *et al.*, 2007; Chen *et al.*, 2017). A protrusão discal consiste no abaulamento localizado ou difuso do disco (localizado entre as vértebras) resultante de alteração degenerativa do anel fibroso (Imamura, Kaziyama & Imamura, 2001).

Os discos são estruturas fibrocartilaginosas localizadas entre as vértebras, que têm como objetivo amortecer os impactos da coluna, realizando a distribuição das pressões sofridas, contribuindo também para que a coluna se torne mais estável e flexível. Os discos intervertebrais são formados pelo núcleo pulposo, o anel fibroso e os terminais cartilagosos (Figura 3 (A)) (Dowdell *et al.*, 2017). É importante o entendimento dessa divisão, para uma compreensão sobre a diferença entre protrusão discal e hérnia de disco. Na protrusão discal, o disco não rompe o anel fibroso, podendo pressionar a medula espinhal. É justamente essa compressão do nervo que provoca os sintomas de dor e as mais graves consequências da protrusão discal. A hérnia discal ocorre quando o material do núcleo pulposo desloca-se através da ruptura do anel fibroso, devido à fissura radial do anel, conforme mostrado na Figura 3 (C) (Imamura, Kaziyama & Imamura, 2001; Vialle *et al.*, 2010; Guida, Ferreira & Souza, 2020).

Figura 3 – Disco intervertebral da região lombar com protrusão discal.



Legenda: A) Discreta protrusão discal; B) protrusão discal; C) Hérnia de disco. Fonte: KantaGallo (2010).

É válido ressaltar que a protrusão discal pode ocorrer na região cervical, lombar e torácica, de acordo com a região da coluna na qual ela ocorrer (Magee, 2010). O diagnóstico específico e a abordagem de tratamento ainda não foram efetivamente estabelecidos para o tratamento da protrusão discal, porém, sabe-se que a deficiência na estabilidade mecânica da coluna lombar é conhecida por diminuir a ativação da musculatura da coluna vertical, e pode resultar na ocorrência de sintomas de dor na região lombar baixa. É importante salientar que esta é uma doença que ocorre com frequência, e entre 10 a 20% dos pacientes necessitam de tratamento cirúrgico (Hodges, 1999; Okubo et al., 2010; Arab et al., 2018).

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

Alguns autores já abordam a protrusão recorrente do disco lombar após tratamento cirúrgico, bem como discordam em relação ao nível de recorrência e ao resultado após a reoperação (Gail & Jensen, 1980). Naylor (1977) relatou em estudo publicado sobre a recorrência de dor nas raízes nervosas associado aos resultados de um prolapso em outro nível,

geralmente aquele acima do enucleado. Para Knighton & Hitselberger (1964) a recorrência é predominantemente no mesmo nível da lesão original. Já Greenwood (1952) afirma que a recorrência é tão frequente no mesmo nível que em outro nível de lesão.

É importante ressaltar que a protrusão do disco lombar é uma síndrome que causa alterações patológicas, incluindo necrocitose, exsudação, edema e outras inflamações, alterações da microcirculação local, vasoespasmos musculares, isquemia tecidual doente, hipóxia e edema, dor na área da lesão devido ao aumento da substância alogênica e diminuição na diátria das funções devido à degeneração do disco intervertebral, ruptura anular, irritação da hérnia do núcleo pulposo ou compressão da raiz nervosa (Chen *et al.*, 2017).

Sendo assim, é necessário o uso de tratamentos que busquem promover a redução da protrusão dos discos intervertebrais, promovendo a remoção da compressão, o alívio da dor e a recuperação da forma e função do disco intervertebral, bem como tecnologias que busquem melhorar e/ou facilitar a reabilitação e acompanhamento da evolução destas lesões. Nesse sentido, com os grandes progressos obtidos nas áreas de eletrônica e computação, surgem oportunidades de inserir estes avanços tecnológicos para a área da reabilitação. Em particular, o uso de sensores surge como uma tecnologia promissora, com potencial possibilidade de diversos benefícios a grande parte da população que apresenta algum tipo de lesão na coluna lombar ou déficit de mobilidade (Dhawan, 2016; Dobkin, 2016).

3.3. Biofeedback, sensores e sinais

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

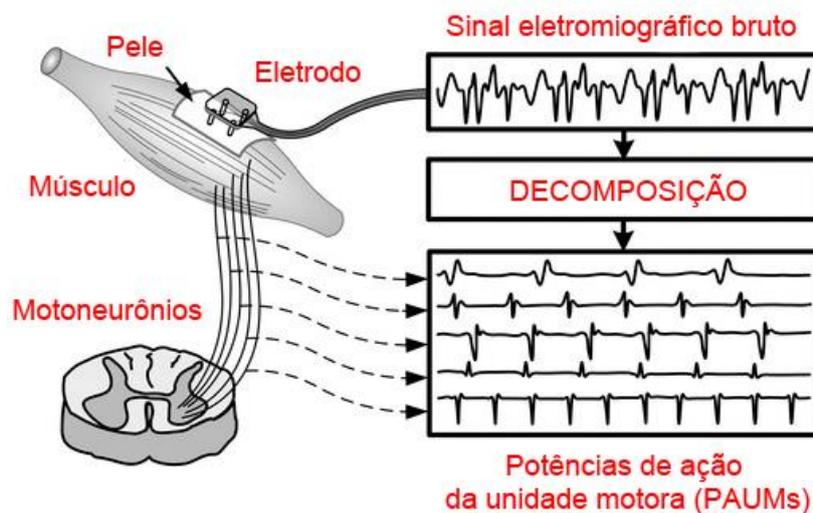
O treinamento de *biofeedback* consiste, inicialmente, em um instrumento destinado a medir processos fisiológicos específicos que é conectado ao paciente por meio de sensores. O instrumento capta e amplifica os sinais e os utiliza para alimentar a ferramenta de *biofeedback*. A ferramenta, por sua vez,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

estas respostas de forma a conseguir resultados (Schwartz & Andrasik, 1995; Albuquerque Júnior & Carvalho, 2020).

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

Dentre os muitos recursos utilizados na aplicação da *Biofeedback*, destaca-se a eletromiografia, que é considerada como o estudo da detecção, análise e uso do sinal eletromiográfico proveniente da contração muscular. A natureza estocástica deste sinal bruto, quando o músculo é contraído, é aleatória e pode ser representada por funções de distribuição gaussiana que pode variar de 0 a 6 mV (pico-a-pico) ou 0 a 1,5 mV (*root mean square* - rms), como visto na Figura 4 (De Luca, 2006).

Figura 4 - Decomposição do sinal de eletromiografia.



Legenda: O sinal eletromiográfico bruto é a sobreposição de algumas dezenas de PAUMs. Fonte: Adaptado de De Luca (2006).

A eletromiografia é um método de avaliação direta, não invasiva, que busca a verificação das alterações de amplitude e do espectro de potência da atividade elétrica dos músculos. Duas técnicas são observadas ao se tratar da eletromiografia: a eletromiografia de

superfície e a de profundidade (De Luca, 1993; Hausswirth *et al.*, 2000; Wakeling *et al.*, 2002; Clark *et al.*, 2003).

A eletromiografia de superfície compreende a captação do sinal mioelétrico utilizando eletrodos (dispositivos de entrada e saída de corrente de um sistema elétrico) dispostos na superfície da pele, como o registro extracelular da atividade bioelétrica gerada pelas fibras musculares (Webster, 1978). A atividade dos músculos, obtida pela eletromiografia de superfície, detectada pela atividade elétrica e fenômeno eletromecânico de acoplamento muscular, é registrada por meio dos potenciais de ação que ocorrem no músculo e determinada por sinais elétricos com amplitudes da ordem de μV (microvolts) (Hermens & Freriks, 2000; Wakeling & Rozitis, 2004).

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

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

Dessa forma o *biofeedback* é um instrumento valioso na avaliação e diagnóstico da atividade elétrica muscular nas terapias físicas e ocupacionais e auxiliando no tratamento de diversas condições patológicas musculares e neuromusculares (Amadio, 2000; Duarte-Moreira *et al.*, 2018; Ribeiro *et al.*, 2018). É importante destacar que o *biofeedback* eletromiográfico foi considerado eficaz no tratamento da dor crônica lombar; os resultados de um estudo mostraram redução da dor, menor percepção da desabilidade, aumento da capacidade de tolerância à dor e melhora da depressão (Newton-John *et al.*, 1995).

Levando em consideração a musculatura estabilizadora já descrita anteriormente, esta é ativada para proteger a coluna durante os movimentos do corpo, contudo seu treinamento pode ser realizado por meio de exercícios específicos (Southwell *et al.*, 2016). Para o retraining dessa musculatura profunda, é bastante utilizada uma unidade de *biofeedback*

pressórico colocada no abdome ou na coluna lombar, com a finalidade de avaliar a pressão exercida sobre a unidade ao realizar a contração muscular (Lima *et al.*, 2012). É válido ressaltar que a unidade de *biofeedback* pressórico é tida como uma das estratégias de utilização do método de estabilização segmentar (Figueiredo *et al.*, 2005).

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

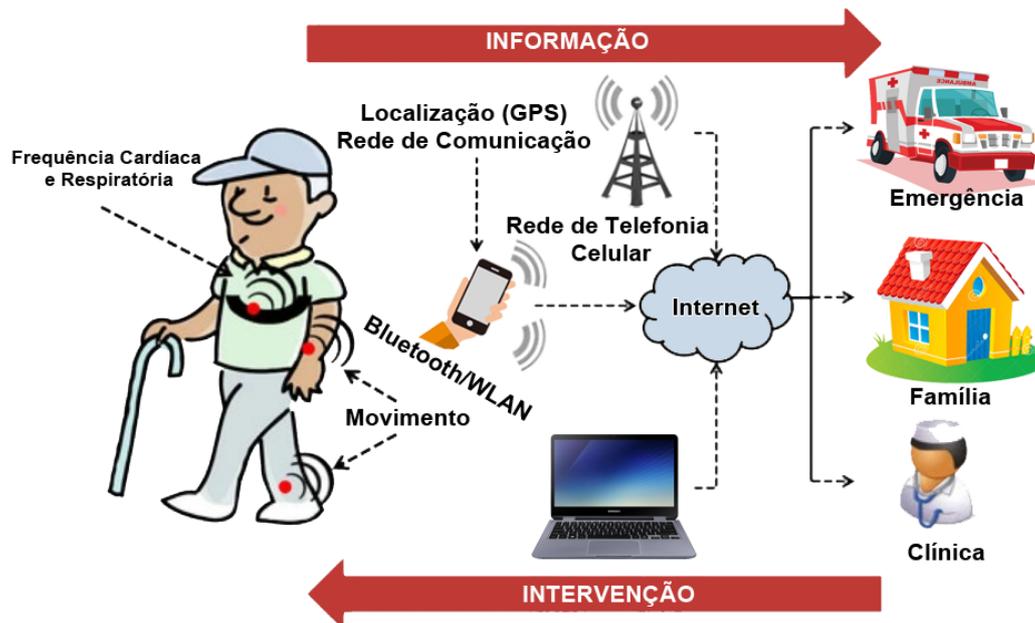
O uso destes sensores nos movimentos do corpo humano permite utilização para a reabilitação e acompanhamento da evolução da lesão com equipamento portátil, o que possibilita seu uso em diversos tipos de ambiente, desde ambientes clínicos, até ambientes livres e laborais. Esse tipo de tecnologia vem trazendo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

3.4. Sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular

Os avanços nas tecnologias de sensores, microeletrônica, telecomunicações e técnicas de análise de dados permitiram o desenvolvimento e a implantação de sistemas para o monitoramento remoto dos pacientes. Sensores vestíveis são usados para coletar dados fisiológicos e de movimento, permitindo o monitoramento do status do paciente. Os sensores são implantados de acordo com a aplicação clínica de interesse (Patel *et al.*, 2012). Uma representação conceitual de um sistema para monitoramento remoto é mostrada na Figura 6.

A Figura 5 apresenta um sistema de monitoramento remoto de integridade baseado em sensores vestíveis. Nesse sentido, informações relacionadas à saúde são coletadas por meio de sensores sem fio usados no corpo e transmitidas por meio de um *gateway* de informações, como um telefone celular, essas informações podem ser usadas para implementar intervenções conforme necessário (Patel *et al.*, 2012).

Figura 5 - Ilustração de um sistema de monitoramento remoto de integridade baseado em sensores vestíveis.



Fonte: Adaptada de Patel *et al.*, (2012).

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

Assim, os sensores para captura de dados de movimento e de contração muscular podem ser implementados, por exemplo, em aplicações como o monitoramento de atividades e de efetividade de intervenções de reabilitação domiciliar e no trabalho em diversos problemas, tais como osteoartrite do joelho, lesões relacionadas a esportes, lesões de antebraço, lombalgia, dentre outros (Peppoloni *et al.*, 2016). Os sensores de movimentação são dispositivos instalados diretamente sobre o corpo ou vestuário. Alguns exemplos dos sensores de movimentos usados são pedômetros, chaves acopladas aos calçados, giroscópios, acelerômetros, entre outros (Yang & Cho, 2008). Alguns destes sensores são descritos a seguir.

3.4.1. Pedômetro

Os pedômetros são dispositivos simples e baratos que registram o número de passos realizados por um indivíduo. Essa contagem permite estimar a distância caminhada e o gasto

de energia, no entanto é realizada de uma maneira imprecisa, pois este dispositivo não registra a intensidade da atividade de locomoção (Howcroft, Kofman & Lemaire, 2013; Mansi *et al.*, 2014), sendo assim, mais recomendados em situações de vigilância, seleção e avaliação de programas de intervenção em saúde e atividade física, cujo controle se dá por retroalimentação pessoal (Norman & Mills, 2004; Armstrong *et al.*, 2019). Existem vários destes sensores disponíveis no mercado, como por exemplo, o sistema da YAMAX Corporation (Figura 6).

Figura 6 - Pedômetro da Yamasa Tokei Keiki Corporation, Tokyo, Japan.



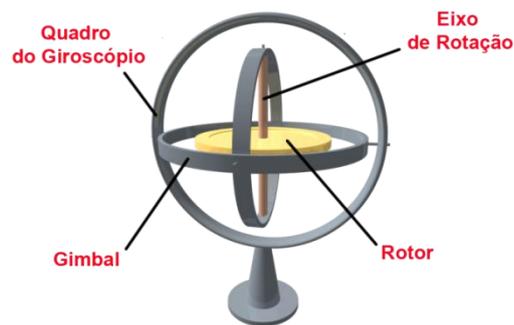
Legenda: A – YAMAX DigiWalker SW-200; B – YAMAX Power Walker EX-210; C – YAMAX Power Walker Lite PZ-270/271. Fonte: Yamasa Tokei Keiki Corporation (2020).

Neste aspecto, em estudos realizados em condições laboratoriais e de campo, principalmente, quando testados em superfícies que dificultam a marcha normal dos indivíduos, os pedômetros tendem a perder sua precisão na contagem dos passos. Nesse sentido, dentre os estudos dessa natureza, o modelo que mais se aproximou dos valores reais, mesmo em velocidades mais lentas (aproximadamente 54 m/min), tanto para distância percorrida, quanto para o número de passos, foi o Yamax (Tóquio, Japão), série SW (Guyc & Tudor-Locke, 2003; Tudor-Locke *et al.*, 2004; Leicht; Crowther, 2007; Oliveira *et al.*, 2013).

3.4.2. Giroscópios

Os giroscópios são, em sua forma clássica, sensores eletromecânicos capazes de captar a rotação de um corpo em relação a um sistema de referência inercial. Esses sensores têm como saída, sinais elétricos, que devem ser tratados a fim de fornecer a velocidade angular, devendo ser integrada para que se possa obter o ângulo de rotação (Lavieri, 2011). Na Figura 7 é apresentada uma representação genérica de um giroscópio.

Figura 7 – Representação estrutural de um Giroscópio.



Fonte: Adaptada de Vieira (2006).

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

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

A montagem do sensor giroscópio em determinada orientação permitirá a escolha do eixo de rolamento, assim uma montagem múltipla de três estruturas permite analisar as medidas nos três eixos de rotação possíveis (Nasiri, 2010; Forhan, 2010; Mori, 2013). É válido ressaltar que a força de Coriolis é uma força nomeada em homenagem ao cientista e engenheiro francês de mesmo nome (1792-1842), a qual causa uma aceleração aparente que ocorre em um sistema referencial rotativo e é proporcional à velocidade angular do mesmo (Nasiri, 2010).

3.4.3. Acelerômetros

Os acelerômetros são dispositivos que permitem quantificar objetivamente a frequência, duração e intensidade da atividade física, em função das características dos sinais de aceleração, como o padrão de oscilação, o intervalo de tempo e a magnitude dos mesmos. Em resumo, este dispositivo converte um vetor de aceleração em um sinal elétrico, que pode ser coletado e processado por sistemas eletrônicos (Chen & Bassett Jr, 2005; Silva *et al.*, 2016; Sasaki *et al.*, 2017).

O mecanismo básico para desenvolver a medição de aceleração é descrito como um sistema de massa-mola que se encontra no interior do sensor. Assim, sempre que o conjunto acelera, a inércia faz com que a massa resista. A força exercida pela massa é equilibrada pela mola e, como o deslocamento permitido pela mola é proporcional à força aplicada, a aceleração do corpo é proporcional ao deslocamento da massa-mola (Figueiredo *et al.*, 2005; Kempe, 2011).

A estrutura permite apenas a medição da aceleração em um único eixo, portanto nos acelerômetros biaxiais e triaxiais, estruturas semelhantes devem ser construídas no sentido dos outros eixos de interesse, fornecendo em sua saída um sinal elétrico correspondente a cada um dos eixos sensíveis (Silva *et al.*, 2016). Esses dispositivos eletrônicos podem medir a aceleração do movimento corporal em relação a até três eixos independentes, sendo eles: ântero-posterior, médio-lateral e vertical (Chen & Bassett Jr, 2005; Sasaki *et al.*, 2017). Neste sentido, há uma variada gama de acelerômetros disponíveis atualmente; estes incluem cristais piezoelétricos, sensores piezo resistivos, sensores eletrônicos, entre outros (Kionix, 2020).

Existem vários destes sensores disponíveis no mercado, como exemplo pode ser citado, o sistema *Valedo@Motion* (Figura 8), que é sistema de avaliação postural e do equilíbrio que se baseia na captura de movimentos por meio de acelerômetros afixados na coluna diretamente nas costas. O dispositivo consiste em dois sensores de movimento, um computador e o software que combina o dispositivo e a interface de jogo. Há dois sensores que são afixados no corpo do paciente e um terceiro sensor que mede a distância do computador ao dispositivo, permitindo ao paciente uma maior liberdade de movimento (Hocoma, 2020).

Figura 8 – Sistema de avaliação postural e de equilíbrio Valedo®Motion da Hocoma.



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

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

Para se projetar dispositivos monitorados por acelerômetros, são considerados os seguintes parâmetros: sensibilidade, linearidade, resolução, polarização, desvio de polarização, sensibilidade nos eixos transversais, robustez do choque, sensibilidade à vibração contra acelerações de alta frequência (fora da faixa de frequência de medição), e capacidade de auto-teste e segurança (probabilidade de erros não detectada). Eles são relevantes, também, para uso simultâneo com sistema de giroscópios (Kempe, 2011). É importante destacar que as informações provenientes desses sensores podem ser combinadas e correlacionadas para avaliar o movimento e a postura humana, bem como servir como base para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de diferentes estruturas e materiais de fixação utilizados na região cervical.

4. Considerações Finais

Na última década a ampliação do uso da tecnologia voltada para enfermidades diversas vem crescendo exponencialmente e vislumbrando um importante progresso para as ciências da saúde. Especialmente, em avanços de tecnologias voltadas a uso de sensores e

técnicas de análise de dados que permitem o desenvolvimento e a implantação de sistemas para monitorar remotamente o status de pacientes, sendo esses sensores implantados de acordo com a aplicação clínica de interesse.

Nesse contexto, entre as aplicações encontradas com uso desta tecnologia, com impacto significativo em indivíduos com lombalgia e/ou protrusão discal lombar, é importante destacar a possibilidade de controle de processos fisiológicos de forma a poder aumentar o nível de relaxamento, aliviar a dor e monitorar a atividade muscular, bem como a prevenção de movimentos e posturas indesejáveis que possam causar lesões. Desse modo, o presente estudo propôs enfatizar, por meio de evidências científicas, a necessidade de mais estudos que possibilitem a utilização de sensores no treinamento dos músculos estabilizadores da coluna vertebral de indivíduos acometidos por lombalgia e/ou protrusão discal lombar.

Referências

Abi-Ackel, A. M., & Storino, A. F. L. (2020). Postura inadequada em acadêmicos de Medicina e a presença de lombalgia. *Revista Interdisciplinar de Extensão*, 4(7), 70-82.

Alberto, R., Draicchio, F., Varrecchia, T., Silvetti, A., & Iavicoli, S. (2018). Wearable Monitoring Devices for Biomechanical Risk Assessment at Work: Current Status and Future Challenges - A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research And Public Health*, 15(9), 1-26.

Albuquerque Júnior; H. F., & Carvalho, L. C. (2020). Desenvolvimento de uma Ferramenta Computadorizada de Biofeedback para Aplicação em Fisioterapia. Recuperado de <http://telemedicina.unifesp.br/pub/sbis/CBIS2002/dados/arquivos/58.pdf>.

Almeida, R. S., Silva, A. C., Gonçalves, Q. T., Montenegro, C. E., Nogueira, L. A. C., Orsini, M., & Silva, J. G. (2012). Análise do centro de pressão em pacientes com lombalgia crônica por meio de um sistema de realidade virtual. *Fisioterapia Brasil*, 13(4), 288-292.

Amadio, A. C. (2000). Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: Amadio, A. C., & Barbanti, V. J. (Org.) *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade.

Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*, 354, 581-585.

Andrade Filho, E. P., & Pereira, F. C. F. (2015). *Anatomia Geral*. 1. ed. Sobral: INCA.

Arab, A., Rasouli, O., Amiri, M., & Tahan, N. (2013). Reliability of ultrasound measurement of automatic activity of the abdominal muscle in participants with and without chronic low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, 21(1), 1-7.

Armstrong, M., Winnard, A., Chynkiamis, N., Boyle, S., Burtin, C., Vogiatzis, I. (2009) Use of pedometers as a tool to promote daily physical activity levels in patients with COPD: a systematic review and meta-analysis. *European Respiratory Society*, 28, 190039.

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

Brazil, A. V., Ximenes, A. C., Radu, A. S., Fernandes, A. R., Appel, C., Maçaneiro, C. H., Ribeiro, C. H., Gomes, C., Meirelles, E. S., Puertas, E. B., Landin, E., Egypto, E. J. P., Appel, F., Dantas, F. L. R., Façanha Filho, F. A. M., Furtado, G. E. M., Carneiro Filho, G. S., Cecin, H. A., Defino, H. L., Carrete Júnior, H., Natour, J., Marques Neto, J. F., Amaral Filho, J. C., Provenza, J. R., Vasconcelos, J. T. S., Amaral, L. L. F., Vialle, L. R. G., Masini, M., Taricco, M. A., Brotto, M. W. I., Daniel, M. M., Sposito, M., Morais, O. J. S.; Botelho, R. V., Xavier, R. M; Radominski, S. C.; Daher, S.; Lianza, S., Amaral, S. R.; Antonio, S. F. F., Barros Filho, T. E., Vianna, U., Vieira, V. P., Ferreira, W. E. R., & Stump, X. M. G. (2004). Diagnóstico e tratamento das lombalgias e lombociatalgias. *Revista Brasileira de Reumatologia*, 44(6), 419-425.

Breivik, H., Collett, B., Ventafridda, V., Cohen, R., & Gallacher, D. (2006). Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment. *European Journal of Pain*, 10(4), 287-333.

Briganó, J. U., & Macedo, C. S. G. (2005). Análise da mobilidade lombar e influência da terapia manual e cinesioterapia na lombalgia. *Semina: Ciências Biológicas e da Saúde*, 26(2), 75-82.

Capela, N. A., Lemaire, E. D., Baddour, N., Rudolf, M., Goljar, N., & Burger, H. (2016). Evaluation of a smartphone human activity recognition application with able-bodied and stroke participants. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(5), 1-10.

Carvalho, A., & Assini, T. C. K. A. (2008). Improvement of functional capacity among elderly people undergoing isostretching intervention. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 12(4), 268-273.

Chen, K. Y., & Bassett Junior, D. R. (2005). The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), S490-500.

Chen, L.; Liu, D., Zou, L., Huang, J., Chen, J., Zou, Y., Lai, J., Chen, J., Li, H., & Liu, G. (2017). Efficacy of high intensity laser therapy in treatment of patients with lumbar disc protrusion: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 1, 1-6.

Chhikara, A., Rice, A. S. C., Mcgregor, A. H., & Less, F. B. (2008). Wearable device for monitoring disability associated with Low Back Pain. *Reproduct Biol Anaesth*, 6, 2817-2833.

Chou, R., Qaseem, A., Snow, V., Casey, D., Cross, J. T., Shekelle P., & Owens, D. K. (2007). Diagnosis and treatment of low back pain: A joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. *Annals of Internal Medicine*, 147, 478-491.

Clarck, B. C., Manini, T. M., Thé, D. J., Doldo, N. A., & Snyder, L. L. P. (2003). Gender Differences in Skeletal Muscle Fatigability are Related to Contraction Type and EMG Spectral Compression. *Journal of Applied Physiology*, 94, 2263-2272.

Coelho, L., Almeida, V., & Oliveira, R. (2005). Lombalgia nos adolescentes: identificação de fatores de risco psicossociais. *Revista Portuguesa de Saúde Pública*, 23(1), 81-90.

Cooper, C., Gross, A., Brinkman, C., Papa, R., Allen, K., Hastings, S., Bogen, B. E., & Goode, A. P. (2018). The impact of wearable motion sensing technology on physical activity in older adults. *Experimental Gerontology*, 112, 9-19.

Corniola, M. V., Tessitore, E., Schaller, K., & Gautschi, O. P. (2014). Lumbar disc herniation – diagnosis and treatment. *Revue Médicale Suisse*, 10, 2376-2382.

Costa, D., & Palma, A. (2005). O efeito do treinamento contra resistência na síndrome da dor lombar. *Revista Portuguesa de Ciência do Desporto*, 5(2), 224-234.

Cruz, C. F. (2005). Biofeedback e exterocepção no controle do movimento humano voluntário. *Lecturas: Educación Física y deportes*, 10(88).

Da Costa, B. R., & Vieira E. R. (2010). Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *American Journal of Industrial Medicine*, 53, 285-323.

De Luca C. J. (1993). Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. *Muscle Nerve*, 16(2), 210-216.

Dhawan, A. P. (2016). Collaborative Paradigm of Preventive, Personalized, and Precision Medicine with Point-of-Care Technologies. *IEEE Journal Of Translational Engineering In Health And Medicine*, 4, 1-8.

Dias, J. C. (2020a). Lombalgias em jovens; Características e Fatores Associados: Revisão Bibliográfica. *Research, Society and Development*, 9 (1), e70911631.

Dias, J. C. P. (2020b). Young lombalgias; Characteristics and Associated Factors: Bibliographic Review. *Research, Society and Development*, 9(1), 1-7.

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

Dowdell, J., Erwin, M., Choma, T., Vaccaro, A., Iatridis, J., & Cho, S. K. (2017). Intervertebral Disk Degeneration and Repair. *Neurosurgery*, 80, 46-54.

Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2005). *Gray's Anatomia clínica para estudantes*. Rio de Janeiro: Elsevier.

Duarte-Moreira, R. J., Castro, K. V., Santos, C. L., Martins, J. V. P., Sá, K. N., & Baptista, A. F. (2018). Electromyographic Biofeedback in Motor Function Recovery After Peripheral Nerve Injury: An Integrative Review of the Literature. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 43, 247–257.

Fenghe, X., Yanwei, Y., Chuansheng, L., Yusheng, Y., Junmin, Y., Dewei, K., & Shijie, W. Correlations of O₃ therapeutic targets and imaging localization in lumbar intervertebral disc protrusion. *International journal of clinical and experimental medicine*, 8(6), 9283–9290.

Ferreira, G. D., Silva, M. C., Rombaldi, S. J., Wrege, E. D., Siqueira, F. V., & Hallal, P. C. (2011). Prevalence and associated factors of back pain in adults from southern Brazil: a population-based study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 15(1), 31-36.

Figueiredo, M. K., Chaves Júnior, I. P., Figueiredo, V. G. C., Costa, L. O. P., & Costa, L. C. M. (2005). Estudo da confiabilidade intra e entre-examinadores da unidade de Biofeedback pressórico na medida da contração do músculo transverso abdominal. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, 13(4), 93-100.

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

Gail, M., & Jesen, M. A. (1980). Biomechanics of the Lumbar Intervertebral Disk: A Review. *Physical Therapy*, 60(6), 765-773.

Gaskell, L., Enright, S., & Tyson, S. (2007). The effects of a back rehabilitation programme for patients with chronic low back pain. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 13(5), 795-800.

Greenwood, J., Mcguire, T., & Kimbell, F. (1952). A study of the causes of failure in the herniated intervertebral disc operation. *Journal of Neurosurgery*, 9, 15-20.

Guedes, F. G., & Machaco, A. P. N. B. (2008). Fatores que influenciam no aparecimento das dores na coluna vertebral de acadêmicos de fisioterapia. *Estação científica online*, 05, 1-10.

Guida, C. A., Ferreira, V. J., & Souza, F. V. (2020). Percepção do portador de hérnia de disco acerca do tratamento fisioterapêutico. *Revista Bionorte*, 9 (1), 26-35.

Gusso, G., & Lopes, J. M. C. (2012). *Tratado de medicina de família e comunidade: princípios, formação e prática*, Porto Alegre: Artmed.

Guy, L. M., & Tudor-Locke, C. (2003). Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 35(5), 867-871.

Hart, L. G., Deyo, R. A., & Cherkin, D. C. (1995). Physician office visits for low back pain. *Spine*, 20, 11-9.

Hauswirth C., Brisswalter J., Vallier J., Smith D., & Lepers R. (2000). Evolution of electromyographic signal, running economy and perceived exertion during different prolonged exercises. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 429-436.

Hermens, H. J., & Freriks, B. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 10(5), 361-374.

Hocoma. Recuperado de <http://www.hocoma.com/solutions/valedo-motion>.

Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74-86.

Hoogendoorn, W. E., Van Poppel, M. N. M., & Bongers, P. M. (1999). Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 25, 387-403.

Howcroft, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2013). Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 10 (1), 91-110.

Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Vos, T., & Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatology*, 64(6), 2028-2037.

Imamura, S. T., Kaziyama, H. H. S., & Imamura, M. (2001). Lombalgia. *Revista de medicina*, 80(ed. esp. pt.2), 375-90.

International Association for the Study of Pain (IASP). Recuperado de <https://www.iasp-pain.org/>.

KantaGallo. (2010). Recuperado de <http://aliviodedor.com.br/protusao-discal>.

Kempe, V. (2011). *Inertial MEMS: Principles and Practice*. Cambridge University Press, New York.

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

Kionix. *MEMS Accelerometers-Inertial Sensors*. Recuperado de <http://www.kionix.com/accelerometers>.

Kisner, C., & Colby, L. A. (1988). *Exercícios terapêuticos*. (2a ed.), Barueri: Manole.

Knighton, R., & Hitselberger, W. (1964). A study of patients ten to seventeen years following operation for herniated nucleus pulposus. *Western journal of surgery, obstetrics, and gynecology*, 134-138.

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

Lattanzi, E., & Freschi, V. (2020). Evaluation of human standing balance using wearable inertial sensors: A machine learning approach. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 94 (2020), 103812.

Leicht, A. S., Crowther, R. G. (2007). Pedometer accuracy during walking over different surfaces. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10), 1847.

Lima, P. O., Oliveira, R. R., Moura Filho, A. G., Raposo, M. C., Costa, L. O., & Laurentino, G. E. (2012). Concurrent validity of the pressure biofeedback unit and surface electromyography in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 16(5), 389-395.

Lu, M. L., Waters, T., & Werren, D. (2015). Development of human posture simulation method for assessing posture angles and spinal loads. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 25(1), 123-136.

Macedo, C. S. G., Sasaki, A. T., & Ceranto, C. P. (2005). Influência da fisioterapia na dor e depressão de indivíduos com lombalgia. *Reabilitar*, 7(28), 22-27.

Magee, D. J. (2010). *Avaliação musculoesquelética*, (5a ed.), Manole: São Paulo.

Mansi, S., Milosavljevic, S., Baxter, G. D., Tumilty, S., & Hendrick, P. (2014). A systematic review of studies using pedometers as an intervention for musculoskeletal diseases. *BMC Musculoskelet Disord*, 15(231), 1-13.

Marras, W. S. (2000). *Occupational low back disorder causation and control*. Ergonomics, London, 43(7), 880-902.

Marras, W. S. (2011). Spine biomechanics, government regulation, and prevention of occupational low back pain. *Spine Journal*, 1, 163-165.

Melo Filho, J., Menossi, B. R. S., Preis, C., Bertassoni Neto, L., & Stabelini Neto, A. (2013). Lumbopelvic stabilization musculature analysis in young subjects with and without low back pain. *Fisioterapia em Movimento*, 26(3), 587-94.

Mi-Jung, S., Young-Sook, L., Hyun-Ei, O., & Jin-Sun, K. (2007). Effects of a Back-pain-reducing program during pregnancy for Korean women: a non-equivalent control-group pretest-posttest study. *International Journal of Nursing Studies*, 44, 19-28.

Mori, A. M. (2013). O uso de sistema inercial para apoiar a navegação autônoma. Dissertação (Mestrado em Ciência) — Universidade de São Paulo, São Paulo, São Paulo, Brasil.

Moss, D. (2003). Current applications of biofeedback to physical medicine and rehabilitation. *Europa Medicophysica*, 39(1), 1-7.

Nascimento, P. R. C., & Costa, L. O. (2015). Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. *Cadernos de Saúde Pública*, 31(6), 1141-1155.

Nasiri, S. (2005). A Critical Review of MEMS Gyroscopes Technology and Commercialization Status.

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

Natour, J. (2004). *Coluna Vertebral - Conhecimentos básicos*. São Paulo: Etcetera editora.

Naylor, A. (1977). Surgical treatment in lumbar disc protrusion. *British Medical Journal*, 1, 567-569.

Netter, F. H. (2011). *Atlas de Anatomia Humana*. (5a ed.), Rio de Janeiro: Elsevier.

Newton-John, T. O., Spence, S. H., & Schotte, D. (1995). Cognitive-behavioral therapy versus EMG biofeedback in the treatment of chronic low back pain. *Behaviour Research & Therapy*, 33(6), 691-697.

Norman, G. J., & Mills, P. J. (2004). Keeping it simple: encouraging walking as a means to active living. *Annals of Behavioral Medicine*, 28(3), 149-51.

Okubo, Y., Kaneoka, K., Imai, A., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Miyakawa, S. (2010). Electromyographic Analysis of Transversus Abdominis and Lumbar Multifidus Using Wire Electrodes During Lumbar Stabilization Exercises. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(11), 743-750.

Oliveira, S. F. M., Oliveira, L. S., Guimarães, F. J. S. P., Albuquerque, F. L., & Costa, M. C. (2013). Analysis of the accuracy of pedometers walk short distances. *Revista Terapia Manual Posturologia*, 11(51), 36-42.

Osman, H. A., Saddik, A. E., & Eid, M. (2013). U-biofeedback: a multimedia-based reference model for ubiquitous biofeedback systems. *Multimedia Tools and Applications*, 72(3), 3143–3168.

Pai, M., Y., B. (2019). *Lombalgia*. Recuperado de <https://www.hong.com.br/tratamento-de-lombalgia-ou-dor-lombar/>.

Patek, M., & Stewart, M. (2020). Spinal cord injury. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, *in press*.

Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 13(4), 371–379.

Patel, S., Park, H., Bonato, P., Chan, L., & Rodgers, M. (2012). A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 9(1), 21.

Peppoloni, L., Filippeschi, A., Ruffaldi, E., & Avizzano, C. A. (2016). A novel wearable system for the online assessment of risk for biomechanical load in repetitive efforts. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 52, 1-11.

Pires, R. A. M., & Dumas, F. L. V. (2008). Lombalgia: revisão de conceitos e métodos de tratamentos. *Universitas: Ciências da Saúde*, 6(2), 159-168.

Possebom, M. P., Bernard, D. L., & Alves, I. A. (2019). Lombalgia: the pharmaceutical role in identification, accompanying, managing and prevention. *Revista Interdisciplinar em Ciências da Saúde e Biológicas*, 3(1), 86-100.

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

Reinehr, F. B., Carpes, F. P., & Mota, C. B. (2008). Influência do treinamento de estabilização central sobre a dor e estabilidade lombar. *Fisioterapia em Movimento*, 21(1), 123-129.

Ribeiro, V. V., Vitor, J. S., Hónorio, H. M., Brasolotto, A. G., & Silverio, K. C. A. (2018). Surface electromyographic biofeedback for behavioral dysphonia in adult people: a systematic review. *CoDAS*, 30(6), 1-10.

Salve, M. G. C., & Bankoff, A. D. P. (2003). Body posture - a problem that afflicts workers. *Revista Brasileira de Saúde Ocupacional*, 28(105/106), 91-103.

Santos, A. (2015). *Postura Corporal: guia para todos*. (3a ed.), São Paulo: Sammus.

Santos, I. L. V. L., & Da Silva, C. R. C. (2019). *O estudo de anatomia simples e dinâmico 2*. Ponta Grossa, Paraná: Atena Editora.

Santos, J. M., Zagalo, C., Evangelista, J. G., Tavares, V., Oliveira, P., Cavacas, A., & Silva, A. J. S. (2011). *Anatomia Geral - Moreno*. (6a ed.), Portugal: Egas Moniz- Publicações.

Sasaki, J. E., Coutinho, A. P. P., Santos, C. E. S., Bertuol, C. B., Minatto, G., Berria, J., Tonosaki, L. M. D., Lima, L. R. A., Marchesan, M., Silveira, P. M., Krug, R. R., & Benedetti, T. R. B. (2017). Instructions for accelerometer use in Brazil. *Brazilian Journal of Physical Activity and Health*, 22(2), 110-126.

Schneider, S., Schmitt, H., Zoller, S., & Schiltenswolf, M. (2005). Workplace stress, lifestyle and social factors as correlates of back pain: a representative study of the German working population. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 78, 253-269.

Schwartz, M. S., & Andrasik, F. (1995). *Biofeedback a Practitioner's Guide*. (2a ed.), The Guilford Press, New York, New York.

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

Shanmugam, M., Nehru, S., & Shanmugam, S. (2018). A wearable embedded device for chronic low back patients to track lumbar spine position. *Biomedical Research*, 118-123.

Silva, J. G., Reichert, F. F., Ohara, D., Dourado, A. C., Petroski, E. L., & Romanzini, M. (2016). Validation of Actical accelerometer thresholds to determine the sedentary behavior and physical activity intensity in adolescents. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*. 19(2), 246-255.

Silva, A., Linardi, B. R., Pedro, C. V. D. N., Campos, P. H. O., Barbosa, P. H., Oliveira, C. E., Delbim, L., & Martelli, A. (2020). Injuries from repeating efforts and osteomuscular disorders at work and reducing the quality of life. *Revista CPAQV*, 12 (2), 1-9.

Silveira, M. M., Pasqualotti, A. P., Colussi, E. L., Vidmar, M. F., & Wibeling, L. M. (2010). Abordagem fisioterápica da dor lombar crônica no idoso. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, 8(25), 56-61.

Southwell, D. J., Hills, N. F.; Mclean, L. & Graham, R. B. (2016). The acute effects of targeted abdominal muscle activation training on spine stability and neuromuscular control. *Journal of Neuroengineering And Rehabilitation*, 13(1), 1-8.

Tozim, B. M., Nava, G. T. A., Marques, A. E. Z. S., Marques, N. R., Morcelli, M. H., & Navega, M. T. (2020). Muscle recruitment during gait in women with chronic low back pain. *Fisioterapia em movimento*, 33, 1-9.

Trevisani, V. F. M., & Atallah, N. A. (2003). Lombalgias: evidência para o tratamento. *Diagnóstico & Tratamento*, 8(1), 17-19.

Trontelj, J. V., Jabre, J., & Mihelin, M. (2004). *Needle and wire detection techniques*. In: *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Application*. Merletti, R., & Parker, P. A. New Jersey: JohnWiley & Sons.

Tudor-Locke, C., Ham, S. A., Macera, C. A., Ainsworth, B. E., Kirtland, K. A., Reis, J. P., & Kimsey Junior, C. D. (2004). Descriptive epidemiology of pedometer-determined physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(9), 1567-1573.

Tuzun, E., Gildir, S., Angin, E., Tecer, B., Dana, K., & Malkoç, M. (2017). Effectiveness of dry needling versus a classical physiotherapy program in patients with chronic low-back pain: a single-blind, randomized, controlled trial. *The Journal of Physical Therapy Science*, 29 (9).

Vasconcelos, J. T. S. (2002). Anatomia e biomecânica da coluna vertebral. In: APPEL, Fernando (Org.). *Coluna Vertebral: conhecimentos básicos*. Porto Alegre, Rio Grande do Sul: AGE.

Vialle, L. R., Vialle, E. N., Henao, J. E. S., & Giraldo, G. (2010). Hérnia discal lombar. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 45(1), 17-22.

Wakeling, J. M., & Rozitis, A. I. (2004). Spectral Properties of Myoelectric From Different Motor Units in The Leg Extensor Muscles. *Journal of Experimental Biology*, 207, 2519-2528.

Wakeling, J. M., Kaya, M., Temple, G. K., Johnston, I. A., & Herzog W. (2002). Determining Patter of Motor Recruitment During Locomation. *Journal of Experimental Biology*, 250, 359-369.

Webster, J. G. (1978). *Biomedical Instrumentation*. (3a ed.), Nova York: John Wiley & Sons.

World Health Organization (WHO). (1985). *Identification and control of work-related diseases*. Geneva: World Health Organization.

Yamasa Tokei Keiki CO., LTD. Recuperado de <http://www.yamax-yamasa.com/>.

Yang, J. Y., Wang, J. S., & Chen, Y. P. (2008). Using acceleration measurements for activity recognition: An effective learning algorithm for constructing neural classifiers. *Pattern Recognition Letters*, 29(16), 2213-2220.

Zhang, J. M., Li, H., & Brull, S. J. (2000). Perfusion of the mechanically compressed lumbar ganglion with lidocaine reduces mechanical hyperalgesia and allodynia in the rat. *Journal of Neurophysiology*, 84, 798–805.

Porcentagem de contribuição de cada autor no manuscrito

Rafael Victor Ferreira Bonfim – 25%

Gabriel Mauriz Moura Rocha – 25%

Lívia Assis – 25%

Vilson Rosa de Almeida – 25%