



UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA

A WEARABLE DEVICE TO SUPPORT THE TREATMENT OF LOW BACK PAIN

Eduardo Damasceno¹, Eduardo Heinemann², Armando Paulo da Silva³, José Barbosa Dias Jr⁴

Submetido: 18/02/2021

Aprovado: 11/03/2021

RESUMO

Este artigo visa apresentar o desenvolvimento de um dispositivo para apoio a reabilitação da coluna lombar, por meio de técnicas de captura de movimento inercial, apresentando sua validação para captura de sinais. Como resultado apresenta a taxa efetiva de perda de dados bem como a sua acurácia para aplicação no tratamento de patologias da coluna ligadas a biomecânica de movimento.

PALAVRAS-CHAVE: Dispositivo Inercial. Captura de Movimento. Lombalgia Mecânica

ABSTRACT

This paper aims to present the development of a device to support the rehabilitation of the lumbar spine, through inertial motion capture techniques, presenting its validation for signal capture. As a result it presents the effective rate of data loss as well as your accuracy for application in the treatment of spine pathologies related to motion biomechanics.

KEYWORDS: Inertial Device. Motion Capture. Mechanical Low Back Pain

1.Introdução

Os Sistemas de Informação (SI) para a saúde possuem uma natureza arquivista, ou seja, em sua maioria realizam o processo de registro dos acontecimentos clínicos mediante a interação de um usuário e a informação sobre o paciente. Estes SIs, enquanto instrumentos de trabalho na saúde, são importantes recursos computacionais de apoio às ações administrativo-burocráticas e àquelas ancoradas em conhecimentos técnico-científicos, sobretudo as que dependem de informações atualizadas (BENITO e LICHESKI, 2009).

Todavia, os SI dependem diretamente da interação humana e, portanto, tendem a receber diversos erros de digitação, levando a inconsistência da informação registrada (GIMENES e colab., 2009).

Com o avanço da tecnologia da informação, novos modelos e técnicas vem surgindo para apoiar este registro de forma mais autônoma e cada vez mais independente do fator humano. No que se espera de um serviço de reabilitação fisioterápica o ponto principal de atuação é a mobilidade do

¹ Universidade Tecnológica Federal do Paraná - <http://orcid.org/0000-0002-6246-1246> - damasceno@utfpr.edu.br

² Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Search ror.org - heinemann@utfpr.edu.br

³ Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Search ror.org - armando@utfpr.edu.br - <https://orcid.org/0000-0001-8186-051X>

⁴ Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Search ror.org - jose.dias@ifpr.edu.br -



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

paciente em termos de restabelecimento ou reeducação para sua nova condição física (JÚNIOR e OTHERS, 2010).

Concentra-se no mundo modernos diversas ferramentas de apoio a gestão, dentre elas a mais comum são os sistemas de monitoramento, todavia para a área da saúde, e em especial para a fisioterapia, estas ferramentas ficam muito distantes da prática em clínicas e hospitais. Nestes locais, a principal ferramenta continua sendo o registro do prontuário do paciente e o acompanhamento profissional do fisioterapeuta.

Assim, uma das formas de melhorar este acompanhamento e registro é a combinação de técnicas oriundas da computação e gestão, aplicadas a saúde. Uma técnica muito comum atualmente é a técnica de captura e análise de movimento. Esta traz um suporte para os terapeutas fornecendo informações sobre o movimento em tempo real (DAMASCENO e colab., 2015).

Daí o processo de reabilitação realizado de forma completa e contínua oferece benefícios ao indivíduo portador da deficiência que pode levá-lo a uma completa restauração ou uma adaptação a sua nova condição física. Entretanto, é o paciente quem decide o momento de realizar ou não as atividades de reabilitação, e este ao não mais perceber a dor na região lesionada tende a abandonar as terapias.

Esta atitude acarreta no restabelecimento superficial da patologia e, caso reincida, o paciente será acometido de um grau mais severo da mesma (MILTON e colab., 2010) dificultando, desta forma, o processo de reabilitação.

O paciente realizar os exercícios frente ao espelho, este encontra motivação em sua própria imagem corporal, e a partir desta visualização, ajusta seu próprio arranjo corporal, mantendo uma melhor postura e conseqüentemente atenuando a desordem.

Acredita-se que se houvesse um dispositivo capaz de mostrar algumas informações sobre o movimento do paciente, tais como: informações de angulação, velocidade, força e principalmente posição ideal para a execução do exercício, este poderá ser influenciado a apresentar melhores resultados, assim, acelerar o processo de reabilitação ou mesmo evitar o abandono da terapia.

Então, de forma a elucidar a informação clínica foi escolhida uma patologia denominada de Lombalgia Mecânica, que segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) é um dos distúrbios dolorosos que mais afetam o homem, para ser aplicada ao estudo de caso.

Por suposto, este projeto visa a construção de um sistema de captura de movimento para apoiar o trabalho fisioterápico realizado em pacientes de lombalgia mecânica. Tendo como objetivo específico o desenvolvimento de um dispositivo de baixo custo que atenda de maneira mais efetiva e robusta a técnica de aferir os movimentos físicos reabilitadores e informar para o usuário se está com alguma defasagem ou realizando algum movimento de maneira errada.



2. Problematização Geral

De forma a elucidar o problema abordado, escolhemos uma patologia, denominada de Lombalgia Mecânica, que segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) é um dos distúrbios dolorosos que mais afetam o homem (RAINVILLE e colab., 2004) para ser aplicada ao estudo de caso.

A Lombalgia Mecânica ou Ocupacional (CID M54.5 – Dor Lombar Baixa) é uma patologia é causa frequente de incapacidade ou abstenção de trabalho, desta forma causando um impacto socioeconômico tanto para as empresas quanto para o governo (BORGHNETH, 2004) e atualmente afeta cerca de 70% da população mundial em pelo menos em uma fase da vida (FERREIRA e NAKANO, 2000).

A reabilitação do paciente com esta patologia envolve uma equipe formada por profissionais de diversas áreas e tecnologias na assistência ao paciente, de forma que auxilie um paciente enfermo ou incapacitado de atingir seu maior potencial possível de condicionamento físico, mental, social (DAMASCENO e colab., 2012).

Os tratamentos desta patologia se dividem em duas fases: a sintomática e assintomática (PITANGUI e FERREIRA, 2008). A primeira, geralmente em período de crise, o paciente sente mais dor e então procura um médico para que sejam prescritos medicamentos para aliviar a dor. Faz parte do tratamento a fisioterapia e o repouso sistemático. Já na assintomática é feito todo um procedimento para se evitar uma nova crise que muitas das vezes não têm acompanhamento especializado.

Nas lombalgias, pode-se observar sua relação direta com o quadro algico, redução da amplitude de movimento e alteração do padrão de flexibilidade ou uma interação sinérgica desses fatores que, conseqüentemente, aumentam a severidade do quadro sintomático e podem levar à fadiga precoce dos músculos que auxiliam na manutenção da postura do indivíduo, com alteração do desempenho funcional. Tendo-se em vista a prevenção e tratamento da lombalgia, faz-se necessárias medidas profiláticas como exercícios regulares para condicionamento físico, visando o fortalecimento dos músculos responsáveis pela distribuição do peso corporal (ÖSTGAARD e colab., 1997).

Este processo de reabilitação realizado de forma completa e contínua oferece benefícios ao indivíduo portador da deficiência, que pode levá-lo a uma completa restauração ou uma adaptação a sua nova condição física (TAHARA e colab., 2008).

Entretanto, é o paciente quem decide o momento de realizar ou não as atividades de reabilitação, e quando este paciente não mais perceber a dor na região lesionada tende a abandonar as terapias.



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

No entanto, o desenvolvimento científico e tecnológico está salvando cada vez mais vidas, e vem validando práticas fisioterápicas que antes se apoiavam no empirismo e na experiência pessoal. Desta maneira, a informática tem permitido a ampliação das possibilidades diagnósticas e terapêuticas, pois, por meio de equipamentos, dispositivos e programas, facilita o acesso à reabilitação de pacientes com diferentes tipos de danos, sejam eles de ordem cognitiva ou motora.

Este apoio tecnológico usufruem atualmente de um leque de dispositivos e sistemas computacionais, que antes estavam limitados apenas ao entretenimento, mas hoje, já fazem parte da rotina de clínicas e hospitais, estimulando a realização de exercícios durante o processo de tratamento (VALL e colab., 2005).

3. Instrumentação da Reabilitação Física

A Amplitude de Movimento (**AdM**) pode ser definida como o deslocamento angular de uma articulação, e tem por função quantificar e qualificar um dado movimento. Dependendo da patologia que sofre um indivíduo esta (**AdM**) pode se encontrar minimizada, dificultando, assim, a mobilidade ou mesmo a postura. Para se auferir esta variável é comumente usado um processo denominado de goniometria. A goniometria é a aplicação de um sistema coordenado a uma articulação com o intuito de medir os ângulos de movimentos existentes (LASKOSKI e PICHORIM, 2008).

Esta prática é amplamente utilizada em clínicas e em pesquisas científicas com a finalidade avaliar as amplitudes de movimento articular e decidir a intervenção terapêutica mais apropriada. A medição dos movimentos articulares pode ser realizada por quatro técnicas distintas (SACCO e colab., 2007): a observação visual, a utilização de goniômetros manuais, pela utilização de goniômetros digitais, e a aplicação por análise de imagens digitais (LOSS e colab., 2012).

A observação visual é um método de avaliação subjetivo que dificulta a realização de um diagnóstico confiável. Os goniômetros são equipamentos simples e de baixo custo sendo a principal técnica utilizada na medição dos movimentos articulares. Já a análise de imagens necessita de programas específicos para realizar a interpretação das imagens, podendo ser inviável a utilização dessa técnica em clínicas e em pequenos centros de pesquisa.

A (**AdM**) varia de indivíduo para indivíduo de acordo com a etnia, idade, gênero, prática de atividade física (flexibilidade), grau de força muscular, ou se o indivíduo possui alguma disfunção ou enfermidade que dificulta o movimento (FERREIRA e NAKANO, 2000). Existe uma padronização da metodologia utilizada em avaliações de (**AdM**), esta padronização refere-se ao pontos, ou acidentes anatômicos, do corpo pelo quais são fixados os elementos de referência para o cálculo da angulação (MARQUES, 1997).

Assim, a (**AdM**) da coluna lombar foi mensurada por um método descrito por Gauvin (GAUVIN e colab., 1990), no qual esta variável pode ser obtida pela distância da ponta do dedo médio da



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

peessoa avaliada ao chão (distância dedo-chão). Os movimentos lombares são sincrônicos com os movimentos do quadril, já os movimentos do pescoço são sincrônicos com os da cabeça. No ato de tocar os dedos no chão, ocorre inicialmente flexão lombar, seguida da inclinação anterior da pelve no quadril, o que amplia o movimento. Então, a (**AdM**) de flexão é limitada pelos ligamentos posteriores (longitudinal posterior, flavo, supra-espinhal e da nuca) e pelos músculos posteriores; Há movimentos que limitam a amplitude como o de extensão do ligamento longitudinal anterior, o contato entre os processos espinhosos e os músculos anteriores (ou agonistas) (CHOI, 2003).

Os músculos agonistas são os principais músculos que ativam um movimento específico do corpo, eles se contraem ativamente para produzir um movimento desejado. Já os músculos antagonistas são os que se opõem à ação dos agonistas, quando o agonista se contrai, o antagonista relaxa progressivamente, produzindo um movimento suave. Um mesmo músculo pode ser classificado como agonista ou como antagonista, dependendo se está em contração ou extensão (WEINECK, 1999).

4. Procedimento para cálculos da Amplitude de Movimento

O método utilizado para o cálculo da amplitude de movimento de cada articulação consiste em uma avaliação das posições dos marcadores em relação ao corpo do paciente de acordo com a natureza do processo de reabilitação visado. Cada ângulo é obtido pela análise geométrica formada pelo arco cosseno da posição dos pontos entre duas partes do corpo (membro). O ângulo formado por dois vetores, v_1 e v_2 , em espaço euclidiano pode ser calculado a partir de suas coordenadas em uma base ortonormal da seguinte forma vista na Equação 1.

(1)

$$\alpha = \arccos \frac{\text{Membro}_{v1} - \text{Articular}}{\text{Articular} - \text{Membro}_{v2}}$$

É importante notar que a medição do ângulo de uma articulação é a mesma, independentemente do plano no qual ocorra o movimento (WU e colab., 2005). Desta forma, para determinar AdM de um paciente, basta se determinar quais vetores ou pontos que irão corresponder como vetores e efetuar o cálculo. Assim, de maneira a ilustrar o processo de cálculo, apresentamos a Figura 1 em que temos um esquema do protótipo do dispositivo, na qual evidencia as três partes

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

principais do dispositivo: a) Transmissão de dados; b) Captura de angulação; e c)Recebimento de dados;

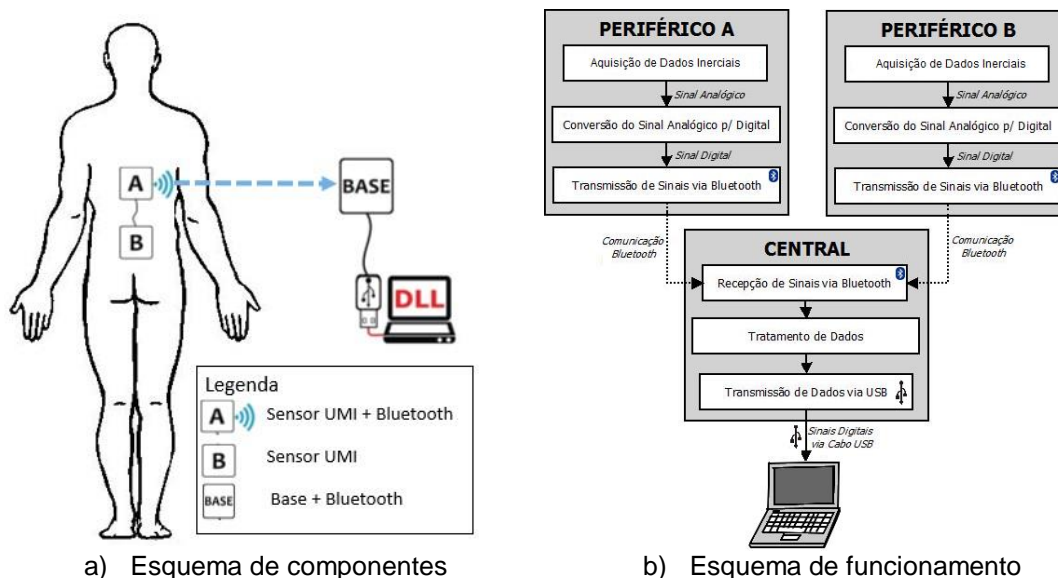


Figura 1- Esquema do Dispositivo

Por ser um dispositivo vestível (do inglês *wearable*), este possui esta divisão para facilitar a colocação nos pontos anatômicos da coluna de maneira mais eficiente. No caso do periférico A (que deve ser posicionado sobre a vértebra L1), este é composto principalmente por um sensor UMI, um módulo *bluetooth* e um microcontrolador. Já o periférico B (que deve ser posicionado sobre a vértebra L5), por sua vez é composto por um módulo UMI, duas baterias 3,7v ligadas em série (totalizando 7,4v) e um sistema controlador de tensão.

Os dispositivos UMI possuem a capacidade de calcular a variação de posicionamento em relação a um ponto base, o qual denominamos de base (C) de um ambiente físico. A partir de então é possível expressar algumas premissas para obter os vetores para o cálculo de posicionamento relativo à base C:

- a) A base C (C_x, C_y, C_z) são comuns e tomada como fixa para todos os sensores (A) e (B);
- b) Convencionam-se o vetor C_z como no sentido da gravidade e C_x sendo o vetor perpendicular e C_y obtido por meio do produto vetorial dos dois primeiros vetores;
- c) Os sensores (A) e (B) estão à uma distância variável que deve ser computada para o sincronismo do módulo.

A captura de movimentos pode ser definida como a utilização de *software* e *hardware* que recebem como entrada movimentos realizados por um ator e os transformam em dados computacionais para serem utilizados em outras aplicações. Também pode se encontrar na literatura



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

a definição de sistemas de MoCap como sendo sistemas que geram para o computador informações que representam as medidas físicas do movimento capturado (GIOVANINI, 2007).

A utilidade mais conhecida para a MoCap é na área do entretenimento para animação de personagens de filmes, jogos e comerciais para a televisão. Entretanto, esta área não é a única em que se pode aplicar a Captura de Movimento, já que esta também é utilizada na biomédica e fisioterapia para a captura e análise de movimentos de pacientes (DAMASCENO e colab., 2015).

Encontra-se na literatura científica diversos sistemas de captura de movimento aplicados a reabilitação física e motora. Pode-se catalogá-los de acordo com sua tecnologia de rastreamento utilizada. Destas indicam-se os seguintes grupos de tecnologias: (a) Baseados em Eletromiografia de Superfície; (b) Baseados em Sensores Eletromagnéticos; (b) Baseados em Sensores Ópticos de Movimento;

Até então os dispositivos baseados em sensores ópticos tinham sua viabilidade econômica como fato de seleção dentro os demais apresentados (BELDA-LOIS e colab., 2010). Atualmente os componentes microeletrônicos e as arquiteturas embarcadas figuram um novo cenário nacional, barateando os dispositivos desde a sua montagem até a programação (REBOUÇAS FILHO, 2014).

5. Sistema de Captura Inercial de Movimentos

Os Microcontroladores estão praticamente em todos os lugares: automóveis, aviões, brinquedos, TVs entre outros. São dispositivos programáveis na sua maioria autocontidos (sistemas embarcados ou embutidos), possuindo um sistema dentro de um chip, gerando a sigla (**SoC**) do termo em inglês "*System on Chip*". Estes dispositivos incluem dentro de um único "chip" CPU, memória (de dados e de programa), entrada/saída, temporizadores, relógio interno, entre outros periféricos específicos.

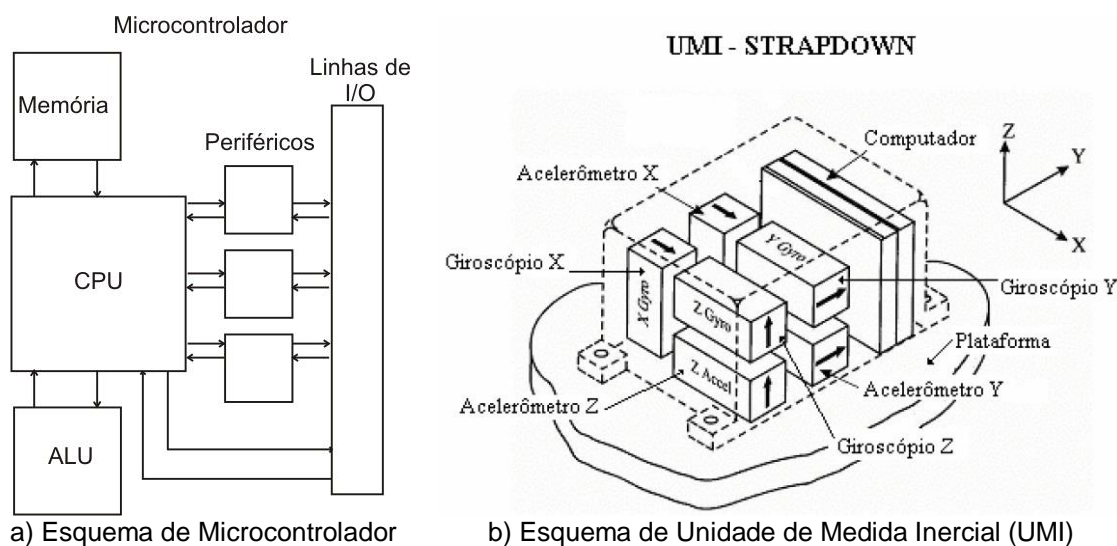
Deste modo, estes dispositivos de controle possuem baixo preço e alta eficiência. Possuem outras funções diferenciadas e normalmente não encontradas em microprocessadores "top de linha" (temporizadores, conversores A/D e D/A, e outros do gênero.). O grande ganho deste dispositivos é possuir o *hardware* e *software* integrados em um único chip (REBOUÇAS FILHO, 2014).

Estes dispositivos compõem sistemas computacionais que controlam os mais diferentes equipamentos, como por exemplo: controle de estacionamento, sistemas de automação, sistemas de segurança. A Figura 1 2 exibe uma representação genérica da estrutura de um microcontrolador e seus componentes fundamentais e a Figura \ref{UMI} mostra a representação esquemática de uma unidade \textit{UMI}.



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr



a) Esquema de Microcontrolador

b) Esquema de Unidade de Medida Inercial (UMI)

Figura 2- Esquema do Microcontrolador

Segundo (SOARES, 1998), estas partes são destacadas da seguinte forma:

a) A UPC, Unidade de Processamento Central é responsável por todo o processamento de dados do microcontrolador. É ela que interpreta os comandos, faz a leitura de dados e ativa as portas de I/O's (entradas e saídas) ou periféricos se necessário.

b) A Unidade de Lógica e Aritmética ou ULA realiza todos os cálculos que envolvam registros e ou lógica para tomada de decisões. Ela é ligada e controlada pela UPC em um microcontrolador.

c) As linhas de I/O de um microcontrolador são responsáveis pela "entrada" e "saída" de informações. São estes os "braços" do microcontrolador. Pode-se colher um determinado dado através delas, e responder também através das mesmas.

d) Os periféricos, são circuitos que permitem maior flexibilidade ao microcontrolador, como por exemplo *timers*, conversores, comunicação USB. Estes variam de acordo com o tipo e modelo. Geralmente o microcontrolador é escolhido de acordo com as necessidades do projeto.

Para utilizar o microcontrolador é necessário desenvolver, além do programa que controla determinado processo, um *hardware* responsável pela interface entre os periféricos externos e o microcontrolador, adaptando os níveis de tensão e corrente. Porém, para aplicações mais simples e de valores de tensão e corrente próximos aos valores nominais do microcontrolador pode-se utilizar seus pinos de entrada e saída diretamente interligados ao sistema.

Já os sensores inerciais são agrupados e controlados por uma eletrônica embarcada, formando assim uma Unidade de Medição Inercial (UMI). Tipicamente, uma UMI é composto por um



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

acelerômetro e um giroscópio ambos de leitura em três eixos cartesianos, que são capazes de fornecer medições de velocidades angulares e acelerações lineares respectivamente (SANTANA, 2011). De forma a simplificar o entendimento, a Figura 2b exhibe conceitualmente a composição de um UMI.

As UMIs são amplamente utilizadas no controle de aeronaves, mísseis, submarinos, navios, robôs, veículos autônomos, entre outros. Porém a grande maioria das unidades destinadas a estas aplicações não são muito compactas e possuem custo elevado. Entretanto, recentes avanços na construção de dispositivos semicondutores têm possibilitado a fabricação de sistemas de navegação inerciais mais leves, compactos, baratos e relativamente precisos (SANTANA, 2011).

Já a navegação inercial é uma técnica na qual se estabelecem informações sobre a posição, velocidade, orientação e direção de um objeto com relação a um diferencial, utilizando medidas fornecidas por sensores inerciais tais como acelerômetros e giroscópios (SANTANA, 2011). Sistemas de navegação inercial, baseiam-se na segunda lei da mecânica clássica de Newton. Medindo-se as acelerações de um corpo, após sucessivas integrações matemáticas, torna-se possível calcular as alterações de velocidade e posições (LAVIERI, 2011).

Ademais, tem-se os acelerômetros, que são sensores eletrônicos capazes de converter acelerações inerciais em sinais elétricos, podendo ser de vários tipos. O mais comum é o capacitivo, que tem seu funcionamento baseado em um sistema composto por uma massa e molas. Ao ser deslocada, a massa movimentada um sistema de capacitores, alterando assim os valores das capacitâncias deles. A variação de valores obtida é, então, recebida por um circuito (BRITTON, 2005).

Giroscópios são sensores eletrônicos capazes de captar a rotação de um corpo com relação a um sistema inercial em sistemas elétricos. Os giroscópios tem como saída, sinais elétricos, que devem ser tratados afim de fornecer a velocidade angular, devendo ser integrada para que se possa obter o ângulo de rotação (LAVIERI, 2011).

Para o desenvolvimento dos periféricos, foi usado um módulo Adafruit 9-DOF UMI, produzido pela Adafruit Industries®. Este módulo foi escolhido por possuir pequena dimensão física e ter seus custos de aquisição relativamente baixos. O módulo UMI conta com um giroscópio de três eixos, um acelerômetro de três eixos e um magnetômetro (bussola eletrônica) de três eixos.

O Adafruit 9-DOF UMI utiliza o protocolo I2C para a comunicação com o microcontrolador, que possibilita a transferência de dados a partir de um único canal. Através do I2C é possível acessar os nove tipos de informações vindas da UMI, apenas com uma entrada do microcontrolador. Diferente do método tradicional de comunicação, que utilizaria nove entradas do microcontrolador, uma para



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

cada dado a ser recebido. Desta forma, utilizando o protocolo I2C teremos melhor dimensionamento dos periféricos propostos.

6. Processamento de Sinais

Neste trabalho, foram aplicadas técnicas constantemente utilizadas em aplicações de navegação inercial. Tais técnicas necessitam da combinação de diferentes sensores de leitura inercial para conseguir informações como velocidade e posição destes sensores. Para isso se faz necessário a implementação de um algoritmo que realize diversas integrações matemáticas. A Figura 3 e 4 exibem de forma ilustrativa a estrutura deste algoritmo.

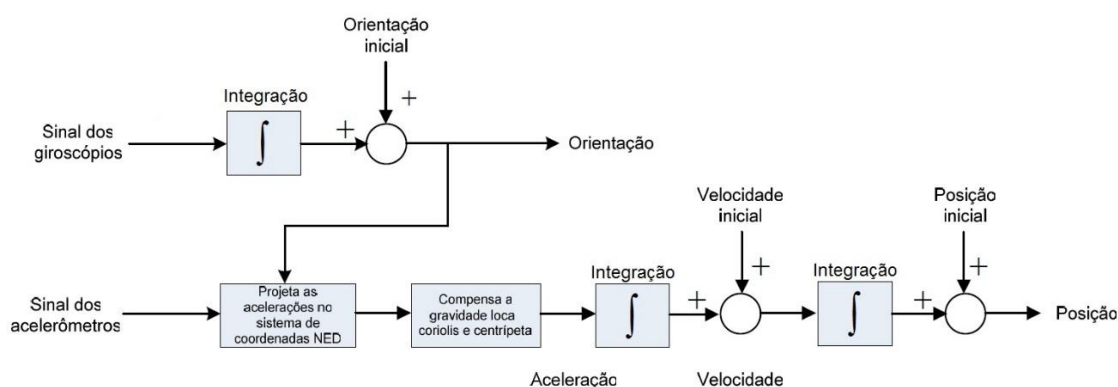


Figura 3- Esquema do Algoritmo de Duplo Integrador para UMI

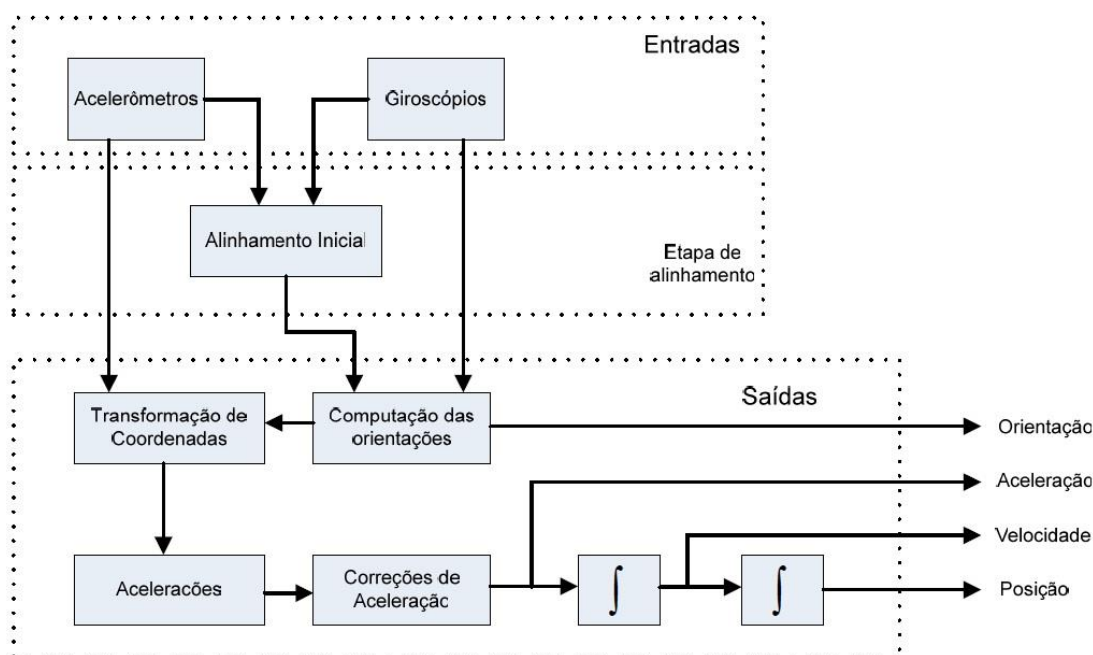


Figura 4- Esquema de Alinhamento



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

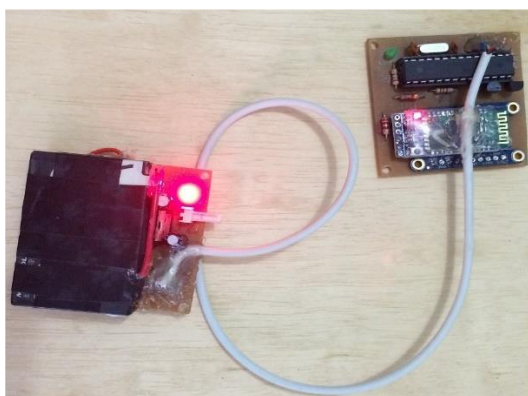
Assim, a combinação de diversos sensores é conhecida como fusão sensorial. A fusão sensorial é essencialmente um algoritmo computacional resultante de modelo matemático, com o objetivo de se determinar um conjunto de propriedades frequentemente representadas por um vetor de estados. Na fusão sensorial, os estados e as informações sensoriais são combinados para produzir informações mais precisas (SANTANA, 2011).

O método frequentemente utilizado para fazer a fusão sensorial entre as medições inerciais é o Filtro de Kalman (FK). Este filtro pode ser considerado um observador que estima os estados de um sistema dinâmico linear ou não linear, no qual as medidas e os estados estão supostamente sofrendo distúrbio por ruídos.

O FK tem sido extensivamente utilizado na fusão de informações dos diversos sensores relacionados. Em aplicações de navegação inercial, o FK é frequentemente utilizado para estimar estados e posição, velocidade e orientação por meio de sinais provenientes de acelerômetros e giroscópios. Nota-se que estudos (CALVÁRIO e VASCONCELOS, 2003; LAVIERI, 2011; SANTANA, 2011), mostram a importância da implementação deste filtro em aplicações que fazem o uso de UMI.

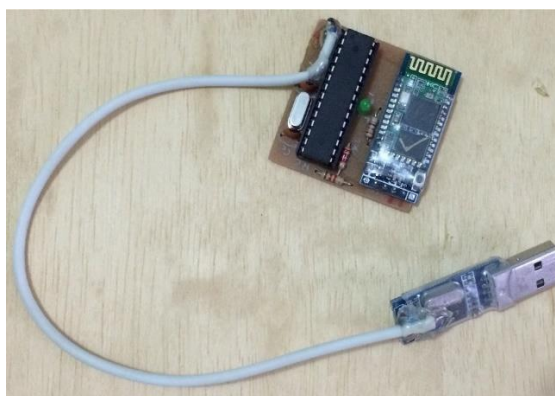
7. VALIDAÇÃO DO DISPOSITIVO

A Figura 5 apresenta as imagens do dispositivo sem os invólucros protetores, com intuito de ilustrar e apresentar ao leitor a comparação da ilustração na Figura 1.



a) Dispositivo Vestível

Figura 5- Protótipo desenvolvido



b) Base de Conexão

Considerando que a biomecânica da coluna vertebral pode ser influenciada por fatores psicológicos, sociais, hereditários, fisiológicos, idiopáticos e ambientais, os seguintes aspectos

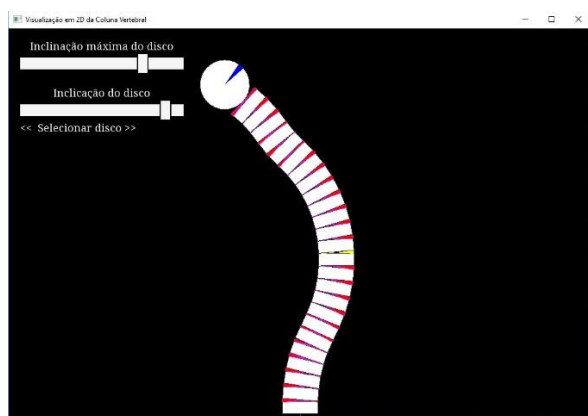


RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

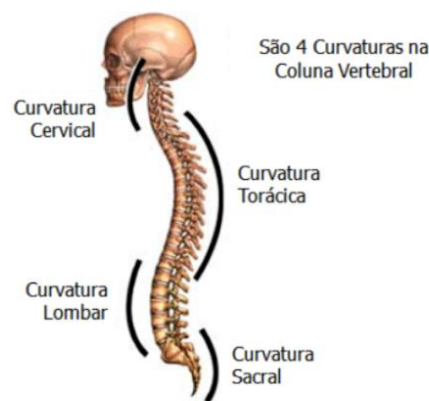
poderão estar relacionados diretamente com as alterações biomecânicas da coluna vertebral: a idade, o calçado, a profissão, o exercício, a depressão, o stress, a ansiedade, índice de massa corporal e a posição adotada ao longo do dia (DE ANDRADE e colab., 2005) sendo todos estes aspectos influenciadores da validação das mensurações.

Ademais foi aplicado um simulador multimídia para visualização dos discos vertebrais e os movimentos da coluna em modelo simplificado de Hanavan (HANAVAN, 1964). Este modelo simplificado possui sua formulação em modelagem matemática para que os dados possam ser aferidos e comparados com os modelos reais.



a) Visualização Gráfica

Figura 6- Protótipo desenvolvido



b) Modelo Digital Ilustrativo da coluna

No simulador, a cabeça é ilustrada por um círculo o qual se afere a posição central das medidas dos discos vertebrais, bem como a região sacrococcígea que foram consideradas no modelo como imóvel, no intuito de facilitar a representação do modelo matemático.

Os movimentos mapeados pelo dispositivo são mapeados em até seis graus de liberdade, e com isso é possível realizar os movimentos de: Flexão/Extensão, Inclinação Lateral e Rotação, tendo os valores de referência para os testes de amplitude de movimento padrão registrados pela *American Academy Of - Orthopaedic Surgeons (AAOS)*, no site www.aaos.org e visualizados na Tabela 1

Tabela 1 – Amplitude de Movimento padrão

Movimento	Baixa		Moderadamente Baixa		Média		Moderadamente Alta		Alta	
	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher
Flexão/Extensão	< 48	< 30	45 - 62	30 - 47	63-83	48-68	84-101	69-89	>101	>86
Inclinação Lateral	<74	<104	74 - 89	104 -119	90 -106	120 -136	107 -122	137 -152	>122	>152
Rotação	<108	<134	108 -126	134 - 152	127 - 147	153 - 173	148 - 166	174 -192	> 166	> 192

Foram realizados testes iniciais do sistema para fornecer uma medição tanto do produto quanto da acurácia. Assim, foram selecionados 10 sujeitos voluntários de ambos os sexos. Destes



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

sujeitos analisados, 3 são mulheres com idade média de 20,4 anos e 7 são homens com idade média de 21,7 anos.

Também é possível notar que o grupo masculino possui peso médio de 68,77 kg e uma altura média de 172,82 cm, o que os classifica como um grupo de estatura mediana e de peso dentro da normalidade preconizada pelo Organização Mundial de Saúde.

Já o grupo feminino possui peso médio de 59,65 kg e uma estatura média de 168,38 cm, o que classifica como um grupo de pessoas de biótipo normal.

Como protocolo de medida foi adotado a medição tripla, que consiste na repetição das aferições pelo mesmo pesquisador de todos sujeitos, com intervalos de 1 minuto entre cada tomada de medida. Para cada movimento aferido (Flexão, inclinação e rotação) foi anotado e depois realizado a média dos 10 participantes divididos por gênero. Então encontradas as medidas relatadas na Tabela 2

Tabela 2 – Testes das Amplitudes aferidas pelo Goniômetro Manual

Movimento	1º Teste		2º Teste		3º Teste		Desvio Médio	
	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher
Flexão/Extensão	68,82	79,35	70,61	80,62	71,03	81,18	0,89	0,69
Inclinação Lateral	104,62	123,45	105,88	125,43	107,04	125,80	0,82	0,96
Rotação	132,56	162,67	133,36	164,13	134,56	164,63	0,71	0,76

Os testes com estes sujeitos foram registrados em vídeo por uma câmera de vídeo afastada o suficiente para não atrapalhar os movimentos dos sujeitos ajustando-se o zoom para focar o paciente. Os vídeos foram gravados em dois momentos distintos: o primeiro no início da sessão de treino e no final, após, a última sessão de treino. Assim, foram retiradas fotos que registram a evolução da amplitude de movimento de cada paciente e as suas respectivas sugestões de melhoria para o sistema.

Já as medidas encontradas com o dispositivo são apresentadas na Tabela 3, com as colunas evidenciando os três testes conforme o protocolo de medida adotado. Nesta, também é mostrado o desvio médio (desvio) e a diferença entre as médias das aferições colhidas com o goniômetro manual e o dispositivo, representada em porcentagem (delta), que podem ser vistas na Tabela 3.



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

Tabela 3 – Testes das Amplitudes aferidas pelo Dispositivo

Movimento	Homem					Mulher				
	1º	2º	3º	Desvio	Δ	1º	2º	3º	Desvio	Δ
Flexão/Extensão	66,65	69,65	72,78	2,06	0,66%	76,50	80,50	81,60	2,02	1,06%
Inclinação Lateral	101,25	106,92	108,20	2,81	0,37%	118,40	122,70	123,10	2,00	2,80%
Rotação	128,35	132,07	135,11	2,33	1,23%	156,00	159,65	160,30	1,77	3,15%

No intuito de limitar o estudo e simplificar as análises, foi estabelecido que o tempo de execução de cada exercício é de 1 minuto (60 segundos) e como critérios de análise foram estabelecidos: Sinais Emitidos e Recebidos por segundo e a Taxa de Erros, vistos na Figura 7.



Figura 7- Taxa de Erros por amostragem de pacotes enviados e recebidos



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

É possível concluir que na primeira análise dos pacotes enviados e recebidos pelo dispositivo durante o primeiro minuto, foi obtida uma taxa de 72,4%, já no segundo minuto obteve-se uma taxa de 80,6% e no terceiro minuto de análise 79,7%, então considerou-se que a taxa média foi de 77,59% dos pacotes de dados enviados e recebidos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após os achados apresentados neste trabalho, o dispositivo UMi-1 poderá ser usado como equipamento para instrumentação na reabilitação física e motora, visto que sua taxa de erros está com uma confiabilidade de mais de 70% e os dados aferidos possuem uma diferença aceitável (menor que 5%) ao se comparar com o instrumento manual.

Os dados que o dispositivo afere e envia permitem ao terapeuta acompanhar a evolução da amplitude de movimento em tempo real, desta forma, é possível gerar relatórios clínicos completos, permitindo quantificar a efetividade do exercício.

O uso da ferramenta em caso clínico real, ainda necessita da autorização do comitê de ética em pesquisa em seres humanos, que já foi providenciado e aguarda resultado do parecer ainda no primeiro semestre de 2021. Assim sendo, um outro trabalho irá lançar luz sobre a aplicação clínica.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, Sandra Cristina; ARAÚJO, Aurelan Geocarde Ribeiro; VILAR, Maria José Pereira. Escola de Coluna "": Revisão Histórica e Sua Aplicação na Lombalgia Crônica. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 45, n. 4, p. 224–28, 2005.
- BELDA-LOIS, Juan-Manuel; HELIOS DE-ROSARIO, Romà Pons; RAKEL POVEDA, Ana Morón. *et al.* Can human movement analysis contribute to usability understanding?. **Human movement science**. v. 29, n. 4, p. 529-41, 2010.
- BENITO, Gladys Amélia Véles; LICHESKI, Ana Paula. Sistemas de Informação apoiando a gestão do trabalho em saúde. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 62, n. 3, p. 447–50, 2009.
- BORGHNETH, Livia. Considerações sobre o processo de Reabilitação. **Acta fisiátrica**, v. 11, n. 2, p. 55–59, 2004.
- BRITTON, D. **Texas Instruments: Accelerometer and How the Work**. [s. l.: s. e.], 2005.
- CALVÁRIO, J.; VASCONCELOS, J. 2003. **Estratégias de fusão sensorial para sistemas de navegação com aplicações a helicópteros autônomos**. Trabalho Final de Curso (Graduação em Engenharia Electrotécnica e de Computadores) - Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2003.
- CHOI, Pil Sun. **movimentos da coluna vertebral**. [S. l.: S. e.], 2003.
- DAMASCENO, Eduardo Filgueiras; CARDOSO, Alexandre; LAMOUNIER JUNIOR, Edgard Afonso. “Recomendação de Exercícios Fisioterápicos por Sensores de Movimento. **Journal of Health Informatics**, v. 7, n. 2, 2015.



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

DAMASCENO, Eduardo Filgueiras; LAMOUNIER JUNIOR, Edgard Afonso; CARDOSO, Alexandre. Uma avaliação heurística sobre um Sistema de Captura de Movimentos em Realidade Aumentada. **Journal of Health Informatics**, v. 4, n. 3, 2012.

FERREIRA, Cristine Homsy Jorge; NAKANO, Ana Márcia Spanó. Lombalgia na gestação: etiologia, fatores de risco e prevenção. **Femina**, v. 28, n. 8, p. 435–38, 2000.

GAUVIN, Michael G.; RIDDLE, Dan L.; ROTHSTEIN, Jules M. Reliability of clinical measurements of forward bending using the modified fingertip-to-floor method. **Physical Therapy**, v. 70, n. 7, p. 443–47, 1990.

GIMENES, Fernanda Raphael Escobar; TEIXEIRA, Thalyta Cardoso Alux. *et al.* Influência da redação da prescrição médica na administração de medicamentos em horários diferentes do prescrito. **Acta Paul Enferm**, v. 22, n. 4, p. 380–84, 2009.

GIOVANINI, Fernando Lopes. **Um sistema óptico de captura de movimentos baseado em esqueleto hierárquico utilizando a biblioteca artoolkit**. Marília: UNIVEM, 2007.

HANAVAN, Ernest P. **A Mathematical Model of the human body**. [S. l.: S. e.], 1964.

BISPO JÚNIOR, José Patricio. *et al.* Fisioterapia e saúde coletiva: desafios e novas responsabilidades profissionais. **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 15, n. 1, p. 1627–36, 2010.

LASKOSKI, G. T.; PICHORIM, S. F. Eletromiografia e Goniometria telemétrica. *In.*: **21o Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**. [S. l.: S. e.], 2008. p. 910-913.

LAVIERI, Rodrigo Sauri. **Métodos de navegação inercial aplicados a lançamentos submarinos**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2011.

LOSS, Jefferson Fagundes; HAAS, Aline Nogueira; BONEZI, Artur. *et al.* **EMG Analysis of a Pilates Exercise**. [S. l.: S. e.], 2012.

MARQUES, Amélia Pasqual. **Manual de goniometria**. Barueri: Manole, 1997.

MILTON, Helfenstein; GOLDENFUM, Marco Aurélio; SIENA, César. Lombalgia ocupacional. **Rev assoc med bras**, v. 56, n. 5, p. 583–89, 2010.

ÖSTGAARD, Hans C.; ZETHERSTRÖM, Gunilla; ROOS-HANSSON, Eva. Back pain in relation to pregnancy: a 6-year follow-up. **Spine**, v. 22, n. 24, p. 2945–50, 1997.

PITANGUI, Ana Carolina Rodarti; FERREIRA, Cristine Homsy Jorge. Avaliação fisioterapêutica e tratamento da lombalgia gestacional. **Fisioter. mov**, v. 21, n. 2, p. 135–42, 2008.

RAINVILLE, James; HARTIGAN, Carol; MARTINEZ, Eugenio. *et al.* Exercise as a treatment for chronic low back pain. **The Spine Journal**, v. 4, n. 1, p. 106–15, 2004.

REBOUÇAS FILHO, Pedro Pedrosa. **Microcontroladores PIC Linguagem C utilizando CCS para leigos**. Maracanau; IFCE, 2014.

SACCO, I. C. N., S.; ALIBERT, B. W. C.; QUEIROZ, D. Pripas. *et al.* Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Rev bras fisioter**, v. 11, n. 5, p. 411–17, 2007.

SANTANA, Douglas Daniel Sampaio. **Navegação terrestre usando unidade de medição inercial de baixo desempenho e fusão sensorial com filtro de Kalman adaptativo suavizado**. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2011.

SOARES, Márcio José. Microcontroladores PIC: Teoria - parte 1. [S. l.: S. e.], 1998.

TAHARA, Noemia; GATTI, Ariane Cristiane; RAFACHINO, Elisabete Cristina Balduino. *et al.* Efeitos de um programa educacional e de exercícios fisioterapêuticos na avaliação da dor e da capacidade funcional em indivíduo com lombalgia: relato de caso. **Arq Ciênc Saúde Unipar**, v. 12, n. 1, p. 61–66, 2008.



RECIMA21 - REVISTA CIENTÍFICA MULTIDISCIPLINAR

UM DISPOSITIVO VESTÍVEL PARA APOIAR O TRATAMENTO DA LOMBALGIA MECÂNICA
Eduardo Damasceno, Eduardo Heinemann, Armando Paulo da Silva, José Barbosa Dias Jr

VALL, Janaina; LEMOS, Kátia Isabel Lima; JANEIRO, Andréa Socorro Idalino. O processo de reabilitação de pessoas portadoras de lesão medular baseado nas teorias de enfermagem de Wanda Horta, Dorothea Orem e Callista Roy: um estudo teórico. **Cogitare enferm**, v. 10, n. 3, p. 63–70, 2005.

WEINECK, Jurgen. **Treinamento ideal**. São Paulo: Manole, 1999.

WU, Ge; VAN DER HELM, Frans C. T.; DIRKJAN VEEGER, H. E. J. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 981–92, 2005.