

ANÁLISE DO SISTEMA COMPLEMENTAR DE LEITURA DO MOVIMENTO DE ABDUÇÃO (ARTICULAÇÃO GLENOUMERAL)

*Analysis of the complementary system of measure of the abduction
movement (glenoumeral joint)*

Mariana Alves de Castro¹

Pedro Roberto Branco Farias²

Nilson Yukihiro Tamashiro³

Daniel Oliveira⁴

Silvio Celso Peixoto⁵

Valdir Costa⁶

1;2. Tecnólogo em Mecatrônica Industrial, Faculdade de Tecnologia Termomecanica,

3;6. Mestre, Faculdade de Tecnologia Termomecanica

4;5. Doutor, Faculdade de Tecnologia Termomecanica

Alunos:

mariaaaa_castro@outlook.com; pee_roberto@hotmail.com.

RESUMO

Apresentando maior quantidade de graus de liberdade dentre todas as articulações do corpo humano, o ombro é composto por cinco grupos de ossos unidos que estão relacionados a quatro articulações, possibilitando os movimentos do braço em praticamente todas as direções e em diversos ângulos. Qualquer lesão a cometer o ombro, pode reduzir seus movimentos comprometendo-os nas atividades da vida diária. Para avaliação e tomada de decisão os profissionais desta área se utilizam de vários métodos e técnicas e dentre elas os critérios visuais e subjetivos. O objetivo deste trabalho é desenvolver o estudo para a reestruturação de um dispositivo para medição do movimento total de abdução do ombro com inserção de mais um grau de liberdade. Este dispositivo captura os movimentos das articulações com a aplicação de encoder, enviando seu sinal para conversão analógico digital e posteriormente enviado a um computador onde a exibição da informação já convertida se dá por uma interface gráfica amigável e adaptada para leitura direta da informação. Este será um dispositivo mecânico do tipo exoesqueleto passivo de vestir assistido por sensores para leitura e captura dos movimentos do membro superior com seis graus de liberdade, sendo um sistema complementar para a avaliação e registro de informações dos movimentos ou evolução do tratamento de reabilitação em lesões do ombro. Os resultados apresentados foram superiores ao dispositivo anterior, sem adaptação de encoder na parte traseira do ombro, apresentando um aumento de 22°.

Palavras-Chave: ombro, exoesqueleto e encoder.

ABSTRACT

Showing a greater amount of degrees of freedom among all joints in the human body, the shoulder is composed of five groups of united bones that are related to four joints, making it possible to move the arm in virtually all directions and from different angles. Any lesion to the shoulder can reduce your movements by committing them to the activities of daily living. To define any treatment of a patient with limited movement in the shoulder region, it is essential to know the origin of the symptoms, during the evaluation process, the manifestation of pain and discomfort can give indications of the origin and type of lesion. The objective of the treatments applied by rehabilitation professionals is to recover the movements committed to their full extent. For evaluation and decision making, professionals in this area use various methods and techniques, including visual and subjective criteria. This work presents and complements the use of a device with the concept of measurement of movements, complementing the system in the tracking of the abduction movement, important in the measurements of the amplitudes of movements of the upper limb, to analyze the evolution in the treatment of motor diseases, injuries by repetitive efforts, in the activities of daily living, accidents and diagnostic assist quantifying the limitation of this motor activity. The objective of this work is to develop the study for the restructuring of a device for measuring the partial abduction movement of the shoulder with the insertion of a further measuring axis. This device captures the

movements of the joints with the application of encoders, sending its signal to digital analog conversion and later sent to a computer where the display of the information already converted is given by a graphical interface and adapted for direct reading of the information. This will be a passive exoskeleton type device assisted by sensors for reading and capturing movements of the upper limb with six degrees of freedom, being a complementary system for the evaluation and recording of movement information or evolution of rehabilitation treatment in injuries of the shoulder. The results presented were superior to the previous device, without encoder adaptation in the back of the shoulder, presenting a twenty-two degrees increase.

Key-words: shoulder, exoskeleton and encoder.

INTRODUÇÃO

Segundo Batista (2013), o ser humano sempre foi confrontado por sua própria fragilidade: doenças, paralisias e amputações figuram entre os males que têm acometido a humanidade ao longo de sua evolução. Em resposta, o homem se colocou em uma incessante busca por tecnologia, ciência e métodos que amenizem seu sofrimento e promovam seu bem-estar.

A região do ombro é formada por três articulações sinoviais, sendo elas esternoclavicular, acromioclavicular e glenoumeral, e uma

articulação fisiológica, a escapulotorácica. A combinação dos movimentos coordenados das quatro articulações distintas, os músculos e as estruturas periarticulares envolvidos permitem que o braço e a mão sejam posicionados no espaço para uma ampla variedade de funções. O resultado são amplos graus de liberdade, o que permite orientar o membro superior nos três planos do espaço e nos seus três respectivos eixos. Assim, podemos realizar os movimentos de extensão e flexão do ombro no plano sagital, os de abdução e adução do ombro no plano frontal, e os de rotação interna e externa do ombro no plano transversal. O ombro é a articulação proximal do membro superior sendo considerada a mais móvel de todas do corpo humano, ultrapassando qualquer outra.

Apesar da preocupação em questões relacionadas a área da saúde motora, com as AVD's, a tecnologia tem apresentado novas necessidades para o uso dos movimentos do braço e conseqüentemente do ombro e muitas dessas tecnologias nos afetam no trabalho, na residência, nas atividades externas e podem ocasionar por exemplo lesões por esforços repetitivos (LER).

Hoje, a L.E.R ou D.O.R.T relacionados ao trabalho representa

cerca de 70% das doenças do mercado profissionais registrados no Brasil. De acordo com empresas de planos de saúde, cerca de 65% das licenças médicas solicitadas por motivo profissional estão ligadas à síndrome, e o principal diagnóstico de pacientes que procuram estes profissionais é a tenossinovite que é a inflamação aguda ou crônica das bainhas dos tendões causadas pelo movimento repetitivo.

1. ESTADO DA ARTE

O rastreamento dos movimentos do corpo humano pode ser realizado por diferentes equipamentos e em diferentes princípios como visual e analógico, e por câmeras ou com auxílio de robôs Marques (2003). O avanço da tecnologia mudou também a forma de análise dos movimentos humanos desde a década de 1980, com um aumento significativo do interesse neste tipo de pesquisa nos últimos anos.

Avaliação não visual

Esse tipo de avaliação é utilizado sensores conectados nas articulações do corpo para coletar informações dos movimentos. São classificados em inercial, ópticos (encoder), magnéticos, acústicos e resistivos.

Sensores Inerciais

São sistemas que utilizam acelerômetros e giroscópios. Esses sistemas de medição informam a posição por meio de dispositivos pequenos, com considerável precisão e possibilitam flexibilidade de implementação, transporte e do manuseio (PÉREZ et al., 2010).

Esses sistemas são eficientes e compatíveis com as plataformas de programação e também os resultados podem ser obtidos e tratados em tempo real.

O acelerômetro inercial pode ser do tipo capacitivo ou piezoresistivo, converte a aceleração em um sinal de saída com tensão analógica, onde é possível relacionar aceleração com a posição angular (ZHOU e HU, 2005). Para se trabalhar com sensores inerciais deve-se tomar cuidado com o tratamento do sinal adquirido, para eliminar possíveis ruídos que poderão interferir na medida.

Sensores Magnéticos

Baseados no princípio de indução magnética, os sistemas de rastreamento magnético utilizam bobinas tanto no emissor quanto no receptor dispostas ortogonalmente entre si.

Estimuladas por corrente elétrica no emissor, estas bobinas geram campos magnéticos que são captados pelas bobinas dos sensores. Sua implementação é fácil e computacionalmente eficiente, porém

apresenta desvantagem de ser sensível aos metais ferromagnéticos e ondas eletromagnéticas.

Avaliação visual

A avaliação visual é baseada no rastreamento e na posição por meio de goniômetros ou câmeras. É classificada em visual analógica e visual por câmeras.

Avaliação visual analógica

Na técnica da avaliação visual analógica o instrumento utilizado é um goniômetro universal, que é construído de duas hastes e um eixo, sendo que uma haste acompanha o movimento articular e outra permanece fixa no ponto de referência. Esta é a técnica mais simples de medir a variação angular das articulações Marques (2003). A Figura 1 mostra uma aplicação do goniômetro para mensurar o movimento de flexão e extensão do cotovelo (NORKIN; WHITE, 1997).



Figura 1 - Mensuração da rotação do cotovelo.

Fonte: BOON (2000).

O eixo do instrumento fica posicionado sobre o eixo da articulação avaliada. A Figura 2 mostra medidas dos movimentos do membro superior, com o uso do goniômetro universal mensurando a) flexão; b) extensão e c) abdução.

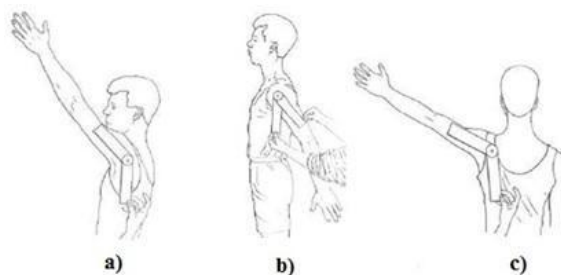


Figura 2 - Medidas da ADM.

Fonte: MARQUES (2003).

Na goniometria visual analógica a precisão é influenciada devido as diferenças entre articulares, e o bom posicionamento do equipamento no momento da medida de (BARREIRO et al., 2003).

As medidas também são mais confiáveis quando tomadas pelo mesmo avaliador (WATKINS et al., 1991).

Rastreamento visual por câmeras

No rastreamento dos movimentos são utilizados câmeras e sensores ópticos por possuírem precisão. Nessa técnica podem ser utilizados marcadores, uma técnica onde câmeras são programadas para acompanhar os movimentos humanos. A Figura 3, mostra set de filmagem com suas

respectivas câmeras de precisão preparadas para realizar uma avaliação visual.



Figura 3 - Set de filmagem.

Fonte: Veeger et al. (2003).

O sistema visual baseado em marcadores com câmeras é utilizado muitas vezes como um padrão ouro em análise do movimento humano, porque proporciona informação com erro de cerca de 1 mm. Esta precisão motiva as aplicações em medicina. A Figura 4 mostra os marcadores posicionados no membro superior para a mensuração dos movimentos e modelagem.

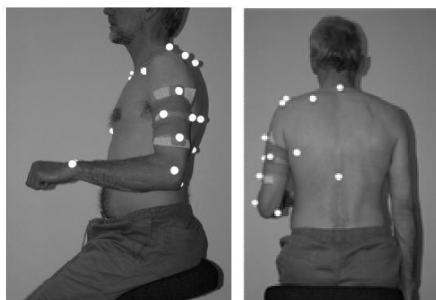


Figura 4 - Marcadores no membro superior e modelagem.

Fonte: Jones et al. (2012).

Para a avaliação dos movimentos do membro superior, o sistema baseado em marcadores não consegue obter as rotações

das articulações para isto, foi desenvolvido um Sistema baseado em Varredura Combinada (TAO et al., 2007), mostrado na Figura 5. O sistema baseado em Varredura Combinada interliga os sistemas visuais com os não visuais.

Esta estratégia de combinação ajuda reduzir os erros decorrentes da utilização destes sistemas separadamente.



Figura 5 - Sistema MT9 e com varredura visual com marcadores.

Fonte: Tao et al. (2007).

As desvantagens desse sistema é a limitação na obtenção de movimentos rotacionais, o que pode levar a resultados inconsistentes e pouco confiáveis. Além disso, a iluminação quando varia, pode prejudicar o registro do marcador.

Avaliação baseada em robô

O rastreamento baseado em sistemas robóticos, possuem sistemas mecâtrônicas associados a um grupo de sensores para mensurar os movimentos.

Os sensores podem ser eletromecânicos, ópticos, e eletromagnéticos integrados em suas estruturas mecânicas (PEATTIE et al., 2009).

A categorização depende de diferentes critérios, de acordo com a aplicação, e pode ser classificado conforme a arquitetura mecânica e a arquitetura de controle (MORASSO et al., 2007; RIENER NEF; COLOMBO, 2005).

A arquitetura mecânica é o critério de classificação dos dispositivos em manipuladores robóticos e exoesqueletos. A arquitetura de controle classifica o tipo de interface dos equipamentos podendo ser de posição, impedância ou força (FRISOLI et al., 2009).

Dispositivos robóticos de terapia

Os sistemas robóticos de avaliação e reabilitação são baseados em sensores e atuadores eletromecânicos, que restringem ou auxiliam o movimento, proporcionando a reabilitação e a mensuração das amplitudes de movimentos. O apoio do membro superior pode ser realizado em vários pontos do segmento (HIDLER et al., 2005).

O MIT-Manus Krebs (1998), como mostra a Figura 6, foi um dos

sistemas pioneiros na aplicação da roboterapia na reabilitação, atualmente é comercializado como InMotion3.

Esse sistema tem sido utilizado predominantemente como uma ferramenta de pesquisa. Em ensaios clínicos com este dispositivo, houve uma melhora na motricidade do membro superior (JACKSON et al., 2007; TAGLIAMONTE et al., 2011).

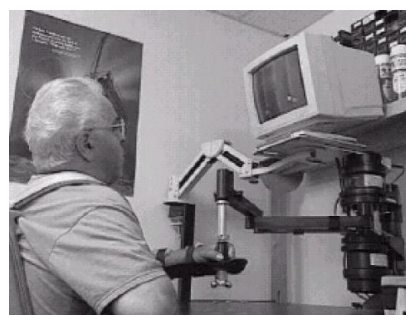


Figura 6 - MIT-MANUS robô planar com dois graus de liberdade.

Fonte: Krebs et al. (1998).

Exoesqueletos

Os exoesqueletos são sistemas robóticos acoplados ao corpo humano para cumprir funções específicas. Também são denominados WearableRobots (robôs de vestir). Existem atualmente muitos sistemas desenvolvidos com diversos sistemas de aquisição de sinais, e de diferentes formas de atuação (MIKOŁAJEWSKA; MIKOŁAJEWSKI, 2011, KAZEROONI, 1993).

O exoesqueleto acopla as estruturas do robô com as articulações do corpo humano, para avaliação e terapia. O manipulador tem a mesma função, mas utiliza o braço do robô para a mobilização, e o sujeito acompanha o movimento da extremidade do braço robótico (FRISOLI et al., 2009; STIENEN et al., 2009; LO; XIE, 2012).

O esquema apresentado na Figura 7 mostra as duas estruturas: a de um robô de manipulação clássica para a reabilitação do membro superior Figura 7a), já na Figura 7 b) um modelo clássico de um exoesqueleto do membro superior, acoplado ao corpo humano (FRISOLI et al., 2009).

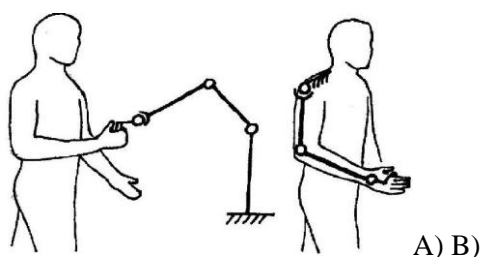


Figura 7 - Esquema comparando o manipulador robótico e o exoesqueleto.
Fonte: Frisoli et al. (2009).

A estrutura de um exoesqueleto fornece suporte, força ou resistência ao segmento corporal. Existem exoesqueletos com uma grande variedade de fins. Alguns auxiliam pacientes neurológicos para melhorar seu desempenho motor. A utilização dos exoesqueletos auxilia fisiologistas na compreensão das funções motoras do corpo humano (FERRIS, 2009).

Classificação dos sistemas robóticos

A classificação dos sistemas robóticos usados em terapias pode ser de acordo com o grau de liberdade. Essa classificação aplica-se aos manipuladores e aos exoesqueletos. Essa classificação leva-se em conta as juntas que proporcionam ao dispositivo uma mobilidade que pode ser o número de graus de liberdade (RIENER NEF; COLOMBO, 2005) como mostram as Figuras 8 a) e b). Cada junta do equipamento constitui um grau de liberdade. Quanto mais movimentos for necessário avaliar, mais graus de liberdade o equipamento necessita para acompanhar esses movimentos.

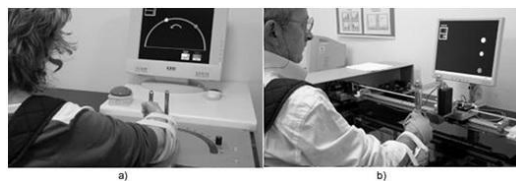


Figura 8 - a) Manipuladores 1 grau de liberdade e b) três graus de liberdade.
Fonte: Colombo et al., (2005).

A classificação do exoesqueleto também pode ser de acordo com a portabilidade do equipamento. Quando o exoesqueleto é fixo em uma base, solo ou parede é classificado como não portátil, figura 9 (a). Se tiver de posse do usuário é considerado portátil, como representado na Figura 9 (b).

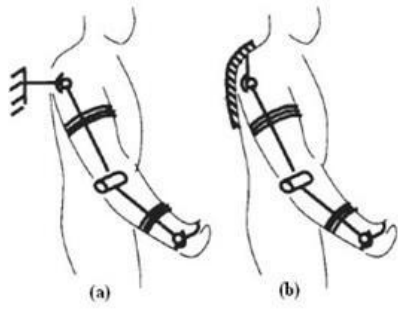


Figura 9 - a) Exoesqueleto não portátil e b) Exoesqueleto portátil.

Fonte: Olaya (2008).

A escolha do equipamento leva em conta a portabilidade que depende da doença e seu estágio, peso do equipamento ou segurança do usuário e do equipamento (RIENER NEF; COLOMBO, 2005).

2. METODOLOGIA

Neste capítulo serão apresentados todos os métodos aplicados à implementação da estrutura do dispositivo para leitura do movimento de abdução, incluindo o desenvolvimento mecânico e o sistema de aquisição de sinais com a finalidade de determinar a amplitude do movimento por meio de medições e tratamento dos dados. São descritos os procedimentos utilizados, assim como dos hardwares e softwares necessários para o desenvolvimento da metodologia adotada.

Estrutura Mecânica

Com o intuito de realizar a coleta de dados do movimento de abdução através de um encoder, foi feita uma readaptação do modelo mecânico já existente, que consiste na modificação do eixo S2, demonstrada na figura 10.

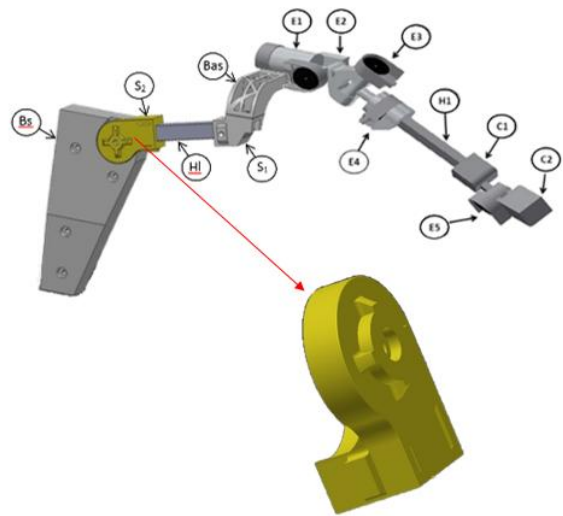


Figura 10 - Peça para adaptação.

Fonte: Adaptado de COSTA, 2015.

Readaptação através da impressora 3D

Para um melhor desempenho no desenvolvimento da peça adaptada, optamos pela prototipagem rápida, assim economizando tempo e saindo como planejado.

O software utilizado pela impressora 3D é da própria MakerBot com uma plataforma simples, utilizando o formato STL exportado diretamente do Software Autodesk®Inventor®. Os passos seguidos para a confecção da

mesma, podem ser observados através da sequência abaixo:

Passo 1: Redesenhar a peça no software Autodesk®Inventor®, com as medidas propostas. Ao finalizar o desenho, exportar para o formato STL, demonstrada na figura 11.

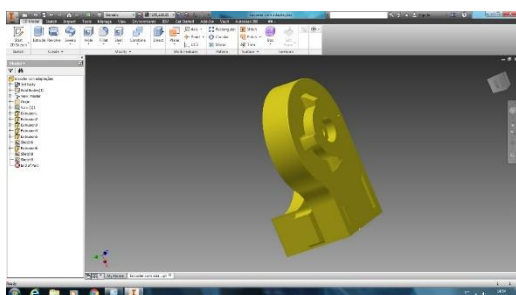


Figura 101 - Peça no Autodesk®Inventor®.
Fonte: Própria, (2016).

Passo 2: Abrir o arquivo STL, posicionar na plataforma do software MakerBot e salvar o arquivo em pendrive, conforme figura 12.

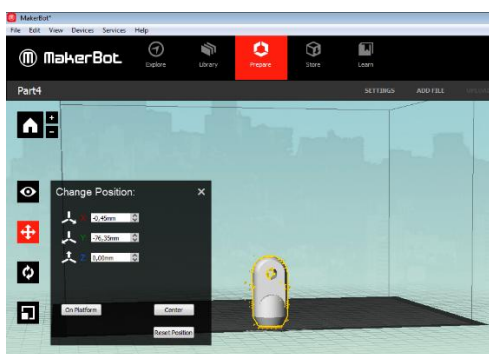


Figura 11 - MakerBot.
Fonte: Própria, (2016).

O software conta com uma plataforma de simulação da própria impressora, simulando como a peça será impressa no ambiente de trabalho. As medidas devem ser conferidas ainda no software

Autodesk®Inventor®, substituindo-as no software da MakerBot.

É definido sua posição e estrutura antes mesmo de começar a impressão.

Passo 3: Alimentar a impressora com o material PLA, inserir o pendrive com o arquivo correspondente e iniciar impressão, conforme figura 13.

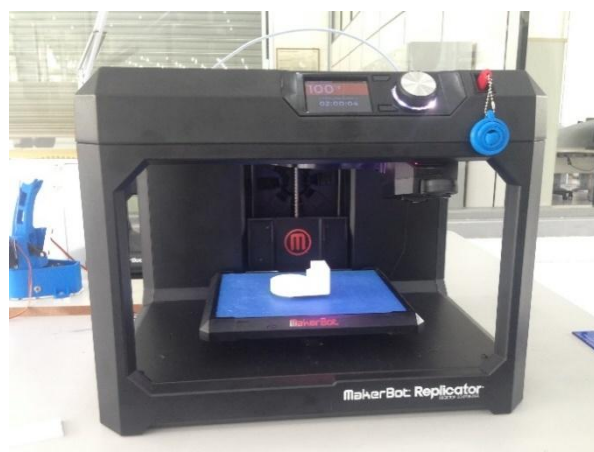


Figura13 - Impressora 3D.
Fonte: Própria, (2016).

A modificação consiste no aumento dos diâmetros externo de $\varnothing 20$ mm (A) para $\varnothing 29$ mm (B) e interno de $\varnothing 8$ mm (C) para $\varnothing 13$ mm (D). Essa medida foi readaptada para o encaixe da carcaça do encoder, sendo redesenhado no software Autodesk®Inventor® e posteriormente impresso na impressa 3D. Podemos observar a adaptação através da figura 14.

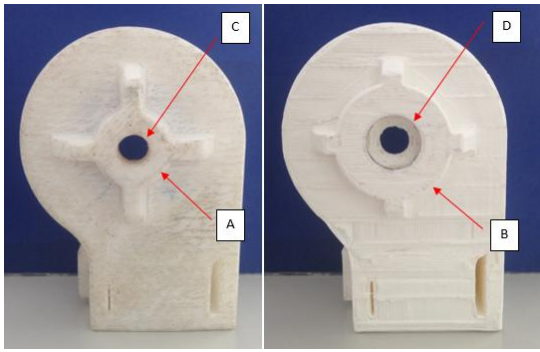


Figura 14 - Peça antiga e atual.
Fonte: Própria, (2016).

A figura da esquerda, mostra a peça anterior, feita apenas como suporte para a haste. A imagem da direita é a peça readaptada, com o diâmetro maior para o encaixe da carcaça do encoder. Na Figura 15, podemos observar a peça nova com a carcaça adaptada.

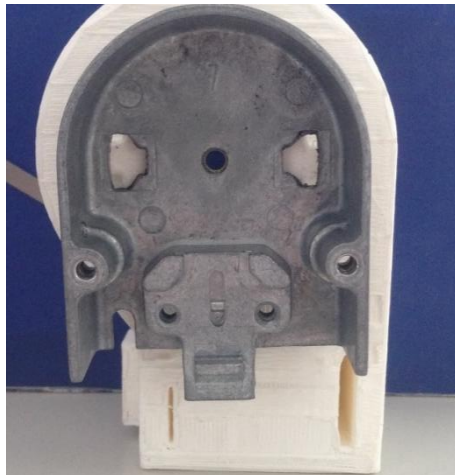


Figura 15 - Peça com carcaça.
Fonte: Própria, (2016).

Após as adaptações, podemos analisar a figura 16 e observar o eixo com encoder para realização de leitura do movimento de abdução.



Figura 16 - Dispositivo adaptado.
Fonte: Própria, (2016).

Interfaces gráficas das mensurações do equipamento

Os sinais digitais dos encoder são enviados para uma placa de aquisição de dados que envia os sinais via Bluetooth para o software LabVIEW®, onde são mostrados os valores mensurados da amplitude de movimentação dos eixos correspondentes, figura 17.

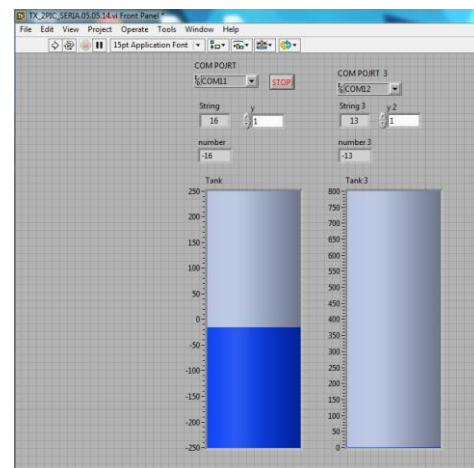


Figura 17 - Medições LabVIEW®.
Fonte: Própria, (2016).

Para que a interface gráfica funcione é necessária uma programação em blocos funcionais denominados bloco VISA no LabVIEW®, como mostra a figura 18.

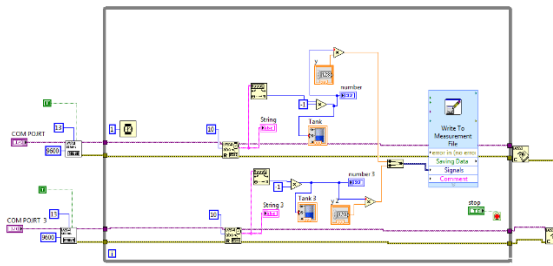


Figura 18 - Bloco VISA no LabVIEW®.

Fonte: Própria, (2016).

Na programação de mensuração acima, os dados são recebidos pelo módulo Bluetooth® em forma de texto (A), são convertidos em números inteiros (B), multiplicados por -1 para ficarem positivos, mostrando graficamente a leitura realizada (C). Em seguida os dados são armazenados em arquivo de texto no local de armazenamento configurado (D).

Sensor para aquisição do movimento angular

Para aquisição dos sinais, o equipamento dispõe de encoder posicionados nas junções mecânicas. O encoder utilizado é da série 02276-20014-1 504, com resolução de 2048 pulsos por volta, ou uma resolução de $0,175^\circ$ por pulso. Esse encoder é adequado para todas as aplicações industriais com rotação contínua. A figura 19 mostra a foto do encoder posicionado no eixo principal de leitura proposta.



Figura 19 - Realização de leitura.

Fonte: Própria, (2016).

Na implementação da nova leitura, o encoder foi posicionado no eixo correspondente que será mensurado com o terminal tipo Transistor Transistor-Logic (TTL) que funciona lendo o feixe de luz que é interrompido pelo movimento do encoder entre o emissor e detector.

Essa leitura possibilita encontrar a posição angular e rotação dos eixos. A tensão de alimentação é conectada na entrada da placa de circuito impresso.

Após a instalação do encoder, foram realizadas as medidas e testes, zerando a posição anatômica da pessoa em teste.

Placa de aquisição de dados

Para obter os sinais dos encoders, foi utilizada uma placa de aquisição de dados (Figura 20). Esta placa possui um microcontrolador do modelo PIC18F2431, esse modelo de PIC possui 4 entradas de canal analógico assim possibilitando leitura dos sinais

dos encoders. A placa possui transmissão via Bluetooth®, assim possibilitando uma rápida comunicação, utilizando menos fios, tornando o exoesqueleto mais funcional. Os pulsos elétricos do encoder é lido pelo PIC que transmite esses sinais para a placa Bluetooth®, que emite o sinal para o software LabVIEW® assim obtendo a rotação do eixo.

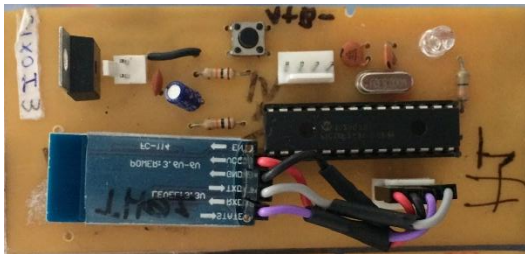


Figura 20 - Placa de aquisição de dados.
Fonte: Própria, (2016).

sinais digitais para o computador que realiza o trabalho de supervisor onde é realizado o processamento dos dados e operações lógicas matemáticas realizadas no software LabVIEW® (e). Com este software é também construído um gráfico para a análise dos sinais (f).

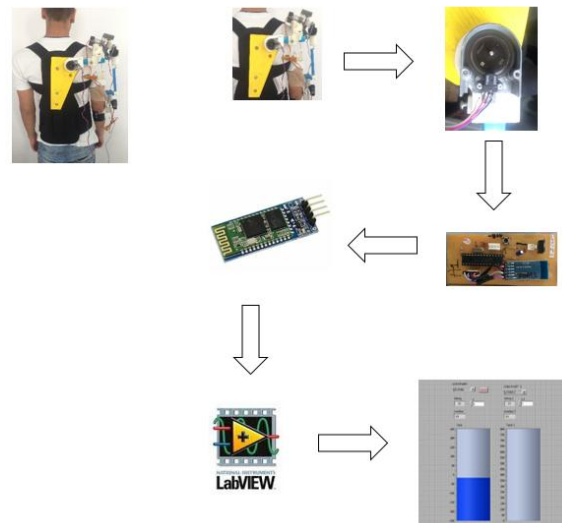


Figura 121 - Aquisição de sinais.
Fonte: Própria, (2016).

Esquema de aquisição do sinal

A figura 21 apresenta a sequência esquemática do fluxo do processamento dos sinais. Os sinais analógicos dos encoders (b) são coletados pela placa de aquisição de dados (c), e enviados para conversão de sinais analógicos em sinais digitais pelo PIC e em seguida enviados via Bluetooth® (d), como

Teste de leitura proposta

Para o teste do equipamento, dando ênfase na leitura do movimento de abdução, foi instalado o encoder na região do tronco, conectado a placa de aquisição de dados, verificando se os sinais estavam sendo enviados ao LabVIEW®. Fizemos um teste usando o

software HyperTerminal®, tendo uma prévia desses resultados.

A calibração da posição zero anatômica foi realizada no corpo do participante do projeto.

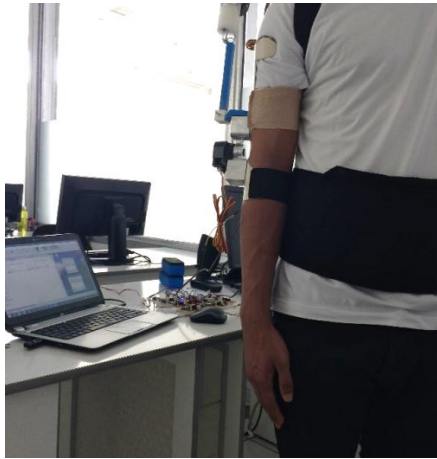


Figura 132 - Posição Zero.
Fonte: Própria, (2016).

Teste do encoder

Para conferir os pulsos do encoder, foi utilizado um osciloscópio para testes os canais A e B, verificando a onda gerada pelo mesmo.

O encoder foi alimentado com uma tensão de 5V e seus canais A e B foram conectados às pontas de provas correspondentes do osciloscópio. Ao girar o eixo, o encoder lia o disco de pulsos e gerava uma onda quadrada, ou seja, mostrando que estava com bom funcionamento.

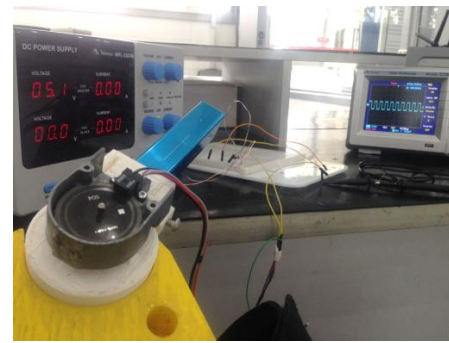


Figura 143 - Testes do encoder.
Fonte: Própria, (2016)

3. RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados todos os resultados e discussões, abordando questões desde a confecção da peça adaptada até os testes realizados, de medição do movimento de abdução.

1.1. Estrutura Mecânica

O dispositivo já se encontrava montado, porém, houve a necessidade de algumas adaptações mecânicas para sua realização, como a confecção de uma nova junta de encurtamento já existente e a fixação da mesma.

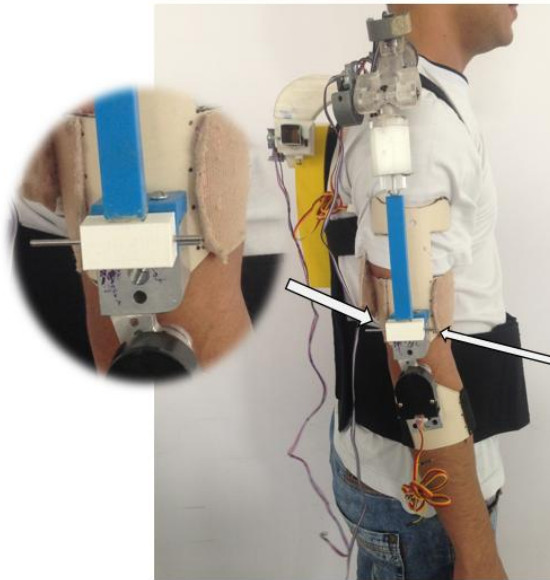


Figura 24- Junta de encurtamento.
Fonte: Própria, (2016).

O resultado é um equipamento tipo exoesqueleto passivo, portátil, utilizado para a avaliação das amplitudes de movimento do membro superior, dando ênfase na medição do movimento de abdução e que auxilia a reabilitação, mensurando de forma tridimensional, de maneira não invasiva, as amplitudes de movimentos.

1.2. Sistema de aquisição de medidas

Para a aquisição de dados, foi utilizado o software LabVIEW[®] da National Instrument[®] com uma placa de aquisição de dados através de módulos Bluetooth[®]. O software tem uma programação específica através do modelo de diagrama de blocos, que oferece a esta linguagem vantagens para a aquisição de dados e sua manipulação.

Foram utilizados encoder como sensores na determinação de amplitude de movimento.

1.3. Peça adaptada

Para a realização do projeto, foi determinado a adaptação de um encoder na parte posterior do ombro em um eixo já existente, porém o mesmo não tinha capacidade de armazenar um encoder, desta forma seria necessário a realização de uma nova peça com um dimensional diferente da peça já existente.

A peça foi redesenhada no software Autodesk[®]Inventor[®], exportado para a extensão STL e prototipada na Impressora 3D (Figura 31).

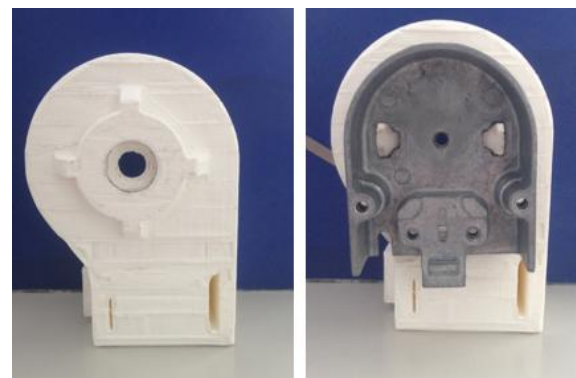


Figura 15 - Peça sem adaptação (Dir.) e com adaptação (Esq.).
Fonte: Própria, (2016).

1.4. Mensuração do movimento de abdução

Os testes de movimento de abdução do ombro foram realizados, juntamente com a interface do software

LabVIEW®, através da placa de aquisição de dados.



Figura 16 - Interface com software.
Fonte: Própria, (2016).

Realizando os procedimentos de preparação e inicialização do sistema, foram realizados em torno de dez testes completos do movimento de abdução e verificou-se os resultados tendo a variação máxima de 3,34 graus, fazendo os cálculos para a transformação, obtivemos o maior resultado de angulação de 53,78°, a variação entre menor e maior valor medido ficou em torno de 6%, tornando uma medição confiável, conforme a tabela abaixo.

Tabela 1 - Medições realizadas.

Testes	Número de Pulsos (Máx.)	Graus Eixo 1	Número de Pulsos (Máx.)	Graus Eixo 2
Teste 1	109	19,16°	306	53,78°
Teste 2	96	16,87°	287	50,44°
Teste 3	102	17,92°	290	50,97°

Fonte: Própria, (2016).

Todas as medições durante os testes seguiram o protocolo de iniciar os testes na posição anatômica do corpo humano, na qual o braço fica em torno de 30° com o corpo, conforme a figura 33.



Figura 17 - Posição anatômica.
Fonte: Própria, (2016).

1.5. Amplitude do movimento de abdução

Foram realizados testes para a obtenção da precisão do equipamento. Com isso colocamos nosso dispositivo no corpo humano.

Para a medição do movimento de abdução foi solicitado ao participante da pesquisa que utilizasse o colete com o

dispositivo, em postura ortostática e na posição neutra. A figura 34 mostra a execução do movimento solicitado, mantendo a posição durante 3 segundos e depois voltando à posição neutra inicial.

O dispositivo desenvolve a medição do movimento de abdução do ombro, assim este equipamento pode ser utilizado para a avaliação e a reabilitação do membro superior com análise dos valores de amplitude de movimento.

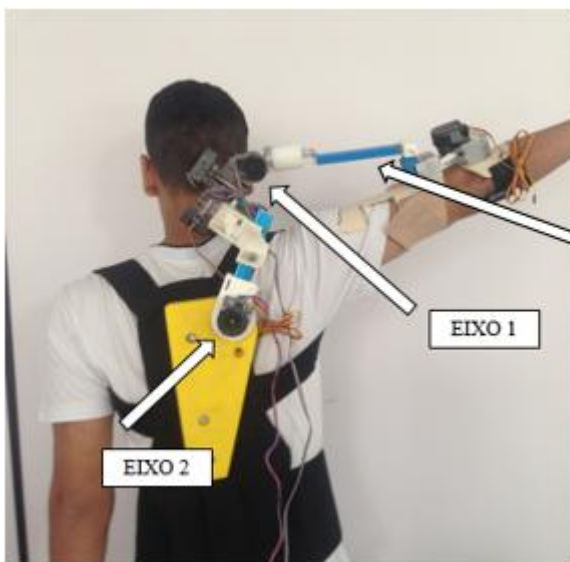


Figura 18 - Movimento de amplitude.
Fonte: Própria, (2016).

1.6. Leitura do movimento de abdução

A leitura foi realizada a partir dos encoders posicionados no eixo de rotação do ombro (Eixo 1) e na parte traseira do ombro (Eixo 2), se mostrando fiéis com suas medições, dentro das limitações mecânica,

apresentando um valor aproximado de 51°, a partir da posição anatômica do participante, como mostrado na Figura 35.

A posição zero anatômica foi resetada, pelo botão que se encontra na placa de aquisição de dados, a cada medida realizada, assim considerando um grau aproximado de 30° de defasagem dessa posição anatômica.

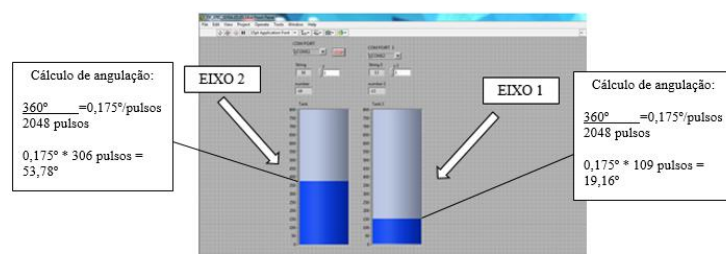


Figura 19 -Leitura do LabVIEW®.
Fonte: Própria, (2016).

1.7. Resultado das medições

Os testes com o dispositivo foram realizados em único indivíduo, pois a estrutura mecânica possuía medidas adaptadas a uma altura específica.

Os dados de medição de cada movimento foram tratados com recursos estatísticos para construção do gráfico de comportamento do processo.

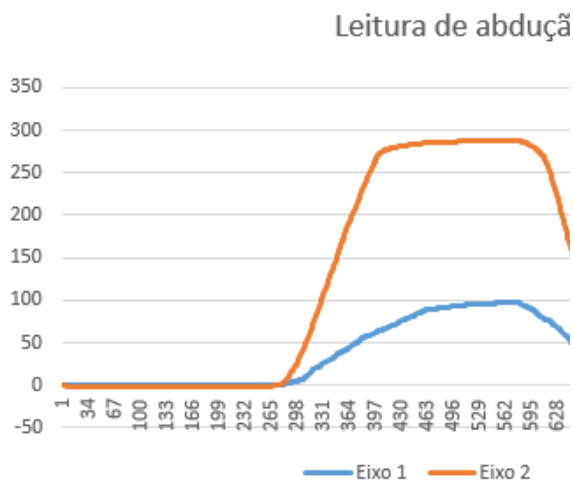


Figura 20 - Gráfico das medições.
Fonte: Própria, (2016).

Analisando as Figuras 35 e 36, podemos notar que os dois encoders começaram a medição no mesmo instante, porém, a partir de um certo momento, o Eixo 1 acaba parando de medir e somente o Eixo 2 continua o movimento de abdução. Isso se deve por conta de uma limitação mecânica que o dispositivo apresenta, chegando ao fim de curso sua haste de encurtamento (Figura 34).

O gráfico apresenta a quantidade de pulsos medidos na coordenada “x” e valor de pulsos obtidos convertidos em graus na coordenada “y”.

Discussões

Através dos resultados obtidos, verificou-se que o encoder do Eixo 1 não teve influência na medida final, pois o resultado de maior importância se deu a partir do Eixo 2, que fez a medição do movimento total.

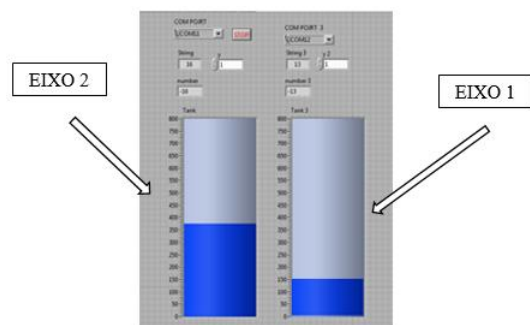


Figura 21 - Leitura dos eixos de mensuração.
Fonte: Própria

A princípio, a ideia era realizar a medição do movimento total de abdução, porém houve uma limitação mecânica do dispositivo, sendo necessário fazer um esquema de encurtamento do úmero como ocorre no corpo humano de forma natural, possibilitando a angulação total do movimento de abdução.

Obteve-se êxito na construção mecânica do dispositivo e da peça proposta para a adaptação, sendo possível realizar a leitura do movimento com o novo encoder implantado.

O grau do movimento de abdução será diferente para cada participante, pois a posição zero anatômica varia de pessoa para pessoa, sendo possível zerá-la no botão de reset encontrado na placa de aquisição de dados. É importante lembrar, que cada pessoa pode ter uma limitação que será medida através do dispositivo.

Comparando ao dispositivo anterior, onde não havia a implementação do encoder na parte traseira do ombro, a

diferença foi considerável, mostrando um aumento de 22° na leitura de abdução. Esse aumento deve-se em parte ao encurtamento realizado na haste, aumentando seu grau de liberdade.



Figura 22 - Dispositivo anterior e adaptado.

Fonte: Própria

Ressaltando que os resultados foram obtidos através do software LabVIEW[®], notando pela Figura 37 que a partir de um certo momento, o Eixo 1 paralisa sua medição devido a limitação mecânica citada.

4. CONCLUSÃO

O movimento de abdução é muito importante nas mensurações das amplitudes de movimentos do membro superior para avaliação no tratamento de doenças motoras, lesões por esforço repetitivo e atividades da vida diária, acidentes e no auxílio do diagnóstico.

A mensuração deste movimento do membro superior é importante, pois a abdução se encontra parcialmente em

todos os movimentos do ombro devido a movimentação da sua musculatura.

Nesta pesquisa propomos a adaptação de um encoder na parte traseira de um dispositivo mecânico desenvolvido exclusivamente para simular o movimento do membro superior, que consiste na medição do movimento de abdução do ombro.

Os movimentos foram medidos com o dispositivo e os sinais adquiridos tratados através de uma ferramenta computacional. Os dados são apresentados em movimentos reais, com os valores através de pulsos, que convertidos, formam o ângulo de medição.

Os resultados dos testes dos movimentos efetuados no dispositivo de validação demonstram que a leitura foi realizada de forma adequada, conforme os testes de calibração realizados, possibilitando obter-se uma leitura confiável para o movimento. Na placa de aquisição, havia o botão para zerar os dados de acordo com a posição anatômica, ou seja, a posição zero de cada indivíduo. Dentre todos os testes realizados, houve uma variação de apenas 6% entre os valores obtidos.

Com os testes realizados e os dados coletados, analisamos que o dispositivo não consegue acompanhar o movimento total de abdução com o corpo humano, devido a uma limitação mecânica. O

ponto máximo no qual foi alcançado foi em torno de 53°.

Estas informações com grau de precisão podem permitir comparação entre resultados de pacientes para cada metodologia terapêutica aplicada e, também, para o acompanhamento da evolução do paciente avaliado e com isso modificar ou continuar com o tratamento que está sendo realizado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANATOMIA, Aula de. Posição Anatomic. 2016. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/novo-site/generalidades/posicao-anatomica/>>. Acesso em: 20 out. 2016.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. Reabilitação física das lesões desportivas. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

COSTA, Valdir. Dispositivo para medição dos movimentos cinemáticos do membro superior. 2015. 98 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Mogi das Cruzes, Mogi das Cruzes, 2015.

DUBE, C.; TAPSON, J. Kinematics design and human motion transfer for a humanoid service robot arm. In: 3rd

Robotics and Mechatronics Symposium. ROBMECH. Pretoria, South Africa, 8-10 November 2009, pp 6.

DUTTON, M. Fisioterapia ortopédica: exame, avaliação e intervenção. 2ª edição. Porto Alegre, 2010.

FRANCO, Márcia Garbini. Apostila: Estrutura de Trabalhos de Pesquisa de Acordo com Normas ABNT. São Bernardo do Campo, 2009.

GRACITELLI, Mauro. Especialista em Ombro e Cotovelo. 2016. Disponível em: <<http://maurogracitelli.com/>>. Acesso em: 01 set. 2016.

HALL, S.J. Biomecânica Básica. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN K.M; TIMOTHY D.R. Bases biomecânicas do movimento humano 4ª ed. São Paulo: Manole, 2016.

INACIO, Rony. Amplitude de Movimento. São Paulo: Cinesioterapia, 2012. 12 slides, color.

KARASINSKI, Vinicius. 20 perguntas e respostas sobre impressoras 3D. 2013. Disponível em: <<http://www.tecmundo.com.br/impress>

ora-3d/39647-20-perguntas-e-respostas-sobre-impressoras-3d.htm>. Acesso em: 20 out. 2016.

MOREIRA, Juliano; GERCINA, Cristiane (Ed.). Confira as doenças que mais dão afastamento no INSS. 2014. Disponível em: <<http://www1.folha.uol.com.br/mercado/2014/09/1520341-veja-as-doencas-que-mais-dao-afastamento-no-inss.shtml>>. Acesso em: 22 set. 2016.

NETTER, Frank H. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NORKIN, C. C., WHITE, D. J. Medida do movimento articular: Manual da Goniometria. Porto Alegre: ArtesMédicas, 1997

APÊNDICES

