**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS**

Renê Luís Casarin

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE SENSOR INERCIAL PARA
ANÁLISE BIOMECÂNICA**

São Carlos

2019

Renê Luís Casarin

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE SENSOR INERCIAL
PARA AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro Neto

Co-orientadora: Dra. Fernanda Rossi Paolillo

Versão Corrigida

São Carlos

2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues
Fontes da EESC/USP

C335d	<p>Casarin, Renê Luis</p> <p>Desenvolvimento e validação de sensor inercial para avaliação biomecânica / Renê Luis Casarin; orientador Jarbas Caiado de Castro Neto; Co-orientadora Fernanda Rossi Paolillo. -- São Carlos, 2019.</p> <p>Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e área de Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2019.</p> <p>1. Sensor inercial. 2. Biomecânica. 3. Acidente vascular encefálico. I. Paolillo, Fernanda Rossi. II. Título.</p>
-------	--

Elaborado por Elena Luzia Palloni – CRB 8/4464

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Rene Luis Casarin

Título: " Desenvolvimento e validação de sensor inercial para análise biomecânica"

Data da defesa: 05/09/2019

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). Jarbas Caiado de Castro Neto IFSC/USP		Não Votante
Prof(a). Dr(a). Marcelo Becker EESC/USP		APROVADO
Prof(a). Dr(a). José Marques Novo Junior UFSCar		APROVADO
Prof(a). Dr(a). Nivaldo Antonio Parizotto UNIARA/UFSCar		APROVADO

DEDICATÓRIA

*A minha esposa Daibra, filho Heitor,
pai Carlos (in memoriam) e mãe Dora,
pela compreensão, apoio e carinho
incansável*

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus por estar acima de todas as coisas;

Agradeço à minha esposa Daibra e meu filho Heitor pela compreensão, paciência e crédito em minhas convicções. Eles sempre renovaram minhas energias para continuar adiante, com sorrisos e carinhos. A minha mãe Dora e meu pai Carlos (*in memoriam*) que sempre me incentivaram a buscar o conhecimento, o desenvolvimento pessoal e humano;

Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato, que abriu as portas para esse estudo, sem ele nada teria acontecido e ao Prof. Dr. Marcelo Becker que me deu a oportunidade de voltar aos estudos acadêmicos;

Agradeço aos meus orientadores Dra. Fernanda Paolillo e Prof. Dr. Jarbas Caiado de Castro, por todo apoio, orientação e ajuda no desenvolvimento desse estudo;

Aos Professores do Departamento de Engenharia Mecânica da EESC USP Daniel Varella Magalhães e Glauco Augusto de Paula Caurin;

Ao Madison Ricardo Pott, Guilherme Thiago Chaves e Lucas Orlandi de Oliveira que sempre estiveram presentes no decorrer dessa jornada;

Às fisioterapeutas Michelle de Souza Simão e Ana Carolina Estraburgos e à Santa Casa de São Carlos que cedeu espaço para os atendimentos clínicos;

Aos amigos do LAT que sempre me apoiaram durante o desenvolvimento;

À empresa CARCI que disponibilizou os equipamentos e recursos para o projeto;

À secretaria do IFSC – USP e corpo de profissionais do CePOF (Centro de Pesquisas de Ótica e Fotônica);

À secretária da Bioengenharia, Márcia, por toda disposição em ajudar, paciência e apoio;

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo [(FAPESP), Processo nº 2013/07276-1 e 2013/14001-9], Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior [(CAPES) - Código de Financiamento 88887.302709/2018-00] e, especialmente, pelo Convênio CARCI/FAFQ pelo apoio e suporte financeiro.

RESUMO

CASARIN, R. L. **Desenvolvimento e validação de sensor inercial para avaliação biomecânica**. 2019. 88 f. Tese (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

Sistemas inerciais para análise biomecânica podem fornecer parâmetros para diagnóstico, prognóstico e intervenções terapêuticas, auxiliando na elaboração de protocolos de tratamento e acompanhamento clínico. O objetivo deste estudo foi desenvolver e validar um sensor inercial para análise do movimento. Foi desenvolvido um protótipo constituído de uma placa de unidade de medida inercial (IMU) da Sparkfun modelo SEM – 10736 ROHS com 9 Graus de liberdade (9 DOF) que incorpora três sensores: um ITG-3200 [giroscópio baseado em sistemas microeletromecânicos (MEMS) de eixo triplo e resolução de 13-bit, $\pm 16g$], ADXL345 (acelerômetro de eixo triplo), e um HMC5883L (magnetômetro de triplo-eixo), além de microcontrolador para aquisição de dados e um *software* para gravação, armazenamento e processamento dos dados. Para validação do protótipo foram realizados 3 estudos comparativos para análise angular: (i) Protótipo vs. XSens: foi utilizado três diferentes frequências para aquisição de dados (125 MHz, 50 MHz e 41,6 MHz) do sensor durante movimentos de flexão/extensão de cotovelo, e constatou-se que o protótipo mostrou precisão nos diferentes eixos (*Yaw*, *Roll* e *Pitch*) similarmente ao XSens; (ii) Protótipo vs. Robô Kuka: o protótipo foi acoplado no robô, que foi programado para realizar 3 rotações em cada eixo (*Yaw*, *Pitch* e *Roll*) com movimentos que variaram de 0° à 180° de acordo com cada eixo de rotação e, constatou-se que o protótipo mostrou diferença de no máximo 1 grau comparado ao robô, indicando acurácia e; (iii) Protótipo vs. Goniômetro: pacientes hemiplégicos (n=18) e voluntários saudáveis (n=15) participaram deste estudo transversal, no qual foram realizadas as medidas de amplitude de movimento (ADM) de flexão/extensão do punho e do cotovelo, que resultaram na correlação positiva da ADM entre o protótipo e o goniômetro, mas o protótipo permitiu a medida dinâmica dos membros paréticos e não paréticos de hemiplégicos, bem como do membro dominante de voluntários saudáveis, enquanto o goniômetro permitiu apenas a medida estática. Portanto, o protótipo do sensor desenvolvido, tem acurácia e mostrou ser eficaz para análise de medidas angulares dinâmicas.

Palavras chave: Sensor inercial. Biomecânica. Acidente vascular encefálico.

ABSTRACT

CASARIN, R. L. **Development and validation of an inertial sensor for biomechanics evaluations**. 2019. 88 f. Tese (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2019.

Inertial systems promote biomechanical parameters for diagnosis, prognosis and therapeutic interventions. The aim of this study was to develop and validate an inertial sensor for motion analysis. A prototype consisting of an inertial measurement unit (IMU) with 9 Degrees of Freedom (9 DOF) was developed. It includes three sensors: ITG - 3200 [gyroscope based on microelectromechanical system (MEMS) with triple axis and resolution of 13-bit, $\pm 16g$], ADXL345 (triple-axis accelerometer), and HMC5883L (triple-axis magnetometer), plus a microcontroller for data acquisition and software for recording, storing and processing data. For validation of the prototype, 3 comparative studies were performed for angular analysis: (i) Prototype vs. XSens: three different frequencies (125 MHz, 50 MHz and 41.6 MHz) were used to acquire data from the sensor during the elbow flexion-extension movements, and there were similar results between the XSens and the prototype for different axes (Yaw, Roll and Pitch), demonstrating a prototype precision; (ii) Prototype vs. Robot Kuka: prototype was coupled on the programmed robot which perform 3 rotations on each axis (Yaw, Pitch and Roll) with variations from 0° to 180° , showing prototype accuracy due to only one degree of difference for the prototype compared to the robot; (iii) Prototype vs. Goniometer: hemiplegic patients ($n=18$) and healthy volunteers ($n=15$) performed flexion/extension of the elbow and wrist, showing a positive correlation between the prototype and the goniometer for range of movement (ROM) of the upper limbs, but the joint angles were measured by prototype in dynamic situations, while the joint angles were measured by goniometer in only static situations.

Keywords: Inertial sensor. Biomechanics. Encephalic vascular accident.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Plataforma inercial estabilizada com três graus de liberdade.....	29
Figura 2: Sistema de coordenadas North East Down (NED).....	30
Figura 3: Coordenadas nos quadros r e k.....	31
Figura 4: Rotação em torno do eixo Z, movimento de yaw (α).....	33
Figura 5: Rotação em torno do eixo Y, movimento de pitch (η).....	33
Figura 6: Rotação em torno do eixo X, movimento de roll (x).....	34
Figura 7: Planos e eixos do corpo humano.....	38
Figura 8: Regra da mão esquerda no sentido da orientação dos eixos.....	38
Figura 9: Acidente vascular encefálico e cruzamento das fibras que conduzem os sinais neurais que resultam em hemiplegia.....	44
Figura 10: Hemiplégicos.....	45
Figura 11: Placa IMU.....	47
Figura 12: Placa de comunicação USB/Serial.....	48
Figura 13: Vista lateral (a) e superior (b) de 9 DOF com placa de comunicação.....	49
Figura 14: Protótipo de sensor inercial.....	50
Figura 15: Sistema de aquisição de imagens do protótipo e do Xsens.....	51
Figura 16: Posicionamento dos sensores (protótipo e Xsens) para realização da avaliação.....	52
Figura 17: Aquisição de dados em Frequência 125 Hz com o protótipo (a) e com o Xsens (b).....	53
Figura 18: Aquisição de dados em Frequência 50 Hz com o protótipo (a) e com o Xsens (b).....	54
Figura 19: Aquisição de dados em Frequência 41,6 Hz com o protótipo (a) e com o Xsens (b).....	55
Figura 20: Avaliação do protótipo junto ao robô KUKA KR16.....	62
Figura 21: Rotações em PITCH.....	63
Figura 22: Rotações em ROLL.....	64
Figura 23: Rotações em YAW.....	65
Figura 24: Movimentos realizados para análise biomecânica de punho (a) e cotovelo(b).....	70
Figura 25: Goniômetro.....	71

Figura 26: Goniomêtria. Medidas de ADM na articulação do punho (a) e cotovelo (b).....	71
Figura 27: Avaliação biomecânica com o sensor. Grupo de pacientes que tiveram AVE (a) e Grupo Controle – saudável (b).....	72
Figura 28: Linha de Base, Pico Máximo, Pico Mínimo e Amplitude do Movimento.....	73
Figura 29: Medida angular do punho com o goniômetro (a) e protótipo (b).....	78
Figura 30: Medida angular do cotovelo com o goniômetro (a) e protótipo (b).....	79
Figura 31: Correlação positiva e moderada da ADM do punho com o goniômetro e protótipo.....	80
Figura 32: Correlação positiva e moderada da ADM do cotovelo com o goniômetro e protótipo.....	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Comparação entre modelos, preços, características de sistemas para análise do movimento.....	40
Tabela 2: Dados clínicos dos pacientes com AVE.....	74
Tabela 3: Medida angular dos membros paréticos e não paréticos de hemiplégicos com maior e menor acometimento físico, bem como do membro dominante de voluntários saudáveis com uso do goniômetro.....	76
Tabela 4: Medida angular dos membros paréticos e não paréticos de hemiplégicos com maior e menor acometimento físico, bem como do membro dominante de voluntários saudáveis com uso do protótipo do sensor.....	77

ABREVIATURA E SIGLAS

IMU – Unidade de Medida Inercial (Inertial Measurement Unit)

NED – Sistema de Coordenadas Geográficas (North East Down)

USB – Protocolo de Comunicação (Universal Serial Bus)

RS 232 – Protocolo de Comunicação Serial

sistema de coordenadas.a – Quadro de navegação

sistema de coordenadas.d – Quadro fixado á Terra

sistema de coordenadas.r – Quadro concêntrico com orientação relativa arbitrária

sistema de coordenadas.k – Quadro concêntrico com orientação com orientação relativa arbitrária

AVE – Acidente Vascular Encefálico

AVC – Acidente Vascular Cerebral

9DOF – 9 Degrees of freedom – 9 graus de liberdade

MEMS – Micro Sistema Eletro-Mecânico (Micro-Electro-Mechanical Systems)

UAV – Veículo Aéreo Não Tripulado (Unmanned Aerial Vehicle)

EESC – Escola de Engenharia de São Carlos

IFSC – Instituto de Física de São Carlos

LAT – Laboratório de Apoio Tecnológico

CePOF – Centro de Pesquisas de Ótica e Fotônica

3D – Tri-Dimensional

UAV – Unmanned Aerial Vehicles

Home Care – Uso Residencial

fps – frames per second (quadros por segundo)

LISTA DE SÍMBOLOS

η	Ângulo de inclinação (Pitch) – Eixo Y
α	Ângulo de inclinação (Yaw) – Eixo Z
x	Ângulo de inclinação (Roll) – Eixo X
x, y, z	Sentido de orientação nos eixos em relação ao Norte, Leste e Vertical
$\varnothing$	Latitude Geodésica
λ	Longitude Geodésica
$\square$	Altura da elipsoide
x_r	Coordenadas de um ponto no quadro-r
x_k	Coordenadas de um ponto no quadro-k
C_k^r	Matriz de transformação de quadros, de k para r
$R1(x)$	Matriz de rotação em relação ao eixo x - Roll
$R2(\eta)$	Matriz de rotação em relação ao eixo y – Pitch
$R3(\alpha)$	Matriz de rotação em relação ao eixo z – Yaw
Q	Matriz de rotação em 3 eixos coordenados, x, y, z
ω_{ab}^b	Velocidades angulares referente ao quadro.b ao quadro.a

SUMÁRIO

1.	Introdução.....	25
2.	Objetivos.....	27
2.1	Objetivo Geral.....	27
2.2	Objetivos Específicos.....	27
3.	Revisão Bibliográfica.....	29
3.1	Fundamentos do Sistema de Navegação Inercial	29
3.1.1	Transformação de Coordenadas.....	30
3.1.2	Matrizes de Rotação.....	31
3.1.3	Ângulos de Euler.....	33
3.2	Sistema Inercial para Análise Biomecânica.....	37
3.3	Acidente Vascular Encefálico (AVE).....	44
4.	Estudo 1 – Desenvolvimento do Protótipo do Sensor Inercial.....	47
4.1	Sistemas do Protótipo.....	47
4.1.1	Sistema de Processamento da Placa.....	47
4.1.2	Sistema de Ligação da Placa.....	48
4.1.3	Programação da Placa.....	48
4.1.4	Aquisição de dados.....	49
4.1.5	Protótipo do Sensor Inercial.....	50
5.	Estudo 2 – Comparação entre o Protótipo do Sensor Inercial e o XSens.....	51
5.1	Materiais e Métodos.....	51
5.2	Resultados.....	52
5.3	Discussão.....	56
5.4	Conclusão.....	59
6.	Estudo 3 – Comparação entre o Protótipo do Sensor Inercial e o robô KUKA KR16.....	61
6.1	Materiais e Métodos.....	61

6.2 Resultados.....	63
6.3 Discussão.....	66
6.4 Conclusão.....	67
7. Estudo 4 – Comparação entre o Protótipo do Sensor Inercial e Goniômetro em Pacientes Hemiplégicos decorrente de AVE: Validação Clínica.....	69
7.1 Materiais e Métodos.....	69
7.1.1 Análise de Dados.....	73
7.1.2 Análise Estatística.....	73
7.2 Resultados.....	74
7.3 Discussão.....	81
7.4 Conclusão.....	84
7.5 Perspectivas.....	84
Referências.....	85
Apêndice A.....	91
Anexo A.....	99

1 INTRODUÇÃO

Sistemas de avaliação inercial são relevantes em várias áreas, como na medicina, fisioterapia, esportes, ergonomia, biomecânica e engenharia biomédica, além de outras aplicações em engenharia, robótica, indústria e aviação. Estes dispositivos também são utilizados nas áreas militar, navegação marinha, aeroespacial e sistemas estacionários para aplicações científicas, comerciais e militares, por exemplo, estabilização e correção de trajetória nos automóveis, aviões, armas militares, indústria espacial, satélites, celulares, câmeras fotográficas e até mesmo na Estação Espacial Internacional e o supertelescópio Hubble.

Ainda, os sistemas de avaliação inercial podem fornecer parâmetros biomecânicos para diagnóstico, prognóstico e intervenções terapêuticas, auxiliando na elaboração de protocolos de tratamento e acompanhamento clínico. Ainda, os conceitos de biomecânica aplicados na engenharia permitem o desenvolvimento de sistemas, órgãos artificiais, dispositivos ortopédicos e protéticos inteligentes, com funcionalidade e cosmética, para melhorar a qualidade de vida e bem-estar das pessoas com disfunção física (CLIQUET JUNIOR et al., 2004; BAGNATO; PAOLILLO 2014).

Uma importante inovação tecnológica é o uso de tecnologias para monitorar a saúde à distância, permitindo acesso instantâneo às informações remotas. Neste contexto, o sistema de avaliação inercial também pode ser conectado pela internet via *wireless* para atuar na modalidade à distância (BRUCKNER et al., 2013).

Os sensores inerciais são pequenos, de baixa massa e podem ser colocados sobre segmentos do corpo humano sem interferir de forma significativa nos movimentos naturais do usuário. Dessa forma, é possível a obtenção de parâmetros biomecânicos, como a medida angular entre as articulações, variações de velocidades, acelerações, frequência de movimento, entre outros. O desenvolvimento de tecnologia e a sua introdução no processo de reabilitação motora é um processo multidisciplinar que tem como uma das metas promover a recuperação e independência funcional de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida (COOPER, 1995).

Apesar dos sensores inerciais terem um amplo campo de pesquisa e aplicações clínicas (FERRARI et al., 2010; MUKAKA, 2012), estes sistemas ainda

continuam praticamente inexplorados em estudos e apresentam limitações clínicas, devido à falta de padronização na colocação dos sensores em segmentos corpóreos e determinação de um sistema de coordenadas anatômicas.

O monitoramento do processo de reabilitação pode ser realizado através de dispositivos eletromecânicos, magnéticos e ópticos. Entretanto, alguns equipamentos utilizados em biomecânica só podem ser utilizados em ambiente laboratorial, como o sistema optoeletrônico baseado em câmeras de infravermelho para análise tridimensional do movimento. Enquanto os sensores inerciais podem ser utilizados não só em laboratórios, mas, em hospitais, clínicas de reabilitação, em arenas esportivas, em sistema *home care*, entre outros. Neste contexto, o desenvolvimento e validação de sensor inercial portátil para análise do movimento se torna um recurso fundamental na prática clínica, em especial para avaliação de movimentos de pessoas portadoras de lesões neurológicas, como no Acidente Vascular Encefálico (AVE).

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo consistiu em desenvolver e validar um sensor inercial para análise de movimento.

2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste estudo consistiram em:

- Desenvolver um protótipo baseado em sistema nove graus de liberdade [9 *Degrees of Freedom* (9DOF)] que integra acelerômetro, giroscópio e magnetômetro.
- Investigar os dados de variação angular obtidos pelo protótipo e Xsens.
- Investigar os dados de variação angular obtidos pelo protótipo e robô KUKA KR16.
- Investigar os dados de variação angular do cotovelo e punho obtidos pelo protótipo e goniômetro em pessoas com acidente vascular encefálico (AVE) e voluntários saudáveis.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Fundamentos do Sistema de Navegação Inercial

Sistema de navegação inercial também é conhecido como plataforma inercial e tem a capacidade de localizar o norte magnético pela rotação da Terra a partir de giroscópios e acelerômetros (BRANDT; GARDNER 1998).

Um sistema inercial refere-se a uma unidade de medida inercial [Inertial Measurement Unit (IMU)] ou 9DOF. Este sistema é composto por um conjunto de sensores em um único encapsulamento: os acelerômetros que medem as variações de velocidade e os giroscópios que medem as velocidades angulares. Quando a IMU é associada à outros sensores, como os magnetômetros que medem as componentes do campo magnético, aumenta-se a precisão e confiabilidade da *atitude* do sensor, que é definida como as coordenadas no espaço-objeto para o centro de perspectiva e ângulos de rotação, sendo representada pelos ângulos *Yaw*, *Pith* e *Roll*

Figura 1: Plataforma inercial estabilizada com três graus de liberdade.

Fonte: Perception...(2017)

Os fundamentos de sistema de navegação inercial são obtidos por diversos autores, entre eles Shoemake (1985), Kaminski (2000), Kin (2013) e Weisstein (2018).

Levando-se em conta o sistema referencial do planeta terra como sendo um sistema de coordenadas curvilíneas (ϕ, λ) dadas em função da latitude e longitude geodésicas ao qual se pode definir como sendo a direção da Normal para uma

elipse adotada de sistema de revolução em torno de um eixo. A latitude ($\varnothing$) de um ponto é o sistema referencial do planeta terra como sendo um sistema de coordenadas curvilíneas ($\varnothing, \lambda$). Essa latitude pode ser positiva quando situada ao norte e negativa quando situada ao sul. A longitude (λ) é o ângulo no plano equatorial em relação ao Meridiano de Greenwich e ao plano meridional do ponto. A altura dessa elipse (h) é a distância a partir da elipse pela normal até o ponto.

As coordenadas $\varnothing, \lambda, h$ são o conjunto de coordenadas ortogonais usadas para o plano cartesiano de modo a descrever posições conforme a Figura 2.

Figura 2: Sistema de coordenadas North East Down (NED).

Fonte: MathWorks® (2019)

3.1.1 Transformação de Coordenadas

Para mudança de coordenadas de um quadro para outro, utiliza-se as transformações de coordenadas, priorizando sua orientação relativa com as coordenadas dos quadros ortogonais. Para isso bastam 3 ângulos para sua descrição (Figura 3). Essa mudança ou transformação é realizada de forma linear, através dos cossenos e ângulos de Euler.

Figura 3: Coordenadas nos quadros r e k. **Fonte:** Ângulos de Euler (2017)

Considerando-se 2 sistemas de coordenadas concêntricos, o sistema de coordenadas.r e sistema de coordenadas.k, as coordenadas de um ponto no espaço podem ser mostradas por um vetor x^r no sistema de coordenadas.r e x^k no sistema de coordenadas.k.

3.1.2. Matrizes de Rotação

Para qualquer ponto em qualquer sistema de coordenadas têm suas coordenadas ortogonais as projeções dos vetores nos respectivos eixos.

$$X^r = \begin{pmatrix} x_1^r \\ x_2^r \\ x_3^r \end{pmatrix} \quad X^k = \begin{pmatrix} x_1^k \\ x_2^k \\ x_3^k \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

$$X^r = x_1^r d_1^r + x_2^r d_2^r + x_3^r d_3^r \quad (2.2)$$

$$X^k = x_1^k d_1^k + x_2^k d_2^k + x_3^k d_3^k \quad (2.3)$$

Onde $x_j^r = d_j^r + x^r$, $j = 1, 2, 3...$ são as coordenadas no sistema de coordenadas.r, e $d_j^r = 1, 2, 3...$ são vetores unitários que percorrem os eixos desse sistema de coordenadas, fato idêntico para coordenadas e vetores no sistema de coordenadas.k.

Da mesma forma pode-se dizer que, as coordenadas do vetor unitário d_v^k do sistema de coordenadas.r e no sistema de coordenadas.k são assim expressados:

$$C_{j,v} = d_j^r \cdot d_v^k \quad (2.4)$$

Então:

$$d_v^k = c_{1,v} d_1^r + c_{2,v} d_2^r + c_{3,v} d_3^r \quad (2.5)$$

Fazendo a substituição (2.4 e 2.5) para cada v fazendo a comparação com o resultado da expressão (2.2) consegue-se a transformação de coordenadas.

$$w^r = C_k^r w^k$$

Dessa forma, tem-se uma matriz 3 x 3 (três linhas e três colunas) de transformação:

$$C_k^r = \begin{pmatrix} c_{1,1} & c_{1,2} & c_{1,3} \\ c_{2,1} & c_{2,2} & c_{2,3} \\ c_{3,1} & c_{3,2} & c_{3,3} \end{pmatrix}$$

De acordo com a propriedade escalar de vetores, a propriedade do produto, mais especificamente, a equação (2.4), chega-se a conclusão que os coeficientes $C_{j,k}$ são os cossenos dos ângulos entre os j_h^k eixos do quadro.r e os g_h^v eixos do sistema de coordenadas.k. Dessa forma a matriz C_k^r se torna a matriz de rotação de direção dos cossenos, na qual as colunas v_h^k são o vetor unitário d_v^k . Para o sistema de coordenadas.r e as linhas j_h^k são o vetor unitário d_j^r no sistema de coordenadas.k. Assim, as colunas e as linhas dessa matriz são ortogonais e, portanto, a matriz C_k^r também é uma matriz ortogonal, implicando que todos os itens dessa matriz são dependentes entre si, indicando que a sua orientação possui três graus de liberdade.

$$\begin{aligned} C_k^r (C_k^r)^T &= 1 \\ C_k^r &\equiv (C_k^r)^{-1} = (C_k^r)^T \end{aligned} \quad (2.6)$$

Desse modo, considerando a matriz de transformação ortogonal C_k^r , a mudança de uma matriz genérica A composta de três linhas e três colunas pode ser apresentada da seguinte maneira:

$$u^k = A^k w^k$$

$$\begin{aligned} C_k^r u^r &= A^k C_k^r w^r \\ u^r &= C_k^r A^k C_k^r w^r \end{aligned} \quad (2.7)$$

Então:

$$A^r = C_k^r A^k C_k^r \quad (2.8)$$

3.1.3 Ângulos de Euler

As orientações que envolvem a rotação do sistema de coordenadas r e do sistema de coordenadas k podem ser descritas através de rotações, rotações essas em sequência. Com isso, pode-se fazer uso de aplicações consecutivas das matrizes de rotação em torno de um eixo. Adota-se como XYZ, os ângulos de rotação de Euler onde os mesmos são descritos nas Figuras 4, 5 e 6.

Figura 4: Rotação em torno do eixo Z, movimento de Yaw (α).

Fonte: Mathematikós (2018)

Figura 5: Rotação em torno do eixo Y, movimento de Pitch (η).

Fonte: Mathematikós (2018)

Figura 6: Rotação em torno do eixo X, movimento de *Roll* (x).

Fonte: Mathematikós (2018)

As matrizes de rotação de Euler baseadas nos senos e cossenos para cada eixo de rotação são:

$$R_1(x) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(x) & \sin(x) \\ 0 & -\sin(x) & \cos(x) \end{pmatrix}$$

$$R_2(\eta) = \begin{pmatrix} \cos(\eta) & 0 & -\sin(\eta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\eta) & 0 & \cos(\eta) \end{pmatrix}$$

$$R_3(\alpha) = \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & \sin(\alpha) & 0 \\ -\sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Onde cada matriz R_j representa a rotação em torno do eixo j^{th} pelo ângulo de referência. Tomando como referência a regra da mão direita, essa rotação é considerada positiva. Cada elemento R_j é uma matriz ortogonal de cossenos e sua inversa é chamada de matriz de rotação inversa $R_j^{-1} = R_j$.

Levando-se em conta que o resultado de uma rotação no sistema de coordenadas.k no seu primeiro eixo X e depois no segundo eixo Y e por fim no seu terceiro eixo Z é o sistema de coordenadas.r e pode-se dizer que existe uma matriz de transformação de coordenadas x^r com base em $R_3(\alpha) R_2(\eta) R_1(x)$, com isso deduz-se que:

$$x^r = R_3(\alpha) R_2(\eta) R_1(x) x^t \quad (2.10)$$

Fazendo uso de cossenos diretores ou ângulos de Euler, a transformação não apresenta mudanças de conceitos ou cálculos.

$$x_k^r = R_3(\alpha) R_2(\eta) R_1(x) \quad (2.11)$$

Executando o produto das matrizes $R_3(\alpha) R_2(\eta) R_1(x)$, obtém-se a matriz designada como Q igual a:

$$\begin{pmatrix} \cos(\alpha)\cos(\eta) & \cos(\alpha)\sin(\eta) + \sin(\alpha)\cos(x) & -\cos(\alpha)\sin(\eta)\cos(x) + \sin(\alpha)\sin(x) \\ -\sin(\alpha)\cos(\eta) & -\sin(\alpha)\sin(\eta)\sin(x) + \cos(\alpha)\sin(\eta)\cos(x) & \sin(\alpha)\sin(\eta) + \cos(\alpha)\sin(x) \\ \sin(\eta) & -\cos(\eta)\sin(x) & \cos(\eta)\cos(x) \end{pmatrix} \quad (2.12)$$

A escolha dos ângulos e sua ordem de rotação afetam a relação entre os ângulos de Euler e os cossenos diretores. Utilizando a equação de transformação (2.10), os cossenos diretores $c_{j,k}$ serão os elementos da matriz Q

Considerando as expressões:

$$\begin{aligned} x &= \tan^{-1} \left(\frac{-c_{3,2}}{c_{3,3}} \right); \\ \eta &= \sin^{-1}(c_{3,1}); \\ \alpha &= \tan^{-1} \left(\frac{-c_{2,1}}{c_{1,1}} \right) \end{aligned} \quad (2.13)$$

Quando os ângulos, x , η , γ , forem pequenos pode-se aproximar e considerar que $\cos(x) \approx 1$, $\sin(x) \approx x$. Estendendo o raciocínio para α , η e aplicando para o produto $R_3(\alpha) R_2(\eta) R_1(x)$, tem-se:

$$\begin{aligned} R_3(\alpha) R_2(\eta) R_1(x) &\approx \begin{pmatrix} 1 & \alpha & -\eta \\ -\alpha & 1 & x \\ n & -x & 1 \end{pmatrix} = \\ I_{3 \times 3} - \begin{pmatrix} 0 & -\alpha & \eta \\ \alpha & 0 & -x \\ -n & x & 0 \end{pmatrix} &= 1 - \Phi \end{aligned} \quad (2.14)$$

Dessa forma, pode-se dizer que a matriz Φ para ângulos pequenos é uma matriz anti-simétrica para pequenos ângulos de rotação.

$$C_k^r = 1 - \Phi = \begin{pmatrix} 1 & -\alpha & \eta \\ -\alpha & 1 & x \\ -n & x & 1 \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

Uma vez que já foi considerado que os ângulos de rotação são pequenos e que a ordem é irrelevante para os eixos presentes no sistema de coordenadas.r e sistema de coordenadas.k, pode-se assumir que a transformação reversa é feita por:

$$C_r^k \approx \begin{pmatrix} 1 & \alpha & -\eta \\ -\alpha & 1 & x \\ n & -x & 1 \end{pmatrix}^T = 1 - \begin{pmatrix} 0 & -\alpha & \eta \\ -\alpha & 0 & x \\ n & -x & 0 \end{pmatrix} = 1 - \Phi^T \quad (2.16)$$

Assim utilizando os ângulos de Euler para definir uma transformação de coordenadas, de um determinado sistema de coordenadas.a para outro sistema de coordenadas.b, os ângulos de rotações nos eixos de *Roll* (η), *Pitch* (x) e *Yaw* (α) da plataforma com relação ao Sistema de Coordenadas Geográficas, são:

$$C_b^a = R_3(-\alpha) R_2(-x) R_1(-\eta) \quad (2.17)$$

Com isso é possível demonstrar que existe uma relação de taxas de velocidades angulares ω_{nb}^b e taxas de atitudes $\dot{x}$, $\dot{\eta}$ e $\dot{\alpha}$.

$$C_b^a = R_3(-\alpha) R_2(-x) R_1(-\eta) = C_{b2}^a C_{b1}^{b2} C_b^{b1} \quad (2.18)$$

Assim, nota-se que os sistemas de coordenadas b_1 e b_2 são intermediários ou transitórios e que estão estabelecidos por η e x . Verifica-se que os sistemas de coordenadas b , b_1 e b_2 rotacionam com o mesmo tempo em relação a eles próprios e ao sistema de coordenadas.a, com isso, tem-se:

$$\omega_{ab}^b = \omega_{ab2}^b + \omega_{b2b1}^b + \omega_{b1b}^b = \omega_{b1}^b C_{b2}^{b1} \omega_{ab2}^{b2} + C_b^{b1} \omega_{b2b1}^{b1} + \omega_b^{b1} \quad (2.19)$$

Onde:

$$\omega_{b1b}^b = \begin{pmatrix} \dot{\eta} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix};$$

$$\begin{aligned}\omega_{b2b1}^{b1} &= \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{x} \\ 0 \end{pmatrix}; \\ \omega_{ab2}^{b2} &= \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha} \end{pmatrix}\end{aligned}\quad (2.20)$$

Usando as equações (2.18) e (2.19), tem-se:

$$\begin{aligned}\omega_{ab}^b &= R_1(\eta)R_2(x) \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\alpha} \end{pmatrix} + R_1(\eta) \begin{pmatrix} 0 \\ \dot{x} \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \dot{\eta} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \\ \omega_{ab}^b &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & -\sin(x) \\ 0 & \cos(\eta) & \cos(x) \sin(\eta) \\ 0 & -\sin(\eta) & \cos(x) \cos(\eta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\eta} \\ \dot{x} \\ \dot{\alpha} \end{pmatrix}\end{aligned}\quad (2.21)$$

Executando os cálculos, chega-se em:

$$\begin{pmatrix} \dot{\eta} \\ \dot{x} \\ \dot{\alpha} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & \sin(\eta) \tan(x) & \cos(\eta) \tan(x) \\ 0 & \cos(\eta) & -\sin(\eta) \\ 0 & \sin(\eta) \sec(x) & \cos(\eta) \tan(x) \end{pmatrix} / \omega_{ab}^b \quad (2.22)$$

Com as velocidades angulares é possível integrar e se obter aos ângulos de rotação *Pitch* (η), *Roll* (x) e *Yaw* (α) em função do tempo e velocidade das plataformas angulares.

3.2 Sistema Inercial para Análise Biomecânica

Sensores inerciais são caracterizados como sistema de navegação inercial, pois são capazes de medir movimentos lineares e/ou angulares e, podem ser utilizados para análise biomecânica.

A biomecânica estuda o movimento humano a partir das leis da física, a mecânica. Em específico a cinemática, inclui a análise de deslocamentos, velocidades e acelerações lineares e angulares de determinados pontos anatômicos, como a extremidade do segmento, centro de rotação da articulação e centro de gravidade do segmento durante o movimento (WINTER, 1990; AMADIO, 1996). Para a descrição da trajetória de uma partícula é necessário um sistema de referência,

que para o corpo humano (Figura 7) é dado pela convenção: eixo vertical (eixo Z), direção ântero-posterior (eixo X), direção látero-lateral (eixo Y), ângulos positivos (sentido anti-horário), referência plano XY (eixo X) e referência plano YZ (eixo Y).

Figura 7: Planos e eixos do corpo humano

Fonte: Alencar (2015)

A orientação dos eixos segue a regra da mão esquerda, que pode ser observada na Figura 8:

Figura 8: Regra da mão esquerda no sentido da orientação dos eixos.

Fonte: Silva (2013)

O sistema de referência pode ser absoluto (externo ao corpo) ou relativo (fixo no segmento do corpo). Após determinada a referência, as trajetórias dos centros de massa são observadas e as posições (x,y,z) ao longo da trajetória são registradas. A velocidade linear (v_x , v_y , v_z), aceleração linear (a_x , a_y , a_z), velocidade angular (ω_{xy} , ω_{yz}) e aceleração angular (α_{xy} , α_{yz}) são obtidas a partir da variação do tempo.

Assim, a velocidade é determinada pela derivada do deslocamento em relação ao tempo e a aceleração é determinada pela derivada da velocidade em relação ao tempo.

Dado a importância do tema, a Tabela 1 mostra alguns dos principais sistemas utilizados para análise cinemática do movimento, que foram definidos por meio de uma pesquisa de mercado, verificando produtos comerciais existentes e analisando suas características de funcionamento, pontos positivos, negativos e preços. Com isso, é possível verificar a relevância e a viabilidade do desenvolvimento de IMU.

Tabela 1: Comparação entre modelos, preços e características de sistemas para análise do movimento.

Sistema	Tipo de Sensor	Vantagens	Precisão	Frequência de Captura	Desvantagens	Preço Médio US\$	Referências
XSens	Inercial	4 Sensores Portátil Bluetooth Soft Gráfico e Numérico Zera os Eixos	Alta	125 Hz	Frequência Fixa Código Fechado Gimball Lock	1541,00	www.xsens.com
Trackstar	Inercial	16 Sensores Portátil Soft gráfico	Média	240 Hz 420 Hz	Código fechado Alcance limitado em 2 metros Gimball Lock	7000,00	https://www.ndigital.com/msci/products/drivebay-trakstar/
Smartsuit Pro	Inercial	19 Sensores Portátil Á prova d'água Soft gráfico	Média	100 Hz	Frequência fixa Código Fechado Wi Fi Uso de fio Gimball Lock	4495,00	https://www.rokoko.com/en/smart-suit-pro
Consensys Bundle Development kit	Inercial	3 Sensores Portátil Zero Eixos Bluetooth Soft gráfico	Média	100 Hz	Frequência fixa Código fechado Gimball Lock	11800,00	http://www.shimmersensing.com/products/consensys-ecg-development-kits-update

Continua

Sistema	Tipo de Sensor	Vantagens	Precisão	Frequência de Captura	Desvantagens	Preço Médio US\$	Referências
Tech IMU V4	Inercial	Portátil A prova d'água Soft gráfico	Alta	400 Hz	1 Sensor Frequência fixa Código fechado Uso de fio Não Zero - Eixos	800,00	https://www.technaid.com/products/inertial-measurement-unit-tech-imu-biomechanichs/
Gypsy	Inercial	14 Sensores Traje Bluetooth Soft gráfico	Média	30 Hz 60 Hz 120Hz	Medidas relativas Código fechado Não Zero - Eixos	8000,00	http://metamotion.com/gypsy/gypsy-motion-capture-system.htm
Vicon T	Câmera	Câmara de movimento 16 Mp Padrão ouro	Média Alta Muito alta	120 fps 250 fps 515 fps 1000 fps	Custo extremamente elevado	32000,00	https://www.vicon.com/products/camera-systems
ActiGraph wGT3X-BT	Acelerômetro	Baixo custo Portátil Bluetooth A prova d'água Soft gráfico	Média	30 Hz 50 Hz 100 Hz	Frequência fixa Código fechado Somente giroscópio	225,00	https://www.actigraphcorp.com/support/activity-monitors/wgt3x-bt/
Shape Sensor S700	Eletrogoniômetro	Baixo custo Portátil Soft gráfico	Média	110 Hz	Frequência fixa Código fechado Uso de fio Somente acelerômetro	735,00	http://www.measurand.com/

Fonte: Próprio autor

Além do sensor inercial (Ex: XSens), outros sistemas, como acelerômetro (Ex: ActiGraph), eletrogoniômetro (Ex: Shape Sensor), câmeras optoeletrônicas (Ex: Vicon Motion Capture Systems) podem ser utilizados para análise biomecânica.

As informações sobre os diferentes sistemas comercializados podem ser encontrados por seus fabricantes (www.xsens.com, <https://www.ndigital.com/msci/products/drivebay-trakstar/>, <https://www.rokoko.com/en/smartsuit-pro>, <http://www.shimmersensing.com/products/consensus-ecg-development-kits-update>)

Em relação às vantagens e desvantagens dos sistemas, fica evidente que os sistemas inerciais apresentam menor custo, porém ainda existem algumas limitações, como (i) a falta de calibração e eixos zerados, ou seja, a transformação das coordenadas cartesianas de um ponto para outro no espaço deve ter início em zero em todos os seus eixos e; (ii) efeito *Gimball Lock*. Observa-se que o efeito *Gimball Lock* está presente em vários produtos comerciais, tais como, o XSens, Trakstar, Smartsuite e Consensus

(www.xsens.com, <https://www.ndigital.com/msci/products/drivebay-trakstar/>, <https://www.rokoko.com/en/smartsuit-pro>, <http://www.shimmersensing.com/products/consensus-ecg-development-kits-update>)

Ainda, a maioria dos produtos apresentados na tabela 1 possui o código fechado, impossibilitando ajustes personalizados ou inclusões de rotinas de programação para estudos específicos, tais como variações de limites e parâmetros de leitura, bem como emissão de sinais para acionar qualquer mecanismo de alerta ou ativação de outros instrumentos.

Em relação ao Tackstar, Gypsy e ActGraph, seus sistemas disponibilizam frequências de aquisição com parâmetros variáveis e ajustáveis via *software*, possibilitando ao usuário aumentar ou diminuir a precisão e o volume dos dados obtidos de acordo com a necessidade e desejo. (<https://www.ndigital.com/msci/products/drivebay-trakstar/>, <http://metamotion.com/gypsy/gypsy-motion-capture-system.htm>, <https://www.actigraphcorp.com/support/activity-monitors/wgt3x-bt/>).

Em relação às vantagens, o sistema o Xsens é o único que possui código aberto e *software* intuitivo, gerando gráficos e aquisição de valores numéricos para

posteriores estudos e análises. O Trakstar, Samrtsuit e Gypsy, incluem vários sensores e sistemas de aquisição de dados para monitorar várias partes do corpo, diferente dos outros produtos que possuem poucas ou única unidade de aquisição (www.xsens.com, <https://www.ndigital.com/msci/products/drivebay-trakstar/>, <http://metamotion.com/gypsy/gypsy-motion-capture-system.htm>, <https://www.actigraphcorp.com/support/activity-monitors/wgt3x-bt>).

Nos protocolos de aquisição de dados, nota-se na tabela 1 que existem duas maneiras de transferência de dados: (i) plataforma com fios, que apresenta menor custo aos usuários e; (ii) via *bluetooth* e até mesmo *wi-fi*. Todos os dispositivos que operam com sistemas 9 DOF são portáteis, como o Smartsuit, Tech IMU V4 e ActGraph. Ainda, alguns são à prova d'água (<https://www.rokoko.com/en/smartsuit-pro>, <https://www.technaid.com/products/inertial-measurement-unit-tech-imu-biomechanichs/>, <https://www.actigraphcorp.com/support/activity-monitors/wgt3x-bt/>).

Diferentemente dos sistemas eletromecânicos, o sistema optoeletrônico Vicon T de captura de movimentos é baseado em câmeras de infravermelho, marcadores reflexivos e software para aquisição e análise de dados das coordenadas tridimensionais. Este sistema optoeletrônico é considerado padrão ouro devido à precisão e confiabilidade dos dados referente à variação de posição das articulações durante o movimento (<https://www.vicon.com>).

Para que ocorra movimento, a energia química (adenosina trifosfato-ATP) deve ser transformada em energia mecânica. O movimento corpóreo é resultado de forças geradas pela interação de proteínas contráteis, como os filamentos de actina e miosina. A contração destes filamentos é comandada pelo sistema neural (BAGNATO; PAOLILLO, 2014).

Entretanto, uma lesão no sistema neural, por exemplo, o Acidente Vascular Encefálico (AVE) pode resultar em dificuldades na realização de movimentos e a biomecânica pode fornecer parâmetros para diagnóstico e prognóstico, bem como para elaboração de protocolos de tratamento e acompanhamento do processo de reabilitação (TEIXEIRA, 2008).

3.3 Acidente Vascular Encefálico (AVE)

O AVE também chamado de Acidente Vascular Cerebral (AVC), popularmente conhecido como derrame, é responsável pela morte de células nervosas da região cerebral devido às alterações no fluxo sanguíneo no cérebro. Sua origem pode ser decorrente de uma obstrução de vasos sanguíneos, o chamado acidente vascular isquêmico (ocorre em 80% dos casos), ou de uma ruptura do vaso, conhecido por acidente vascular hemorrágico. Alguns dos fatores de risco para o AVE são: hipertensão; diabetes; dislipidemias; doenças cardiovasculares, como arritmias e arteriosclerose; sedentarismo; estresse; tabagismo e; consumo frequente de álcool e drogas (CARVALHO et al., 2015).

Uma das consequências do AVE é a hemiplegia, isto é, Hemi significa metade e Plegia significa paralisia. A hemiplegia é caracterizada pela perda sensório-motora de um dos lados do corpo. Quando o AVE ocorre na região cerebral esquerda, perde-se os movimentos da região direita do corpo e, vice-versa devido o cruzamento das fibras que conduzem os sinais neurais (Figuras 9 e 10). Neste contexto, ocorrem alterações sensoriais e motoras, além da rigidez e espasticidade (aumento do tônus muscular) que dificultam a realização de atividades simples, principalmente o ato de ficar em pé, caminhar, subir e descer escadas, bem como, alimentar-se, vestir-se, pentear cabelo e escovar dentes, entre outras tarefas cotidianas e de trabalho (BRASIL, 2013).

Figura 9: Acidente vascular encefálico e cruzamento das fibras que conduzem os sinais neurais que resultam em hemiplegia.

Fonte: Neurociências em benefício da educação (2012)

Figura 10: Hemiplégicos

Fonte: Próprio autor.

4 ESTUDO 1: Desenvolvimento do Protótipo do Sensor Inercial

Este estudo consistiu em desenvolver um protótipo baseado em sistema nove graus de liberdade [9 Degrees of Freedom (9DOF)] que integra acelerômetro, giroscópio e magnetômetro.

O protótipo do sensor foi desenvolvido no Laboratório de Apoio Tecnológico (LAT) do Grupo de Óptica do Instituto de Física de São Carlos (IFSC) da Universidade de São Paulo (USP) em parceria com a empresa Carci.

4.1 Sistemas do Protótipo

Para o projeto foi escolhida uma placa IMU da Sparkfun modelo SEM – 10736 ROHS com 9 DOF que incorpora três sensores: um ITG-3200 (giroscópio MEMS de eixo triplo resolução de 13-bit, $\pm 16g$), ADXL345 (acelerômetro de eixo triplo), e um HMC5883L (magnetômetro de triplo-eixo) de modo a dar-lhe os nove graus de medição inercial (Figura 11).

Figura 11: Placa IMU.

Fonte: Próprio autor

4.1.1 Sistema de Processamento da Placa

As saídas de todos os sensores foram processadas por um ATmega328 on-board através de uma interface serial. Isto permite que a placa 9DOF possa ser

utilizada como um mecanismo de controle muito poderoso para veículo aéreo não tripulado [Unmanned Aerial Vehicle (UAV)], veículos autônomos, sistemas de estabilização de imagem e até mesmo em aquisição de dados para avaliação de desempenho humano. A placa vem programada com um *bootloader* de 8MHz Arduino (stk500v1).

4.1.2 Sistema de Ligação da Placa

Para a ligação foi utilizada uma placa conversora FTDI USB – UART que usa seus pinos TXD e RXD para transmitir dados recebidos pela USB ou para transmitir dados para ela. Ela pode ser alimentada com tensões de 3,3V a 5,25V, geralmente para isso é utilizada a tensão disponível pela porta USB (5V). Para fazer a comunicação com nível de 5V basta ligar VCC IO ao 5V da USB. Já para um nível de 3,3V, o FT232R conta com um regulador interno do tipo LDO que disponibiliza essa tensão em um pino, o 3V3OUT (Figura 12).

Figura 12: Placa de comunicação USB/serial.

Fonte: Próprio autor

4.1.3 Programação da Placa

Foi utilizado o Arduino IDE para programar o seu código para o 9DOF, selecionando o "Arduino Pro ou Pro Mini (3.3v, 8MHz) w / ATmega328" .

A ligação das placas 9 DOF e FTDI para ensaios e testes foi montada conforme a Figura 13.

Figura 13: Vista lateral (a) e superior (b) de 9 DOF com placa de comunicação.

Fonte: Próprio autor

Aquisição dos dados da placa segue a regra da mão esquerda no sentido da orientação de seus eixos.

4.1.4 Aquisição de Dados

O sensor inercial Razor 9DOF possui um microprocessador embarcado, existe um *firmware* que é programado em sua memória. A programação do sensor e os procedimentos de calibração e transmissão de dados foram feitos através do *firmware*, usando interfaces em Arduino, Processing, Matlab, C++ e Android. No *firmware* do sensor, é possível escolher vários parâmetros de utilização, como a saída de dados em forma de texto, binária ou até mesmo em simulação 3D.

O software do sensor realiza a compensação do *drift* na leitura inicial do valor de *Yaw*. Ainda, o *firmware* é programado para a linguagem de programação Arduino, possuindo uma demonstração gráfica em *Processing*, código C++ para aquisição de dados.

Em relação aquisição dos dados do sensor inercial, o posicionamento deste em relação ao efeito *Gimball Lock* foi controlado de modo a evitar a singularidade indesejada, ou seja, a perda de um grau de liberdade em um mecanismo tridimensional, que ocorre quando os eixos de duas das *gimbals* são levados a uma configuração paralela, "travando" o sistema de forma que só possa girar em um espaço bidimensional.

4.1.5 Protótipo do Sensor Inercial

O Protótipo do sensor desenvolvido pode ser visualizado na Figura 14. A validação foi realizada sempre nas mesmas condições de campos magnéticos em ambientes climatizados com temperatura entre 22°C a 24°C e umidade relativa do ar entre 50% e 60%.

Figura 14: Protótipo de sensor inercial.

Fonte: Próprio autor

Após os desenvolvimentos do protótipo do sensor inercial, a validação do sistema foi realizada através de 3 estudos comparativos.

5 Estudo 2 - Comparação entre o Protótipo do Sensor Inercial e o XSens

Este estudo investigou os dados de variação angular obtidos pelo protótipo e XSens em diferentes frequências de aquisição de dados.

5.1 Materiais e Métodos

Foram montadas 2 plataformas: XSens e protótipo com seus respectivos sistemas de aquisição de dados em um mesmo computador. A Figura 15 mostra a aquisição de imagens 3D entre o protótipo (imagem à esquerda) e o Xsens (imagens à direita). Observa-se que os sistemas possuem as mesmas características de apresentação, apesar da diferença entre imagens.

Figura 15: Sistema de aquisição de imagens do protótipo e do Xsens.

Fonte: Próprio autor

O protótipo foi colocado logo acima do XSens, com os sistemas referenciais alinhados. Este conjunto foi fixado acima da articulação do punho do membro dominante, de modo a evitar escorregamentos e movimentos independentes. A Figura 16 mostra o posicionamento dos sensores para análise comparativa entre o protótipo e o Xsens.

Figura 16: Posicionamento dos sensores (protótipo e XSens) para a realização da avaliação.

Fonte: Próprio autor

Foram realizados entre 8 e 10 movimentos de flexão e extensão de cotovelo, com a mão em pronação. Flexão e extensão do cotovelo são movimentos realizados no plano sagital, no qual a flexão é o movimento que aproxima o antebraço do braço e a extensão é o movimento oposto, enquanto a pronação refere-se ao movimento no plano transversal, no qual o dorso da mão está para cima (DANGELO; FATTINI, 2011).

Foram escolhidas 3 frequências de aquisição de dados 125 MHz, 50 MHz e 41,6 MHz para comparação da variação angular entre o protótipo e o XSens.

Os valores foram registrados e armazenados pelo programa da XSens e do protótipo. Posteriormente, foram gerados gráficos comparativos dos sistemas e para cada frequência de aquisição de dados.

5.2 Resultados

As Figuras 22, 23 e 24 mostram os dados comparativos da aquisição de dados do protótipo e do XSens em frequências de 125 Hz (8 ms), 50 Hz (20 ms) e 41,6 Hz (24 ms).

Em relação aos dados, a rotação em *Pitch* foi representada pela linha vermelha, a rotação em *Roll* foi representada pela linha verde e a rotação em *Yaw* foi representada pela linha azul.

Figura 17: Aquisição de dados em Frequência 125 Hz com o protótipo (a) e com o Xsens (b).

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

Figura 18: Aquisição de dados em Frequência 50 Hz com o protótipo (a) e com o Xsens (b).

Fonte: Próprio autor

Figura 19: Aquisição de dados em Frequência 41,6 Hz com o protótipo (a) e com o Xsens (b).

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

5.3 Discussão

O principal resultado deste estudo foi que o protótipo do sensor inercial mostrou precisão nos diferentes eixos (*Yaw*, *Roll* e *Pitch*) durante a avaliação concomitantemente com o sensor XSens.

Em relação à taxa de aquisição de 125 Hz, o protótipo coletou 1 ponto a cada 0,008 segundos, enquanto o XSens, coletou um conjunto de pontos a cada 0,02 segundos. Assim, constatou-se que o número de pontos do protótipo é 2,5 vezes maior comparado ao XSens, indicando maior precisão. Também, constatou-se que os pontos de máximo para cada um dos eixos do protótipo durante o teste tiveram como valor máximo 42 graus para a rotação em *Pitch* (linha vermelha), 16 graus para rotação em *Roll* (linha verde) e 5 graus para rotação em *Yaw* (linha azul). O mesmo foi constatado para os pontos de mínimo. Ainda, estes valores são similares aos obtidos pelo XSens.

Em relação à taxa de aquisição de 50 Hz, o protótipo e o XSens coletaram um conjunto de pontos a cada 0,02 segundos exatamente na mesma frequência. Assim, constatou-se similaridade dos dados entre os sensores. O valor máximo para cada eixo foi de 56 graus para rotação em *Pitch* (linha vermelha), 15 graus para rotação em *Roll* (linha verde) e 5 graus para rotação em *Yaw* (linha azul). As mesmas observações para os pontos de máximo se aplicam para os pontos de mínimo. Nota-se que não houve variações dos pontos de máximo e mínimo, seus valores são os mesmos para ambos os sensores, concluindo que os dois sistemas funcionam da mesma maneira e respondem com os mesmos valores.

Em relação à taxa de aquisição de 41,6 Hz, o protótipo coletou 1 ponto a cada 0,024 segundos, enquanto, o XSens com frequência de 50 Hz coletou 1 ponto a cada 0,02 segundos. Assim, constatou-se que o protótipo teve um número menor de pontos comparado ao XSens, indicando uma possível defasagem. Neste contexto, o comportamento dinâmico dos dados em várias frequências foram similares entre os dois sistemas, ressaltando que a taxa de aquisição de 41,6 Hz permitiu a obtenção de mais pontos pelo protótipo comparado ao XSens, diferentemente do ocorrido com a taxa de aquisição de 125 Hz. Entretanto, os pontos de máximo para cada um dos eixos do protótipo durante o teste com taxa de 41.6 Hz mostrou o valor máximo de 62 graus para a rotação em *Pitch* (linha vermelha), 22 graus para rotação em *Roll* (linha verde) e 10 graus para rotação em *Yaw* (linha azul). Mais uma vez, os valores foram similares entre os sistemas, indicando que ambos os sensores funcionam sob

os mesmos parâmetros e valores. Estas mesmas observações servem para os pontos de mínimo.

Em relação à taxa de aquisição, é muito importante trabalhar com frequências mais altas, visto que é possível verificar com maior precisão movimentos bem rápidos, garantindo assim maior acurácia na análise dos dados. Enquanto, frequências mais baixas podem ser utilizadas com acurácia para análise de movimentos mais lentos.

O protótipo desenvolvido para esse estudo possui algumas vantagens perante aos produtos existentes no mercado (www.btsbioengineering.com e www.bwsensing.com). Primeiro, pela facilidade de acesso ao código, que está aberto e passível de alterações dentro das necessidades de cada usuário, sendo eles da área da saúde, engenharia, saúde, cartografia, física, dentre outros. Neste contexto, onde existe movimento fica possível medir suas variações. Ainda, podem-se criar códigos para que em determinadas condições e situações de respostas, alertas sejam emitidos de modo a garantir segurança ativa ou passiva, bem como correções de trajetórias e movimentos.

Levando-se em conta que o sistema de aquisição e programação é aberto, a adoção de sistemas *wireless*, via *bluetooth*, fica totalmente possível, e ainda mais, pode-se criar aplicativos para uso em celulares, tablets e microcomputadores para facilitar o uso no dia a dia, incluindo laboratórios de pesquisa, hospitais, clínicas, academias, arenas e clubes esportivos, além da possibilidade de uso *home care*, que é uma tendência mundial nos dias de hoje.

Ainda, o protótipo desenvolvido apresenta custo extremamente reduzido comparado ao principal produto comercializado, o XSens, que é importado (www.xsens.com). Uma estimativa de custos para o protótipo desenvolvido, incluindo a placa 9 DoF e a placa serial para comunicação do sensor com o PC estaria em torno de US\$ 50.00, enquanto cada sensor XSens custa US\$ 470,00, somando a base receptora de dados cujo valor é de US\$ 1071.00, perfazendo um valor total de US\$ 1541.00, ou seja 30,8 vezes mais caro comparado ao protótipo desenvolvido. Também é importante ressaltar que o sistema XSens apresenta código fechado sem a possibilidade de alteração do mesmo.

O protótipo do atual estudo possui o mesmo funcionamento e precisão do sensor comercial (XSens). Vários estudos nacionais (NORKIN; LEVANGIE 2001; PEREIRA; SAMUEL; PINHO, 2012) e internacionais (LUINGE, 2002; MEDVED,

2001) também desenvolveram sensores inerciais, entretanto, ainda não existe nenhum sistema nacional comercializado no Brasil. Embora, os dispositivos utilizados são de origem internacional, estes podem ser adquiridos em lojas de componentes eletrônicos do nosso país, viabilizando prazo de entrega rápida com garantia e assistência técnica.

O sistema desenvolvido apresenta um algoritmo que elimina o *drift* do sensor, que é variação dos parâmetros quando o sensor está em repouso, variações estas que podem ser de origem eletromecânica ou magnética.

Por se tratar de um modelo de pequenas dimensões, o mesmo fica facilmente passível de ser embutido em pequenos espaços, podendo até mesmo ser utilizado em água desde que esteja sob vedação adequada (PERRY; BECKER; MARINS, 2016).

Na placa do sensor desenvolvido, ainda, tem a possibilidade de conexão com outros sensores para monitoramento, por exemplo, sensor de pressão, termômetros, entre outros.

Entretanto, o protótipo apresenta limitações, por exemplo, em relação a zerar os eixos coordenados a qualquer momento, fato importante no uso diário, visto que o mesmo sempre usa o norte como referência inicial. Assim, toda vez que se inicia uma medição, os eixos partem com valores que variam de acordo com a localização do sensor, ou seja, a variação dos valores iniciais depende de como o sensor será fixado na unidade que será monitorada e analisada. Isso cria um efeito indesejável, visto que no momento do processamento dos valores deve-se atentar para que a variação inicial seja deduzida dos valores obtidos, algo que demanda algum tempo. Ainda, em alguns casos o sensor pode inverter os valores em 180 graus, pois podem atingir seus máximos de leitura e inverter o eixo de rotação. Para evitar esse efeito indesejado, uma possibilidade é utilizar mais de um sensor para que tenha a referência das coordenadas.

Outro importante problema apresentado na maioria das IMUs é o efeito de *Gimbal Lock* (GIMBAL LOCK, 2018; HEMINGWAY; O'REILLY, 2018, JIA, 2017). *Gimbal* é um anel suspenso que pode girar em um eixo. *Gimbals* são eixos articulados, que normalmente são aninhados um dentro do outro para acomodar rotação em torno de vários eixos. O efeito *Gimbal Lock* refere-se à perda de um grau de liberdade em um mecanismo tridimensional que ocorre quando os eixos de duas das *gimbals* são levados a uma configuração. Isto pode gerar um "travamento"

do sistema, de maneira que só possa girar em um espaço bidimensional. Para minimizar esse erro, podem ser utilizadas duas placas de aquisição de dados ortogonais, de modo que os eixos *Pitch* e *Roll* podem ser trocados entre si após uma variação angular de 45 graus.

5.4 Conclusão

O protótipo do sensor inercial apresenta características similares de aquisição de dados do XSens, independentemente da frequência utilizada, em quaisquer uns dos eixos de rotação (Yaw, Pitch e Roll).

6 Estudo 3 - Comparação entre o Protótipo do Sensor Inercial e o Robô Kuka KR16

Este estudo investigou os dados de variação angular obtidos pelo protótipo e Robô KUKA.

6.1 Materiais e Métodos

Foi utilizado o robô KUKA KR16 do grupo de Mecatrônica da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC) da USP, pois é importante utilizar uma referência de variação angular confiável.

O protótipo foi fixado a cada face da garra do robô (que reproduzem os giros em *Yaw*, *Roll* e *Pitch*) através de fita crepe, de modo a garantir que a mesma não sofresse giros, escorregamentos e movimentos que poderiam causar alterações nas medidas ou desalinhamentos com o robô.

O robô foi programado para realizar variações angulares em cada um dos eixos (*Yaw*, *Pitch* e *Roll*) separadamente. Movimentos estes variando de 0° à 180° de acordo com cada eixo de rotação. Cada movimento de giro em cada eixo corresponde a 10°. Por se tratar de um sensor inercial ao qual o mesmo possui magnetômetro embutido, tomou-se a decisão de que a cada passo do giro, a garra do robô teve seu motor desligado, de modo a evitar influências eletromagnéticas que poderiam afetar a leitura do protótipo.

Os eixos de referência do protótipo e do robô foram alinhados de forma a apresentarem os mesmos valores iniciais.

Foram realizados 3 giros em cada eixo (eixo x, eixo y e eixo z). O sensor foi conectado a um *notebook* com o programa de aquisição de dados para registro dos movimentos do robô para verificar a medida angular. Foi eliminado o período de repouso do protótipo de modo a sobrepor os valores com o robô. Esse procedimento foi realizado para cada medição e para cada eixo.

A Figura 17 mostra o protótipo em avaliação junto ao robô KUKA KR16, no qual foram realizados movimentos em *Yaw*, *Roll* e *Pitch*.

Para aquisição de dados, a realização das rotações foi definida de acordo com a regra da mão esquerda.

Tanto o robô como o protótipo geraram valores das variações angulares ao longo do giro completo e cada eixo. Com base nesses valores foram gerados gráficos comparativos entre o robô e o protótipo.

Figura 20: Avaliação do protótipo junto ao robô KUKA KR16.

Fonte: Próprio autor

6.2 Resultados

As Figuras 21, 22 e 23 mostram os dados comparativos de variação angular entre o protótipo e o robô KUKA por eixo x, y e z.

Figura 21: Rotações em *Pitch*.

(a)

(b)

(c)

Fonte: Próprio autor

Figura 22: Rotações em Roll

(a)

(b)

(c)

Fonte: Próprio autor

Figura 23: Rotações em Yaw

(a)

(b)

(c)

Fonte: Próprio autor

6.3 Discussão

Este estudo indica que o protótipo do sensor mostrou precisão nos diferentes eixos (*Yaw*, *Roll* e *Pitch*) durante a avaliação no robô Kuka, com diferença de no máximo 1 grau. O principal resultado deste estudo foi que o protótipo do sensor mostrou precisão nos diferentes eixos (*Yaw*, *Roll* e *Pitch*) durante a avaliação concomitantemente com o robô Kuka, com diferença de no máximo 1 grau.

Foi constatado um pico maior no sinal do protótipo desenvolvido quando o manipulador do robô cessa. Esse pico é formado devido ao campo magnético elevado da garra do robô no momento que ocorre a paralisação, interferindo em alguns graus a leitura dos dados. Entretanto, esta alteração dos dados não foi considerada no estudo comparativo, pois no momento em que a garra do manipulador entra em repouso, o motor de acionamento desta é desligado, então, a interferência do campo magnético do motor é desativada e o sensor tem a leitura do valor estabilizada.

Os dados obtidos para as rotações em *Pitch* indicam que a variação de direção ocorreu a cada 180 graus.

Em relação às rotações em *Roll* e *Yaw*, o movimento foi iniciado na posição em 90 graus e com incrementos de 10 em 10 graus com paradas a cada variação angular até atingir 180 graus, onde o sensor volta aos 90 graus e inverte a leitura dos valores, agora de 10 em 10 graus porém negativos até atingir o valor de -180 graus e, então, volta a 90 graus. Isto indica que a leitura em *Roll* e *Yaw* varia de 90 em 90 graus com a direção de medida invertida.

As três medidas em cada eixo mostraram que os dados do protótipo do sensor e do robô Kuka foram similares indicando acurácia e repetibilidade.

Giansanti, Maccioni e Macellari (2005), desenvolveram um protótipo baseado acelerômetros e giroscópios que foi validado em teste de bancada. Estes autores utilizaram um dispositivo baseado em motor para reconstrução da posição e orientação dos movimentos dos segmentos humanos, como atividades de locomoção a partir do ato de sentar e levantar. O protótipo foi colocado sobre o dispositivo com motores e foi constatada a reconstrução tridimensional do movimento do segmento do corpo ao qual o protótipo estava afixado. Desta maneira, validaram o protótipo e mostraram que é possível realizar a análise tridimensional do movimento na prática clínica. Neste contexto, é importante ressaltar o custo inferior

do sensor inercial comparado com as câmeras optoeletrônicas de infravermelho para análise tridimensional do movimento.

6.4 Conclusão

O comportamento dinâmico e estático do protótipo do sensor é similar ao obtido pelo robô Kuka que tem seus movimentos monitorados por *encorders* e possui calibração certificada pelo fabricante do equipamento.

7 Estudo 4 - Comparação Entre o Protótipo do Sensor Inercial e o Goniômetro em Pacientes Hemiplégicos Decorrentes de AVE: Validação Clínica

Este estudo investigou os dados de variação angular do cotovelo e punho obtidos pelo protótipo e goniômetro em pessoas com acidente vascular encefálico (AVE) e voluntários saudáveis.

7.1 Materiais e Métodos

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) - Número do Parecer: 1.610.904 (ANEXO 1). Os voluntários foram devidamente informados sobre o projeto de pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

A pesquisa clínica foi realizada na Unidade de Terapia Fotodinâmica da Santa Casa de Misericórdia de São Carlos em parceria com o Grupo de Óptica do Instituto de Física de São Carlos (IFSC) da Universidade de São Paulo (USP) e com a empresa CARCI.

O projeto foi amplamente divulgado em diversos meios de comunicação, incluindo jornais, rádio e internet. Foram incluídos na pesquisa voluntários com hemiplegia decorrente de AVE do sexo feminino e masculino, com idade entre 35 e 75 anos. Foram excluídos da pesquisa os voluntários que apresentaram doenças psiquiátricas, endocrinopatias e cardiopatias, bem como, osteoporose intensa, câncer, lesões ou desordens osteomusculares nos últimos seis meses, se eram acamados ou apresentavam muita dificuldade para ficar em pé e caminhar ou se eram praticantes de atividade física regular ou faziam fisioterapia.

Cento e dez pacientes tiveram interesse em participar da pesquisa, entretanto, a maioria destes pacientes era acamado no domicílio ou apresentava alguma outra doença associada. Então, vinte pacientes com hemiplegia decorrente de AVE foram recrutados, entretanto um paciente começou a fazer hidroginástica e o outro começou a fazer fisioterapia e, portanto, foram eliminados da pesquisa. Ainda, vinte sujeitos saudáveis foram recrutados, entretanto cinco eram praticantes de atividade física regular ou apresentaram lesões/distúrbios osteomusculares nos últimos seis meses.

Participaram deste estudo transversal 18 pacientes hemiplégicos 15 voluntários saudáveis. Os pacientes hemiplégicos realizaram avaliações, incluindo medidas com

o membro parético (acometido com alterações sensório-motora) e não parético (não acometido). O grupo de pacientes hemiplégicos foram subdivididos em grupo com maior sequela (n=9) e grupo menor sequela (n=9). Então, o membro parético e não parético dos pacientes foram comparados com o membro dominante dos voluntários saudáveis (n=15).

Para esse projeto foram realizadas as medidas de Amplitude de Movimento (ADM) de flexão/extensão do punho e do cotovelo com o uso do goniômetro (instrumento que mede ângulos) e do protótipo do sensor inercial. ADM foi determinada pela mudança angular entre o pico máximo e mínimo (delta = pico máximo – pico mínimo).

As medidas do punho foram realizadas com os voluntários sentados, antebraço apoiado em maca e mão a favor da gravidade para a realização do movimento de extensão do punho. Para o goniômetro, a linha neutra articular foi considerada como zero grau para o punho, enquanto para o sensor, o pico mínimo foi considerado na posição da mão a favor da gravidade.

As medidas de cotovelo foram realizadas com os voluntários em pé e a extensão completa da articulação do cotovelo foi considerada como pico mínimo tanto para o sensor, quanto para o goniômetro.

Para todas as articulações avaliadas, o pico máximo foi considerado o ângulo máximo que o paciente conseguiu atingir durante os movimentos de extensão do punho (a) e flexão do cotovelo (b).

Foram realizados 1 movimento para análise estática com o uso do goniômetro (Figuras 24 e 25) e 3 movimentos para análise dinâmica com o uso do protótipo (Figura 26 a e b) para obter a média dos ângulos.

Figura 24: Movimentos realizados para análise biomecânica de punho (a) e cotovelo (b).

Fonte: Anatomia... (2013).

Figura 25: *Goniômetro.*

Fonte: Goniômetro grande (2019)

Figura 26: Goniometria. Medidas de ADM na articulação do punho (a) e cotovelo (b).

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

Figura 27: Avaliação biomecânica com o sensor. Grupo de pacientes que tiveram AVE (a) e Grupo Controle – saudável (b).

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor.

7.1.1 Análise de Dados

Para análise de dados com o sensor, foi criado um *software* em *matlab* para correção da linha de base (Figura 28 a) e para determinar os picos mínimo e máximo, além da amplitude do movimento (Figura 28 b). Os dados brutos são exemplificados no APENDICE 1.

Figura 28: Linha de Base, Pico Mínimo, Pico Máximo e Amplitude do Movimento.

Fonte: Próprio autor

7.1.2 Análise Estatística

Para análise estatística dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para verificar a distribuição dos dados. Para comparação intergrupos foram utilizados o Teste Mann-Whitney [(parético x não parético) e (goniômetro x sensor)] e o Teste de ANOVA Kruskal–Wallis (parético x não parético x saudável).

Para investigar a correlação entre o sensor e o goniômetro foi utilizado o teste de Coeficiente de Correlação de Sperman. De acordo com a classificação, de 0 até 0,19 a correlação é insignificante, de 0,2 até 0,39 a correlação é fraca; de 0,4 até 0,69, é moderada; de 0,7 até 0,89, é forte; de 0,9 até 1 é muito forte. Valores negativos são correlações inversas (MUKAKA, 2012).

Para análise estatística será utilizado o software Statistica for Windows Release 7 (Statsoft Inc., Tulsa, Ok, USA). O nível de significância estatística será de 5% ($p < 0.05$).

7.2 Resultados

Os dados clínicos dos pacientes (n=18) podem ser visualizados na Tabela 2. Em relação aos voluntários saudáveis (n=15), a idade média foi de 34 ± 10 anos, sendo que 5(33%) eram mulheres e 10(67%) eram homens, ainda, a maioria era destro, apenas 1 era sinistro (canhoto) e nenhum apresentava dominância cruzada.

Tabela 2: Dados clínicos dos pacientes com AVE.

DADOS CLÍNICOS	
Total de Pacientes com AVE	18(100%)
Sexo Feminino n (%)	6(33%)
Sexo Masculino n (%)	12(67%)
AVE Isquêmico n (%)	14(78%)
AVE Hemorrágico n (%)	4(22%)
Sofreram 1 AVE n (%)	15(83%)
Sofreram 2 AVE's n (%)	3(17%)
Lado Parético Direito n (%)	9(50%)
Lado Parético Esquerdo n (%)	9(50%)

Fonte: Próprio autor

Os resultados da medida angular de punho e cotovelo do membro parético e não parético de hemiplégicos com maior e menor acometimento físico, bem como dos voluntários saudáveis obtidos com o goniômetro e protótipo podem ser visualizados nas Tabelas 3 e 4 e nas Figuras 33 e 34.

Foi constatada com o uso do goniômetro que a medida angular do punho e cotovelo referente ao pico mínimo, pico máximo e amplitude mostrou diferença significativa do membro parético de hemiplégicos com maior acometimento físico comparado com o membro não parético de hemiplégicos com maior acometimento físico ($p < 0.05$), com o membro parético e não parético de hemiplégicos com menor acometimento físico ($p < 0.05$) e com o membro dominante dos voluntários saudáveis ($p < 0.05$).

Ainda, com o uso do goniômetro, foi constatada que a medida angular do punho referente ao pico máximo e amplitude mostrou diferenças significativas do membro não parético de hemiplégicos com maior acometimento físico, bem como do membro parético e não parético de hemiplégicos com menor acometimento físico comparado aos voluntários saudáveis ($p < 0.05$). Também, foi constatado que a medida angular referente ao pico máximo e amplitude mostrou diferença significativa entre o

membro parético e não parético de hemiplégicos com menor acometimento físico ($p<0.05$). Enquanto, a medida angular de cotovelo referente ao pico máximo e amplitude mostrou diferença significativa entre o membro parético de hemiplégicos com menor acometimento físico comparado aos voluntários saudáveis ($p<0.05$).

Foi constatada com o uso do protótipo (Tabela 4), que a medida angular do punho e cotovelo referente ao pico máximo e amplitude mostrou diferença significativa do membro parético de hemiplégicos com maior acometimento comparado com o membro não parético de hemiplégicos com maior acometimento físico ($p<0.05$), com o membro parético e não parético de hemiplégicos com menor acometimento físico ($p<0.05$) e com o membro dominante dos voluntários saudáveis ($p<0.05$). Entretanto, não foi constatada diferença significativa entre os grupos para os valores de pico mínimo referente à posição zero do sensor.

Foi constatada correlação positiva e moderada entre o goniômetro e o protótipo para ADM do punho (Figura 31, $r=0.61$, $p<0.001$) e cotovelo (Figura 32, $r=0.53$, $p<0.001$).

Tabela 3: Medida angular dos membros paréticos e não paréticos de hemiplégicos com maior e menor acometimento físico, bem como do membro dominante de voluntários saudáveis com o uso do goniômetro.

MEDIDA ANGULAR (°)	HEMIPLÉGICOS COM MAIOR ACOMETIMENTO FÍSICO			HEMIPLÉGICOS COM MENOR ACOMETIMENTO FÍSICO			SAUDÁVEIS
	MEMBRO PARÉTICO	MEMBRO NÃO PARÉTICO		MEMBRO PARÉTICO	MEMBRO NÃO PARÉTICO		MEMBRO DOMINANTE
<i>Punho</i>							
Pico Mínimo	-40.88±4.59 ^{abcd}	-53.33±3.31		-49.11±2.26	-52.88±2.26		-57.60±1.88
Pico Máximo	16.66±10.67 ^{abcd}	57.33±3.13 ^d		48.00±7.68 ^{cd}	59.11±2.84 ^d		67.46±2.55
Amplitude	57.55±12.91 ^{abcd}	110.66±4.12 ^d		97.11±8.60 ^{cd}	112.11±2.23 ^d		125.06±3.10
<i>Cotovelo</i>							
Pico Mínimo	23.55±8.47 ^{abcd}	8.66±2.64		9.55±1.66	8.44±2.60		6.4±2.22
Pico Máximo	102.88±12.73 ^{abcd}	140.88±8.13		136.66±5.65 ^d	138.66±5.65		145.80±3.36
Amplitude	79.33±13.34 ^{abcd}	132.22±7.96		127.11±4.48 ^d	130.22±5.86		139.40±4.01

a: diferença significativa comparada ao membro não parético de hemiplégicos com maior acometimento; **b:** diferença significativa comparada ao membro parético de hemiplégicos com menor acometimento; **c:** diferença significativa comparada ao membro não parético de hemiplégicos com menor acometimento; **d:** diferença significativa comparada ao membro dominante do voluntário saudável.

Amplitude de Movimento (ADM) é dada pela fórmula: Pico Máximo - Pico Mínimo ($\Delta = P_{\max} - P_{\min}$)

Fonte: Próprio autor

Tabela 4: Medida angular dos membros paréticos e não paréticos de hemiplégicos com maior e menor acometimento físico, bem como do membro dominante de voluntários saudáveis com o uso do protótipo do sensor.

MEDIDA ANGULAR (°)	HEMIPLÉGICOS COM MAIOR ACOMETIMENTO FÍSICO			HEMIPLÉGICOS COM MENOR ACOMETIMENTO FÍSICO			SAUDÁVEIS
	MEMBRO PARÉTICO	MEMBRO NÃO PARÉTICO		MEMBRO PARÉTICO	MEMBRO NÃO PARÉTICO		MEMBRO DOMINANTE
<i>Punho</i>							
Pico Mínimo	-1.127±4.420	-4.651±3.798		-3.134±3.968	-5.570±5.171		-3.564±3.405
Pico Máximo	60.38±36.30 ^{abcd}	112.36±17.65		101.05±29.48	103.06±28.86		126.57±15.48
Amplitude	61.51±38.97 ^{abcd}	117.01±18.67		104.18±27.55	108.63±26.61		130.14±15.27
<i>Cotovelo</i>							
Pico Mínimo	-0.003±2.055	-0.822±1.943		-0.062±5.073	-0.844±3.205		-0.826±3.311
Pico Máximo	89.34±39.52 ^{abcd}	137.45±11.42		131.48±12.32	132.60±14.43		133.33±9.79
Amplitude	89.34±37.63 ^{abcd}	138.37±11.50		131.54±10.69	133.44±13.54		134.16±9.98

a: diferença significativa comparada ao membro não parético de hemiplégicos com maior acometimento; **b:** diferença significativa comparada ao membro parético de hemiplégicos com menor acometimento; **c:** diferença significativa comparada ao membro não parético de hemiplégicos com menor acometimento; **d:** diferença significativa comparada ao membro dominante do voluntário saudável.

Amplitude de Movimento (ADM) é dada pela fórmula: Pico Máximo - Pico Mínimo ($\Delta = P_{\max} - P_{\min}$)

Fonte: Próprio autor

Figura 29: Medida angular do punho com o goniômetro (a) e protótipo (b).

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

Figura 30: Medida angular do cotovelo com o goniômetro (a) e protótipo (b).

Fonte: Próprio autor

Figura 31: Correlação positiva e moderada da ADM do punho com o goniômetro e protótipo.

Fonte: Próprio autor

Figura 32: Correlação positiva e moderada da ADM do cotovelo com o goniômetro e protótipo.

Fonte: Próprio autor

7.3 Discussão

O principal resultado deste estudo foi que o sensor desenvolvido permite a medida dinâmica da amplitude articular de membros paréticos e não paréticos de hemiplégicos, bem como de voluntários saudáveis. Entretanto, não foi possível medir o pico mínimo com o protótipo do sensor no punho, devido à ausência de calibração na linha neutra para diferenciar as medidas de flexão e extensão. Ainda, a correlação entre as medidas de amplitude articular com o protótipo e o goniômetro foi moderada. Possivelmente, esta correlação não foi forte, pois, o protótipo permite a medida dinâmica da amplitude articular, enquanto, o goniômetro permite apenas a medida estática.

Sensores inerciais e magnéticos são muito adequados para análise do movimento. Entretanto, materiais ferromagnéticos próximos ao sensor podem causar distúrbios de campo magnético local e erro da estimativa de orientação. Ainda, magnetômetros estão sujeitos a alterações devido ao campo magnético local da terra, mudando o eixo de referência para análise do movimento, o que também pode conduzir a erros. Neste contexto, algoritmos podem ser desenvolvidos para minimizar erros de medida devido às perturbações no campo magnético, bem como é necessário que o ambiente laboratorial seja padronizado, não permitindo a presença de materiais que possam interferir no sistema e, também, mantendo a posição correta do sensor e do paciente em relação à direção do campo magnético da terra (ROETENBERG; BATEN; VELTINK, 2007).

No atual estudo, somente um sensor foi usado devido à simplicidade do movimento, ou seja, os movimentos foram bidimensionais (flexão/extensão do cotovelo ou punho). Diferentemente, em movimentos mais complexos, envolvendo várias articulações e diferentes planos ou análise tri-dimensional, utiliza-se vários sensores. Contudo, é indicado que mais de um sensor seja utilizado para análise biomecânica, desde os movimentos mais simples até os mais complexos, para evitar ou diminuir a margem de erro. Ainda, a pequena dimensão destes sensores e a portabilidade permitem a análise do movimento fora do ambiente laboratorial, por exemplo, o avaliação do processo de reabilitação em sistema “*homecare*” (ZHENG, 2011) e monitoramento esportivo em ambiente de treinamento (ROETENBERG; LUINGE; SLYCKE, 2013), além da aplicação como sensores de orientação para vídeo game (KELLY et al., 2006).

Vários estudos são realizados com sensor inercial comercializado (LEBEL et al., 2013) ou não comercializados (HIGASHI et al., 2008) para análise do movimento para diagnóstico e acompanhamento do processo de reabilitação e esporte.

Com o uso do protótipo foi possível registrar a redução da amplitude de movimento do membro parético dos pacientes hemiplégicos, principalmente nos pacientes com maior acometimento devido à espasticidade e rigidez articular.

A espasticidade e rigidez são avaliadas clinicamente usando a goniometria para medir o ângulo articular, eletromiografia, teste pendular e avaliação por escalas, como a Escala de Ashworth (TANCREDO et al., 2013). A avaliação clínica da espasticidade é importante em lesões neurológicas, não apenas para diagnosticar a espasticidade, mas também para elaborar o plano de tratamento e avaliar os efeitos terapêuticos.

A definição de espasticidade, protocolos de avaliação e instrumentos de medida são importantes para distinguir a espasticidade de outras disfunções musculares. A definição de espasticidade foi descrita por Lance (1980) como uma desordem motora caracterizada por um aumento dependente da velocidade do reflexo de estiramento tônico (tônus muscular) com exacerbação dos reflexos tendíneos, resultantes da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento, como um componente da síndrome do neurônio motor superior. Nos membros superiores, a espasticidade é predominante nos músculos flexores, gerando alterações funcionais no braço e mão, dificultando as atividades de vida diária, principalmente as que envolvem movimentos de alcance e preensão. O tratamento da espasticidade é individualizado, tem como meta o decréscimo do tônus e inclui medicamentos orais, bloqueios químicos (por exemplo, injeção de toxina botulínica), cirurgia e agentes físicos (por exemplo, laser, ultrassom e estimulação elétrica) associados a exercícios terapêuticos (SPOSITO; ALBERTINI, 2010).

Van Den Noort, Scholtes e Harlaar (2009) avaliaram a espasticidade em crianças com paralisia cerebral através do estiramento muscular passivo de membros inferiores, usando goniômetro e sensor inercial para registrar a medida angular. Foi constatado que o goniômetro, por propiciar medida estática, é impreciso e sem acurácia, devido ao reposicionamento articular após o teste de estiramento. Por outro lado, o sensor inercial mostrou precisão, por permitir medidas dinâmicas. Paulis et al. (2011), obteve resultados similares com o teste de estiramento muscular

passivo de membros superiores em hemiplégicos com AVE com o uso do goniômetro e sensor inercial.

Diferentemente do atual estudo com membros superiores de hemiplégicos, houve correlação positiva da amplitude angular obtida com o goniômetro e protótipo do sensor inercial, pois não foi realizada a indução do reflexo de estiramento, ou seja, movimento articular simples foi executado pelos hemiplégicos. Embora a correlação tenha sido positiva entre as técnicas, ela foi classificada como moderada, possivelmente, pelo mesmo motivo encontrado nos estudos de Van Den Noort, Scholtes e Harlaar (2008) e de Paulis et al. (2011), que mostra diferença entre medida estática e dinâmica entre os instrumentos de medida.

No estudo de Caldas, Rativa e Lima Neto (2014), o sensor inercial e o goniômetro foram utilizados para análise da medida angular de diferentes movimentos da coluna cervical. Para os movimentos de flexão e extensão houve resultados diferentes entre as técnicas, pois o eixo do goniômetro fica na vértebra C7 e, por exemplo, na flexão, foi medido o ângulo da coluna cervical baixa e média, enquanto o sensor fica posicionado na cabeça e registra amplos movimentos, incluindo a porção média e alta da cervical, resultando em maior amplitude de movimento. Entretanto, quando movimentos de rotação da cervical foram realizados com a mesma posição do sensor e do goniômetro sobre a cabeça, os resultados de amplitude angular foram similares.

Embora, os movimentos realizados no atual estudo tenham sido bi-dimensionais (flexão/extensão do cotovelo e punho), uma revisão na literatura mostra que a análise tri-dimensional com o uso de sensores é possível e mostra resultados similares quando comparado ao sistema de câmeras optoeletrônica e marcadores reflexivos, considerado padrão ouro para análise cinemática do movimento (FERRARI et al., 2010; THIES et al., 2007). Ainda é importante ressaltar que o sistema de câmeras apresenta alto custo e somente é realizado em ambiente laboratorial, diferentemente dos sensores inerciais.

Neste contexto, para que os sensores inerciais sejam de fácil uso e manuseio por profissionais, pacientes, cuidadores, atletas e praticantes de atividade física, vários estudos devem ser realizados para levantar mais informações e elucidar dificuldades e problemas do desenvolvimento, processamento de dados e uso dos sensores inerciais.

Vale ressaltar também que no goniômetro as medidas são estáticas e na IMU as mesmas são dinâmicas.

7.4 Conclusão

O protótipo do sensor desenvolvido é preciso, tem acurácia e mostrou ser eficaz para análise de medidas angulares dinâmicas em membros superiores de hemiplégicos, principalmente naqueles que apresentavam espasticidade e rigidez. Ainda, o sensor não necessita de ambiente laboratorial devido a sua portabilidade e apresenta baixo custo comparado às outras tecnologias para análise biomecânica, o que poderá permitir seu uso na prática clínica, substituindo o goniômetro. Entretanto, deve-se evitar ou diminuir a possibilidade de ocorrência de erro e favorecer o monitoramento através da implementação do sistema desenvolvido com a utilização de duas placas de aquisição de dados ortogonais para eliminar o efeito do *Gimball Lock*, bem como o uso de um número maior de sensores durante a avaliação biomecânica para obter a referência das coordenadas, além da adoção de uma placa de comunicação com protocolo *Bluetooth*, visando à eliminação do cabo de comunicação serial para facilitar a avaliação dinâmica do movimento.

Portanto, o atual estudo trás avanços para área da bioengenharia, mais especificamente, para o desenvolvimento de instrumentação em biomecânica, contribuindo para ampla introdução dos sensores inerciais na saúde.

7.5 Perspectivas

Existem grandes perspectivas de aperfeiçoamento e uso do sensor inercial. Esta tecnologia poderá ser acoplada em vários pontos no corpo para análise cinemática do movimento, bem como, pode possibilitar alertas sobre queda e desvios posturais, incorporando um sistema de biofeedback, assim, após um valor pré-determinado de ângulo, velocidade e/ou aceleração, o sensor poderá liberar um sinal para que algum equipamento complementar possa ser ativado para emitir alertas sonoros e/ou visuais para correção postural. Também, poderá ser utilizado para controle de malha fechada em próteses, neuropróteses, exoesqueletos ou terapia robótica. Ainda, a assistência técnica do sensor poderá ser feita aqui no Brasil, garantido dessa maneira a facilidade de manutenção e acessibilidade ao fornecedor, além de permitir configurações personalizadas.

REFERÊNCIAS

ALECRIM, E. **Tecnologia bluetooth**: o que é e como funciona. 2008. Disponível em:<<http://www.infowester.com/bluetooth.php>>. Acesso em: 15 mar. 2017.

ALENCAR, C. **Anatomia**: planos e eixos do corpo humano. 2015. Disponível em:<personalplus.wordpress.com/2015/11/03/planos-e-eixos-do-corpo-humano/>. Acesso em: 25 jul. 2017.

ALMEIDA, V.M. **Sensores inerciais**. Disponível em:<<http://www.decom.ufop.br/imobilis/sensores-inerciais/>>. Acesso em: 22 jan. 2018.

AMADIO, A.C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEF/USP, 1996.

ANATOMIA fundamentos, notas e estudo de farmácia. 2013. Disponível em:<docsity.com/pt/anatomia-fundamentos/4884411/>. Acesso em: 17 set. 2017.

ÂNGULOS de Euler. In: WIKIPÉDIA a enciclopédia livre. 2017. Disponível em:<pt.wikipedia.org/wiki/Ângulos_de_Euler>. Acesso em: 28 abr. 2018.

BAGNATO, V.S.; PAOLILLO, F.R. (Org.). **Novos enfoques da fototerapia para condicionamento físico e reabilitação**. São Carlos: Compacta, 2014.

BEWIS PROFESSIONAL INERTIAL ATTITUDE SENSOR MANUFACTURER. Disponível em:<www.bwsensing.com>. Acesso em: 07 ago. 2017

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Ações Programáticas. **Estratégias diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral**. Brasília, 2013.

BRUCKNER, H.P. et al. Mobile and wireless inertial sensor platform for motion capturing in stroke rehabilitation sessions. In: IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ADVANCES IN SENSORS AND INTERFACES, 5., 2013, Bari. **Proceedings...** Piscataway: IEEE, 2013. p.14–19.

CACHO, E.W.A.; MELO, F.R.L.; OLIVEIRA, R. Avaliação da recuperação motora em pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico (FUGI – MEYER). **Revista Neurociências**, v.12, n.2, p.94-102, 2004.

CALDAS, R.R.; RATIVA, D.; LIMA NETO, F.B. Goniometry based on inertial sensors for movement analysis of the cervical spine. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 24., 2014. Uberlândia. **Anais...** Rio de Janeiro: SBEB, 2014.

CARVALHO, M.A. et al. Epidemiologia dos acidentes vasculares encefálicos atendidos por meio do serviço de atendimento móvel de urgência. **Revista de Enfermagem da UFPE on line**, Recife, v.9, n.3, p.1015-1021, mar. 2015. DOI: 10.5205/r euol.7505-65182-1-RV.0903201501.

CLIQUE T JÚNIOR, A. et al. Avanços tecnológicos na prática ortopédica: análises de membros superiores e inferiores. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.12, n.1, p.57-61, Mar. 2004.

COELHO, G. Acelerômetros. 2007. Disponível em:<<http://webinsider.uol.com.br/index.php/2007/11/29/acelerometros>>. Acesso em: 22 jan. 2018.

COMETA SYSTEMS. Disponível em:<www.cometasystems.com>. Acesso em: 21 jan. 2018.

COOPER, R.A. **Rehabilitation engineering applied to mobility and manipulation**. Bristol: Institute of Physics, 1995.

DANGELO, J.G.; FATTINI, C.A. **Anatomia humana: sistêmica e segmentar**. 3.ed. São Paulo: Atheneu, 2011.

FERRARI, A. et al. First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.48, n.1, Jan. 2010. DOI: 10.1007/s11517-009-0544-y.

GIANSANTI, D.; MACCIONI, G.; MACELLARI, V. The Development and test of a device for the reconstruction of 3-D position and orientation by means of a kinematic sensor assembly with rate gyroscopes and accelerometers. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.52, n.7, p.1271-1277, July 2005.

GIMBAL Lock. In: WIKIPÉDIA: a enciclopédia livre. Disponível em:<https://pt.wikipedia.org/wiki/Gimbal_lock>. Acesso em: 22 jan. 2018.

GONIÔMETRO grande. Disponível em:<carcioficial.com.br/goniometro-grande/>. Acesso em: 13 maio 2018

HEMINGWAY, E.G.; O'REILLY, O.M. Perspectives on euler angle singularities, gimbal lock, and the orthogonality of applied forces and applied moments. **Multibody System Dynamics**, v.44, n.1, p.31-56, Sept. 2018. DOI: 10.1007/s11044-018-9620-0.

HIGASHI, Y. et al. Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.27, n.4, p.38-46, July/Aug. 2008.

HUBBLE space telescope in space. In: WIKIMEDIA Commons. 1997. Disponível em:<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hubble_01.jpg>. Acesso em: 15 fev. 2019.

JIA, Y.-B. **Rotation in the space**. 2017. Disponível em:<https://pdfs.semanticscholar.org/7fab/d7a887cea2f3239fdeb4ec597fa82db323b4.pdf?_ga=2.37410976.1477616292.1569960266-860029054.1567446867>. Acesso em: 23 jun. 2018.

KAMINSKI, P.C. **Mecânica geral para engenheiros**. São Paulo: Edgard Blucher, 2000.

KELLY, D. et al. The E-motion system: motion capture and movement-based biofeedback game. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER GAMES: al, animation, mobile, educational and serious games, 9., 2006, Dublin. **Proceedings...** Dublin: Dublin Institute of Technology, 2006.

KIN, P. **Rigid body dynamics for beginners**: euler angles & quaternions. Scotts Valley: Createspace, 2013.

LANCE, J.W. Symposium synopsis. In: FELDMAN, R.G.; YOUNG, R.R.; KOELLA, W.P. (Ed.). **Spasticity**: disordered motor control. Chicago: Year Book, 1980. p.485-495.

LEBEL, K. et al. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: comparative assessment of accuracy under controlled conditions - effect of velocity. **PLoS One**, v.8, n.11, 2013. DOI: 10.1371/journal.pone.0079945.

LUINGE, H.J. **Inertial sensing of human movement**. Enschede: Twente University Press, 2002.

MATHEMATIKÓS: para todos aqueles que desejam aprender. Disponível em:<http://mathematikos.mat.ufrgs.br/im/mat01041061/mat01041011/tabela_turma/cris/robotica/text_rob.html>. Acesso em: 10 maio 2018.

MATHWORKS®. Disponível em:<mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/61958-geodetic-coordinates>. Acesso em: 1 mar. 2018.

MEDVED, V. **Measurement of human locomotion**. Boca Raton: CRC Press, 2000.

MT SOFTWARE DEVELOPMENT KIT DOCUMENTATION. **Document MT0200P**. Disponível em:<<http://www.xsens.com/index.php?mainmenu=support&submenu=downloads>>. Acesso em: 14 ago 2019

MUKAKA, M.M. A Guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. **Malawi Medical Journal**, v.24, n.3, p.69-71, 2012.

NEUROCIÊNCIAS EM BENEFÍCIO DA EDUCAÇÃO: diferentes olhares que se complementam. **Acidente vascular cerebral – AVC**. 2012. Disponível em:<neuropsicopedagogianasaladeaula.blogspot.com/2012/10/acidente-vascular-cerebral-avc.html>. Acesso em: 27 out. 2017.

NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P.K. **Articulações**: estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente. 2.ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

PAULIS; W.D. et al. Excellent test-retest and inter-rater reliability for tardieu scale measurements with inertial sensors in elbow flexors of stroke patients. **Gait & Posture**, v.33, n.2, p.185-189, Feb. 2011.
DOI: <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.094>.

PERCEPTION neuron inertial motion capture vs optical macap systems and the first production motion capture session experience. 2017. Disponível em:<cgicoffee.com/blog/2017/04/first-production-motion-capture-session-report>. Acesso em: 19 nov. 2018.

PEREIRA, S.P. **Análise e identificação do sinal de aceleração num pé**. 2012. 131 p. Dissertação (Mestrado) - Instituto Superior de Engenharia do Porto, Porto, 2012. p.440-479.

PERRY, G.T.; BECKER, A.; MARINS, G. Design de wearables para uso esportivo: sensores inerciais aplicados à natação em piscinas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN, 12., 2016, Belo Horizonte. **Anais...** São Paulo: Blucher, 2016. DOI: 10.5151/despro-ped2016-0341.

RANDALL, K. Gyro and accelerometer panel: 50 years of service to the inertial community. **IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine**, v.28, n.7, p.23-29, 2013.

ROETENBERG, D.; BATEN, C.T.M.; VELTINK, P.H. Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.15, n.3, p.469-471, 2006.

ROETENBERG, D.; LUINGE, H.; SLYCKE, P. Xsens MVN: full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. In: XSENS technologies. 2013. Disponível em:<<https://www.researchgate.net/publication/239920367>>. Acesso em: 05 jan. 2018.

ROTAÇÃO (matemática). In: In: WIKIPÉDIA: a enciclopédia livre. Disponível em:<84 [https://pt.wikipedia.org/wiki/Rotação_\(matemática\)](https://pt.wikipedia.org/wiki/Rotação_(matemática))>. Acesso em: 22 jan. 2018.

SHOEMAKE, K. Animating rotation with quaternion curves. In: ANNUAL CONFERENCE ON COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES, 12., 1985, New York. **Proceedings...** New York: ACM, 1985. p.245–254.

SILVA, J.F. **Força magnética – carga em movimento – regra da mão esquerda e força de Lorentz**. 2013. Disponível em:<<https://educacao.uol.com.br/disciplinas/fisica/forca-magnetica---carga-em-movimento-regra-da-mao-esquerda-e-forca-de-lorentz.htm?mobile#targetText=Regra%20da%20m%C3%A3o%20esquerda%20e,ta mb%C3%A9m%2C%20ao%20pr%C3%B3prio%20campo%20magn%C3%A9tico>>. Acesso em: 13 maio 2019.

SISTEMA de navegação inercial. In: WIKIPÉDIA: a enciclopédia livre. Disponível em:<https://pt.wikipedia.org/wiki/Sistemas_de_navegação_inercial>. Acesso em: 22 jan. 2018.

SPOSITO, M.M.M.; ALBERTINI, S.B. Tratamento farmacológico da espasticidade na paralisia cerebral. **Acta Fisiátrica**, v.17, n.2, p.62-67, jun. 2010.

TANCREDO, J.R. et al. Análise clínica da espasticidade em indivíduos com lesão medular. **Acta Ortopédica Brasileira** [online], v.21, n.6, p.310-314, 2013. Disponível em:<<http://www.scielo.br/aob>>. Acesso em: 10 fev. 2018

TECHNAID. Disponível em:<www.technaid.com>. Acesso em: 31 out. 2018

TEIXEIRA, I.N.D.O. O Envelhecimento cortical e a reorganização neural após o acidente vascular encefálico (AVE): implicações para a reabilitação. **Ciência & Saúde Coletiva**, v.13, Supl. 2, p.2171-2178, Dec. 2008.

THIES, S.B. et al. Comparison of linear accelerations from three measurement systems during "reach & grasp". **Medical Engineering & Physical**, v.29, n.9, p.967-972, Nov. 2007.

TORRES, H.L.F. **Sensores inerciais – parte 1**. 2014. Disponível em:<<https://www.embarcados.com.br/sensores-inerciais-parte-1/>>. Acesso em: 22 jan. 2018.

TORRES, H.L.F. **Sensores inerciais – parte 2**. 2015. Disponível em:<<https://www.embarcados.com.br/sensores-inerciais-parte-2/>>. Acesso em: 22 jan. 2018.

VAN DEN NOORT, J.C.; SCHOLTES, V.A.; HARLAAR, J. Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors. **Gait & Posture**, v.30, n.2, p.138-143, Aug. 2009. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.011.

WEISSTEIN, E.W. Euler angles. In: MATHWORLD--a wolfram web resource. Disponível em:<<http://mathworld.wolfram.com/EulerAngles.html>>. Acesso em: 22 jan. 2018.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2nded. New York: Wiley Interscience, 1990.

ZHENG, H. SMART project: application of emerging information and communication technology to home-based rehabilitation for stroke patients. **International Journal on Disability and Human Development**, v.5, n.3, p.271-276, 2011. DOI: 10.1515/IJDHD.2006.5.3.271.

APÊNDICE A

**Exemplos de dados brutos para
análise bidimensional dos
movimentos de punho e cotovelo**

Exemplos de dados brutos para análise bidimensional dos movimentos de punho e cotovelo

Os dados brutos do sensor para análise da ADM do punho são exemplificados nas Figuras 33, 34 e 35. Enquanto, os dados brutos do sensor para análise da ADM do cotovelo são exemplificados nas Figuras 36, 37 e 38.

Figura 1: Medida angular do movimento de flexão e extensão do punho do membro parético (a) e não parético (b) de pacientes hemiplégicos com maior acometimento.

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

Figura 2: Medida angular do movimento de flexão e extensão do punho do membro parético (a) e não parético (b) de pacientes hemiplégicos com menor acometimento.

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

(b)

Figura 3: Medida angular do movimento de flexão e extensão do punho do membro dominante do voluntário saudável.

Fonte: Próprio autor

Figura 4: Medida Angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo do membro parético (a) e não parético (b) de pacientes com maior acometimento.

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

Figura 5: Medida angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo do membro parético (a) e não parético (b) de pacientes com menor acometimento.

(a)

(b)

Fonte: Próprio autor

Figura 6: Análise cinemática do movimento de flexão e extensão do cotovelo do membro dominante do voluntário saudável.

Fonte: Próprio autor

ANEXO A

COMITÊ DE ÉTICA

UFSCAR - UNIVERSIDADE
FEDERAL DE SÃO CARLOS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: TECNOLOGIA ASSISTIVA PARA MONITORAMENTO E REABILITAÇÃO DE PESSOAS COM DISFUNÇÃO FÍSICA

Pesquisador: Fernanda Rossi Paolillo

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 51955515.1.0000.5504

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE DE SAO PAULO

Patrocinador Principal: FUNDACAO DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DE SAO PAULO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.610.904

Apresentação do Projeto:

Ficar em pé e andar, alcançar e manipular objetos de interesse nem sempre são realizados por pessoas com disfunção física. Entretanto, o monitoramento biomecânico e fisiológico é fundamental para diagnóstico clínico, prescrição e controle de exercícios terapêuticos e do processo de tratamento. O objetivo deste projeto consiste em investigar os efeitos do processo de reabilitação com dispositivos para monitoramento biomecânico e fisiológico. Será desenvolvido um estudo clínico randomizado e controlado.

Quarenta voluntários serão divididos em 2 grupos: GR (Grupo Reabilitação): realizará o treinamento da marcha na esteira ergométrica com dispositivo mecânico de suspensão corpórea e realização de exercícios terapêuticos de membros superiores (n=20) e; GC (Grupo controle): não realizará nenhum procedimento de reabilitação (n=20). O tratamento será realizado durante 3 meses e 2 vezes por semana. Serão realizadas

medidas biomecânicas e fisiológicas, além da avaliação da composição corporal, funcionalidade, bem estar e qualidade de vida antes e após 3 meses de tratamento. Para análise estatística serão realizadas ANOVA Two-Way e ANOVA One-Way com post-hoc de Tukey para avaliação intragrupo e intergrupo, respectivamente. Os resultados esperados consistem no aumento da aceleração,

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UFSCAR - UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Continuação do Parecer: 1.610.904

força e capacidade cardiovascular e respiratória que conduzem para maior funcionalidade, bem estar e qualidade de vida.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo deste projeto consiste em investigar os efeitos da reabilitação de membros superiores e inferiores com dispositivos para monitoramento biomecânico e fisiológico.

Objetivo Secundário:

- Investigar a aceleração e força de membros superiores e inferiores.
- Investigar parâmetros cardiovasculares respiratório, como frequência cardíaca (FC), Pressão Arterial (Pa), Saturação de Oxigênio (SpO2) e Frequência Respiratória (FR).
- Investigar a composição corporal.
- Investigar a funcionalidade, bem estar e qualidade de vida.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

São apresentados e os benefícios suplantam os riscos. Os pesquisadores esclarecem quais as medidas que serão adotadas frente aos participantes no caso de intercorrências médicas que podem advir dos procedimentos do estudo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de estudo com objetivos de grande relevância e interesse para área de Saúde, além de bem fundamentado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Estão todos adequados. TCLE atende as principais normativas previstas pela Resolução 466/12.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Município: SÃO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br

**UFSCAR - UNIVERSIDADE
FEDERAL DE SÃO CARLOS**

Continuação do Parecer: 1.610.904

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_626623.pdf	19/05/2016 10:51:44		Aceito
Outros	Paolillo_Carta_Resposta_2016_TecAss.doc	19/05/2016 10:50:30	Fernanda Rossi Paolillo	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	FER_TCLE2_REAB.docx	03/04/2016 22:45:54	Fernanda Rossi Paolillo	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	FER_PROJETO2_REAB.docx	03/04/2016 22:45:10	Fernanda Rossi Paolillo	Aceito
Folha de Rosto	FER_Paolillo_FolhodeRosto_REAB.pdf	20/11/2015 17:21:38	Fernanda Rossi Paolillo	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO CARLOS, 28 de Junho de 2016

**Assinado por:
Ricardo Carneiro Borra
(Coordenador)**

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235
Bairro: JARDIM GUANABARA
UF: SP **Município:** SAO CARLOS
Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br