



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA BIOMÉDICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



**PROTOCOLO 3D PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE
DÉFICITS PROPRIOCEPTIVOS**

Mestranda: Camila Roza Gonçalves

Orientador: Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD

Uberlândia – Minas Gerais

2018

CAMILA ROZA GONÇALVES

**PROTOCOLO 3D PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE
DÉFICITS PROPRIOCEPTIVOS**

Dissertação apresentada à Universidade
Federal de Uberlândia como parte dos requisitos
para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Processamento da
Informação

Linha de Pesquisa: Engenharia Biomédica

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD
Orientador

Prof. Edgar Afonso Lamounier Júnior, PhD
Coordenador do Curso de Pós-Graduação

Uberlândia – Minas Gerais

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

G635p
2018 Gonçalves, Camila Roza, 1989-
 Protocolo 3D para avaliação quantitativa de déficits proprioceptivos
 [recurso eletrônico] / Camila Roza Gonçalves. - 2018.

 Orientador: Alcimar Barbosa Soares.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
 Modo de acesso: Internet.
 Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.1226>
 Inclui bibliografia.
 Inclui ilustrações.

 1. Engenharia biomédica. 2. Propriocepção. 3. Acidentes vasculares
 cerebrais. I. Soares, Alcimar Barbosa, 1965- (Orient.) II. Universidade
 Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
 Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262

CAMILA ROZA GONÇALVES

**PROTOCOLO 3D PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE
DÉFICITS PROPRIOCEPTIVOS**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como requisito final para a obtenção do título de Mestre em Ciências. Aprovada em 25 / 09 / 2018.

Banca Examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD – Orientador (UFU)

Prof. Valdeci Carlos Dionísio (UFU)

Profa. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes (UFTM)

**Á Deus e a Nossa Senhora Aparecida,
A minha família, meus Pais Maria Jacinta e Gaspar,
Meus Padrinhos Álvaro e Beth e meu esposo Gabriel.**

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço a Deus e a Nossa Senhora Aparecida, por sempre estar fortalecendo e guiando frente às dificuldades enfrentadas ao longo deste percurso, além da possibilidade de concluir mais uma etapa tão importante da minha vida. Obrigado Senhor por me conduzir sempre!

Dedico este tempo de intenso estudo e trabalho aos meus pais Reginaldo Brito Gonçalves (in memoriam) e Maria Jacinta Roza Rodrigues, o meu eterno reconhecimento por toda educação dada, por todo carinho e dedicação. A minha mãe, por compreender minhas ausências e momentos de reclusão. Muito obrigado por estar sempre me estendendo a mão, apoiando com palavras amigas e fazendo com que os momentos de angústias fossem reduzidos. Mulher de grande admiração e respeito. Obrigado pelas longas e divertidas conversas. Tenho muito orgulho em ser sua filha! Obrigado pelo amor incondicional!

Ao meu "pai de coração" Gaspar Ezequiel Rodrigues pelas palavras de carinho e incentivo a cada obstáculo ultrapassado. Saiba que o seu incentivo me traz determinação e que suas palavras sempre me lembrando da oportunidade de viver a experiência da melhor forma possível fez com que meus estudos fossem ainda mais intensos e proveitosos. Deixo a minha eterna gratidão e reconhecimento. MUITO OBRIGADO.

A minha irmã Kátia Roza Gonçalves Ribeiro e meu cunhado Diogo de Sousa Ribeiro, dedico meus dias de lutas e alegrias, obrigado por todo apoio e carinho que sempre tiveram comigo, por me ouvirem e pelas palavras amigas. À minha irmã, por sempre pensar em mim e me ligar com saudades, compartilhar seu dia e sempre se preocupar com minhas viagens toda semana. Obrigado por ser especial para mim, por sempre me dar colo para que eu possa seguir em frente tranquilamente. MUITO OBRIGADO.

Aos meus padrinhos Álvaro Benedito Pereira e Maria Elizabeth Roza Pereira por sempre apoiar e incentivar em cada etapa da minha vida pessoal e profissional e participar ativamente de todos os momentos com toda atenção e carinho. Agradeço eternamente por todas as palavras de aconselhamento e por todo suporte durante toda minha vida e principalmente neste período. Vocês são minha fonte de incentivo e inspiração. E a minha prima e irmã do coração, Bianca. Obrigado pelas conversas de

quinta-feira à noite, por sempre me ouvir e estar ao meu lado fazendo com que minhas noites sempre fossem com muitas risadas e boas conversas! MUITO OBRIGADO.

Ao meu querido sobrinho Marcos Henrique Gonçalves de Souza, muito importante na minha vida. Marquinho você é muito especial e com certeza contribuiu para que esta conquista se realizasse, dando forças para alcançar meus objetivos e sempre ir além. MUITO OBRIGADO.

Aos meus amados Vó Irma e Vô Adelino no qual tenho muito orgulho. Obrigado pela torcida, pelas conversas, e confiança que sempre depositaram em mim, pelos momentos que não estivemos juntos e souberam entender. MUITO OBRIGADO.

Dedico esta jornada de trabalho e tempo de ausências ao meu esposo Gabriel Pádua da Silva por estar presente em todos os momentos, por participar das minhas vitórias e me amparar sempre que necessário. Obrigado por suprir todos os meus dias com amor e carinho e me apoiando na esperança de que dará tudo certo, mesmo com alguns imprevistos inesperados e constantes. Obrigado por me mostrar que posso sempre ir além e alcançar todos os meus objetivos. Nossa frase “um pelo outro sempre” demonstra todo nosso afeto e cumplicidade. MUITO OBRIGADO.

AGRADECIMENTOS AOS PROFESSORES E COLEGAS DE LABORATÓRIO E PESQUISA

Agradeço ao meu orientador Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD, por todo ensinamento durante o desenvolvimento desta pesquisa, pelas conversas e entusiasmo para realização desta pesquisa, principalmente por acreditar em meu trabalho. Serei eternamente grata e orgulhosa por fazer parte desta equipe de pesquisa. Agradeço a oportunidade na participação das reuniões semanais e por adquirir tantos conhecimentos nesta grande área chamada Neurociência. MUITO OBRIGADO.

Agradeço a querida Prof.^a Simone Cecilio Hallak Regalo, PhD, por todas palavras de incentivo para ingresso ao programa de mestrado. Foi uma jornada muito importante da minha vida para vivenciar experiências diferentes neste mundo da ciência. Obrigado professora, por todo carinho e acolhimento de sempre. MUITO OBRIGADO.

Agradeço aos amigos Prof. Dr. Edson Donizetti Verri e Prof. Dr. Evandro Marianetti Fioco por todo auxílio durante a coleta de dados e pela amizade que formamos neste período de convivência. Vocês foram fundamentais para que uma parte desta pesquisa fosse realizada. Eterna Gratidão. MUITO OBRIGADO.

A todos os professores do programa de pós-graduação da Engenharia Biomédica, no qual contribuíram significativamente para o meu crescimento profissional e aprendizado durante as disciplinas ministradas. MUITO OBRIGADO.

Ao secretário de pós-graduação Edson Montes Mundim Filho, uma pessoa espetacular que sempre que possível está nos auxiliando e esclarecendo dúvidas. MUITO OBRIGADO.

A todos os colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica (BIOLAB) que contribuíram de forma direta ou indireta para a realização desta pesquisa: Mariana, Najara, Vinícius, Maristela, Dhainner, Fábio, Mainda, Marila, Ricardo, Daniel, Iraídes e Amanda. Obrigado por compartilharem grandes experiências, por todas as conversas e risadas e por estarem sempre prontos a ajudar. Em especial aos amigos Andrei, Ítalo e Ana Carolina, que estiveram diariamente contribuindo para a concretização desta pesquisa, com a construção do equipamento e auxílio do programa utilizado. Não poderia deixar de agradecer a Roberta, por todo auxílio nas coletas de dados dos pacientes no hospital e nas casas dos pacientes. Por todo carinho e atenção, pelos almoços em Uberaba, e mesmo na correria do dia-a-dia me deu suporte durante este

tempo. Sem estes auxílios com certeza tudo se tornaria mais difícil. Vocês foram fundamentais para obtenção destes resultados. MUITO OBRIGADO.

Agradeço a todos os voluntários desta pesquisa, que colaboraram com muito carinho e atenção. Sem eles esta pesquisa não teria fundamento.

À Fundação de Amparo à Pesquisa FAPEMIG pelo suporte financeiro durante a realização desta pesquisa.

“Determinação, coragem e autoconfiança são fatores decisivos para o sucesso. Não importa quais sejam os obstáculos e as dificuldades. Se estamos possuídos de uma inabalável determinação, conseguiremos superá-los. Independentemente das circunstâncias, devemos ser sempre humildes, recatados e despidos de orgulho.”
(Dalai Lama)

“Aqueles que passam por nós, não vão sós, não nos deixam sós. Deixam um pouco de si e levam um pouco de nós” (Antoine de Saint-Exupéry)

RESUMO

As avaliações de déficits proprioceptivos são realizadas de maneira quali-quantitativa por meio de escalas clínicas e a partir de observações de profissionais da área da saúde, tratando-se de um processo subjetivo que pode não ser sensível o suficiente para acompanhar adequadamente o progresso da terapia ou mesmo permitir diagnósticos mais precisos. O objetivo desta pesquisa foi propor um protocolo para avaliação quantitativa de déficits proprioceptivos baseado em sensores inerciais tridimensionais, além de explorar e caracterizar a natureza dos déficits em sujeitos pós Acidente Vascular Encefálico (AVE) subagudo como estratégia para validação da proposta. Para tanto, foi desenvolvido um sistema de rastreamento tridimensional dos membros superiores capaz de monitorar movimentos articulares com precisão. Para validação do equipamento e definição do protocolo para avaliação de déficits proprioceptivos, foram recrutados 30 sujeitos saudáveis, que foram divididos em 3 grupos, por faixa etária: (G1) 10 sujeitos com idades de 20 a 39 anos, (G2) 10 sujeitos com idades de 40 a 59 anos, e (G3) 10 sujeitos com idades de 60 a 80 anos. Para validação do sistema como ferramenta para avaliação de déficits proprioceptivos, foram recrutados 06 sujeitos acometidos por Acidente Vascular Encefálico isquêmico subagudo (AVEi). Os grupos foram submetidos a avaliações de rastreamento de movimentos dos membros superiores, além da aplicação de escalas de avaliação proprioceptiva: Escala de avaliação de Fugl- Meyer (EFM) e Avaliação Sensorial de *Nottingham* (ASN). Foram avaliados 3 ângulos para a articulação do ombro, e 3 ângulos para articulação do cotovelo de maneira randomizada. Os experimentos consistiram em posicionar as articulações em determinado ângulo e, posteriormente, solicitou-se ao sujeito que posicionasse a articulação correspondente do membro contralateral (no caso dos sujeitos AVEi, o membro afetado) na mesma angulação, com os olhos vendados. Os resultados desta pesquisa demonstram que o equipamento pode aferir adequadamente diferenças de posicionamento articular comuns em casos de déficits proprioceptivos resultantes de lesões no sistema nervoso. O protocolo e o equipamento proposto podem gerar informações quantitativas com maior precisão e maior capacidade de discriminação que os métodos tradicionais baseados em escalas clínicas.

Palavras-chave: Propriocepção; Acidente vascular encefálico subagudo; Sensores Inerciais, Avaliação proprioceptiva.

ABSTRACT

The assessment of proprioceptive deficits is usually based on qualitative clinical scales and observations of clinical personnel. It is a subjective process that may not be sensitive enough to adequately follow the progress of the therapy or even allow more accurate diagnoses. The objective of this research was to propose a protocol for the quantitative evaluation of proprioceptive deficits based on three-dimensional inertial sensors, in addition to exploring and characterizing the nature of the deficits in subjects with subacute stroke as a strategy for validation of the proposal. For this, a three-dimensional upper limb tracking system was developed to monitor joint movements with precision. To validate the equipment and establish the protocol for the evaluation of proprioceptive deficits, 30 healthy subjects were recruited, divided into 3 groups, by age group: (G1) 10 subjects aged 20 to 39, (G2) 10 subjects with ages 40 to 59 years, and (G3) 10 subjects aged 60 to 80 years. To validate the system as a tool for the evaluation of proprioceptive deficits, 06 subjects with subacute Ischemic Stroke (AISi) were recruited. The groups were submitted to assessments of upper limb movements, in addition to the application of proprioceptive evaluation scales: Fugl-Meyer Assessment (FMA) and *Nottingham* Sensory Assessment (NSA). Three angles were evaluated for the shoulder joint, and three angles for the elbow joint. The experiments consisted in positioning the joints at a particular angle and, later, the subject was asked to position the corresponding articulation of the contralateral limb (in the case of AISi volunteers, the affected limb) in the same angle, blindfolded. The results of this research demonstrate that the equipment can adequately measure joint positioning differences, common in cases of proprioceptive deficits resulting from lesions in the nervous system. The protocol and the proposed equipment can generate quantitative information with greater precision and greater capacity of discrimination than the traditional methods based on clinical scales.

Keywords: Proprioception; Subacute Ischemic Stroke; Inertial sensors; Proprioceptive evaluation.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1: Receptores sensoriais do músculo - Órgão Tendinoso de Golgi e Fuso neuromuscular (KENDAL et al., 2000). | 29 |
| Figura 2: Órgão Tendinoso de Golgi com sua inserção entre o músculo e o tendão (LENT, 2010) | 30 |
| Figura 3: Áreas de Brodmann do córtex cerebral. As áreas 1, 2 e 3 constituem o córtex somatossensorial e as áreas 5 e 7 são denominadas áreas de associação somatossensorial (GUYTON & HALL, 2006)..... | 32 |
| Figura 4: A: Giro pós central (área somatossensorial); B: Representação (em azul) do giro pós central, em especial a área 3a de Brodmann, C: Conexões tálamo-corticais e córtico-corticais (LENT, 2004). | 33 |
| Figura 5: Pontuações do item propriocepção para a escala de Fugl-Meyer (Fonte: MAKI et al., 2006). | 39 |
| Figura 6: Pontuações do item propriocepção para avaliação sensorial de Nottingham (Fonte: (LIMA et al., 2010)..... | 40 |
| Figura 7: Elementos base para captura rastreamentos de movimentos do braço. Nesta pesquisa, os sensores são posicionados em ambos os braços para rastreamento bilateral. | 42 |
| Figura 8: Sensores inerciais acoplados aos MMSS para rastreamento dos movimentos tridimensionais. | 43 |
| Figura 9: Software da tela inicial para coleta de dados. | 43 |
| Figura 10: Diagrama de inclusão e exclusão da pesquisa. | 50 |
| Figura 11: Posicionamento dos sensores inerciais. | 54 |
| Figura 12: Tela do software para calibração inicial dos sensores. | 55 |
| Figura 13: Angulações do ombro: 45°, 75° e 90° graus. | 56 |
| Figura 14: Angulações do cotovelo 45°, 90° e 110° graus..... | 56 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| Gráfico 1: Exemplo do gráfico representando a curva da idade versus erro absoluto dos sujeitos saudáveis para a articulação do ombro em 45 graus | 46 |
| Gráfico 2: Exemplo da representação da linha de tendência (em azul) para os sujeitos saudáveis quando se estima a variação de erro normal sobre a diferença de variação em sujeitos pós AVE (pontos coloridos)..... | 47 |
| Gráfico 3: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do ombro em 45 graus..... | 57 |
| Gráfico 4: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE para a articulação do ombro em 45 graus, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos..... | 58 |
| Gráfico 5: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do ombro em 75 graus..... | 60 |
| Gráfico 6: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos..... | 61 |
| Gráfico 7: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do ombro em 90 graus..... | 62 |
| Gráfico 8: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos..... | 63 |
| Gráfico 9: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do cotovelo em 45 graus. | 64 |
| Gráfico 10: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos..... | 65 |
| Gráfico 11: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do cotovelo em 90 graus. | 66 |
| Gráfico 12: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos..... | 67 |

Gráfico 13: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do cotovelo em 110 graus. 68

Gráfico 14: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos. 69

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1: Etapas do processamento de dados..... | 45 |
| Tabela 2: Características dos sujeitos saudáveis. F: feminino; M: masculino; D: destro; C: canhoto..... | 51 |
| Tabela 3: Características dos sujeitos pós AVE. F: feminino; M: masculino; I: isquêmico; H: hemorrágico; D: direito; E: esquerdo..... | 51 |
| Tabela 4: Resultados da aplicação do protocolo para ombro em 45 graus, escalas de Fugl-Meyer e <i>Nottingham</i> | 59 |
| Tabela 5: Resultados da aplicação do protocolo para ombro em 75 graus, escalas de Fugl-Meyer e <i>Nottingham</i> | 61 |
| Tabela 6: Resultados da aplicação do protocolo para ombro em 90 graus, escalas de Fugl-Meyer e <i>Nottingham</i> | 64 |
| Tabela 7: Resultados da aplicação do protocolo para cotovelo em 45 graus, escalas de Fugl-Meyer e <i>Nottingham</i> | 66 |
| Tabela 8: Resultados da aplicação do protocolo para cotovelo em 90 graus, escalas de Fugl-Meyer e <i>Nottingham</i> | 68 |
| Tabela 9: Resultados da aplicação do protocolo para cotovelo em 110 graus, escalas de Fugl-Meyer e <i>Nottingham</i> | 70 |

LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

AVE: Acidente Vascular Encefálico

AVEi: Acidente Vascular Encefálico isqumico

AVD's: Atividades de vida diária

OTG: rgo Tendinoso de Golgi

SNC: Sistema nervoso central

SN: Sistema nervoso

MMSS: Membros Superiores

MSD: Membro superior direito

MSE: Membro superior esquerdo

EFM: Escala de Fugl-Meyer

ASN: Avaliao sensorial de *Nottingham*

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1.INTRODUÇÃO | 20 |
| 1.1 Objetivo geral | 24 |
| 1.2 Objetivos específicos..... | 24 |
| 1.3 Estrutura da dissertação | 25 |
| 2.PROPRIOCEPÇÃO..... | 26 |
| 2.1 Definição | 27 |
| 2.2 Receptores sensoriais musculares | 28 |
| 2.2.1 Fusos Neuromusculares..... | 28 |
| 2.2.2 Órgão Tendinoso de Golgi (OTG) | 29 |
| 2.3 Receptores sensoriais articulares..... | 30 |
| 2.4 Aspectos Gerais do Córtex Somatossensorial | 31 |
| 2.5 Área 3a de Brodmann..... | 33 |
| 2.6 Córtex Parietal Posterior..... | 33 |
| 3.DÉFICITS PROPRIOCEPTIVOS | 35 |
| 3.1 Avaliações proprioceptivas | 37 |
| 3.1.1 Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM)..... | 38 |
| 3.1.2 Avaliação Sensorial de <i>Nottingham</i> (ASN)..... | 39 |
| 4.PROPOSTA DE UM PROTOCOLO PARA AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DE DÉFICITS PROPRIOCEPTIVOS..... | 41 |
| 4.1 Equipamento Proposto | 41 |
| 4.1.2 Instrumentação | 42 |
| 4.1.3 Localização dos sensores inerciais X cálculo das posições articulares..... | 44 |
| 4.1.4 Software para coleta e processamento de dados dos sensores inerciais..... | 44 |
| 4.1.5 Coordenadas definidas: “idade versus erro absoluto” | 46 |
| 4.1.6 Reta de normalidade e inclusão dos sujeitos pós AVE para avaliação relativa dos déficits proprioceptivos..... | 46 |
| 5.VALIDAÇÃO - MÉTODOS E RESULTADOS | 48 |
| 5.1 Caracterização da pesquisa..... | 48 |

| | |
|---|-----------|
| 5.1.1 Critérios de inclusão da amostra | 48 |
| 5.1.2 Critérios de exclusão da amostra | 49 |
| 5.1.3 Sujeitos | 50 |
| 5.1.4 Procedimentos para coleta de dados..... | 52 |
| 5.1.5 Protocolo Experimental | 53 |
| 5.1.6 Análise de Dados | 56 |
| 5.2 Resultados | 57 |
| 6.DISSCUSSÃO | 71 |
| <hr/> | |
| 6.1 Limitações da pesquisa..... | 75 |
| 7.CONCLUSÕES | 76 |
| <hr/> | |
| 7.1 Trabalhos Futuros | 77 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 78 |

Capítulo 1

1.Introdução

Enquanto a literatura apresenta diversos estudos e métodos para avaliação da função sensorial e motora (CONNELL, L A; LINCOLN; RADFORD, 2008; CONNELL, L; TYSON, 2012; DUNCAN; PROPST; NELSON, 1983; OLIVEIRA; CACHO; BORGES, 2006; PADOVANI *et al.*, 2013), existem apenas duas escalas específicas para avaliação da função proprioceptiva, validadas no Brasil: 1) Escala de avaliação de Fugl-Meyer (MAKI *et al.*, 2006), e 2) Avaliação Sensorial de *Nottingham* (LIMA *et al.*, 2010). Estas escalas auxiliam na identificação precoce do comprometimento sensório-motor em doenças cerebrovasculares (CONNELL, LOUISE ANNE, 2007; OLIVEIRA; CACHO; BORGES, 2006; PADOVANI *et al.*, 2013; TUROLLA *et al.*, 2013), além de serem escalas rápidas e de fácil aplicação, não requerem instrumentações técnicas (AKI *et al.*, 2006; FAGUNDES *et al.*, 2015; LIMA *et al.*, 2010), no entanto, a grande limitação em utilizar estas escalas é devido aos resultados dependerem da percepção dos examinadores, podendo apresentar viés na aplicação e nos resultados inter-avaliadores. Além disso, para aplicação destas escalas é necessário treinamento prévio à realização do procedimento avaliativo, o que dificulta a obtenção de resultados idênticos inter-avaliadores (HUGHES *et al.*, 2015).

Outras maneiras de se medir propriocepção envolve o uso de técnicas de detecção de posição articular ativa (DUKELOW *et al.*, 2010; HOBBS *et al.*, 2010; WHITNEY; LORD; CLOSE, 2005) e detecção de posição articular passiva (BEVAN *et al.*, 1994; BHANPURI; OKAMURA; BASTIAN, 2012; CUOMO; BIRDZELL; ZUCKERMAN, 2005). Estas são avaliações clínicas comuns, onde os sujeitos são solicitados a discriminar ou detectar a direção do movimento articular. Neste teste, o examinador move um dedo, ou mais articulações proximais do sujeito de forma passiva e solicita que o mesmo localize o polegar com a outra mão (não afetada), com a visão ocluída (LINCOLN *et al.*, 1991). No entanto, estas avaliações possuem baixa confiabilidade, e se baseiam em valores ordinais discretos e limitados (por exemplo, 0 é normal, 3 é anormal) (CAREY, L. M.; OKE; MATYAS, 1996; CONNELL, L; TYSON, 2012; LINCOLN *et al.*, 1991).

Existem outras medidas mais precisas e objetivas para inferir o grau de déficits proprioceptivos quando comparadas aos procedimentos clínicos comuns, como por exemplo, os dispositivos robóticos, que são equipamentos criados com sensores para desenvolver medidas quantitativas semiautomáticas durante a terapêutica (BALASUBRAMANIAN *et al.*, 2012; HUANG; KRAKAUER, 2009; KITAGO *et al.*, 2015). Dukelow e colaboradores (2010) avaliaram o sentido da propriocepção do membro superior de 45 sujeitos pós acidente vascular encefálico (AVE), comparado a 65 sujeitos saudáveis, pareados por idade, utilizando um exoesqueleto. Esses autores observaram que houve maior variabilidade de erros em sujeitos com lesão à esquerda, e em relação à técnica de avaliação robótica, houve boa confiabilidade inter-avaliadores, demonstrando meios quantitativos confiáveis para avaliação de déficits proprioceptivos. Fuentes e Bastian (2010) avaliou oito adultos, destros e saudáveis para medir os padrões de exatidão do sentido da posição com um braço robótico. Os sujeitos sentaram-se em uma cadeira com o braço direito no exoesqueleto e observavam um ponto projetado sobre a articulação do cotovelo e uma linha sobre o braço, o braço robótico movia o braço direito do sujeito para uma trajetória determinada, e na mão esquerda havia um *joystick* para mover o ponto até que percebesse que ele estava posicionado sobre o ponto de interesse. Os achados deste estudo sugeriram que, à medida em que as articulações se estiram, os receptores articulares podem estar influenciando na percepção do ângulo articular, e ainda assim, os padrões de estiramento da pele afetam a percepção de informações sensoriais (COLLINS, 2005).

Entretanto, estas medidas robóticas possuem algumas desvantagem porque requerem equipamentos de custos elevados, com restrições aos ambientes de laboratórios acadêmicos, necessidade de treinamentos específicos para o manuseio do maquinário e dificuldade de acesso para transporte (FARIA-FORTINI; MICHAELSEN; CASSIANO, 2011; FINDLATER; DUKELOW, 2016; SULLIVAN *et al.*, 2008).

Clinicamente há diversas patologias que podem apresentar déficits proprioceptivos, como: acidente vascular encefálico (TYSON *et al.*, 2008), doença de Parkinson (ABBRUZZESE; BERARDELLI, 2003), neuropatia periférica (RICHARDSON, 2002), influenciando também no processo de reabilitação nas áreas esportivas (FU; HUI-CHAN, 2007).

Cerca de 60% dos sujeitos acometidos por AVE possuem déficits proprioceptivos (WINWARD; HALLIGAN; WADE, 2002), e há evidências de que estes déficits proprioceptivos logo pós o AVE se correlacionam com a recuperação motora do

membro afetado (AU-YEUNG; HUI-CHAN, 2009; KUSOFFSKY; WADELL; NILSSON, 1982), ou uma recuperação fraca da função motora (MORRIS *et al.*, 2013; TYSON *et al.*, 2008).

O AVE é definido pela Organização Mundial de Saúde como uma síndrome clínica de rápido desenvolvimento de sinais e distúrbios focais ou globais da função cerebral de origem vascular, com sintomas que podem persistir por um período superior a 24 horas, ou levando à morte, com prováveis distúrbios da circulação sanguínea (WHO, 2006).

De acordo com o Ministério da Saúde, o AVE é uma das patologias cerebrovasculares de maior prevalência e uma das principais causas de morte no mundo, precedidas apenas para as doenças cardiovasculares e neoplásicas (MEYER *et al.*, 2014), sendo no Brasil a primeira causa de morte (SCALHA *et al.*, 2011). Além disto, esta patologia é a primeira causa de incapacidade física, afetando grande número de sujeitos com sequelas neurológicas (PONTES-NETO *et al.*, 2008). A cada ano ocorre em torno de 250 mil novos casos, sendo que 10% correspondem aos números de óbitos, 32,6% com causas vasculares e 40% das aposentadorias extemporânea no país (“Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares. Acidente Vascular Cerebral”, 2016). Os principais sinais do AVE são: início súbito de perda de força, redução da sensibilidade, dificuldade visual, dificuldade para falar, cefaleia intensa súbita, desequilíbrio e tontura (MORO *et al.*, 2013).

Após a lesão, é preciso saber lidar com as sequelas que foram causadas, e dentre elas se destacam os déficits somatossensoriais, que geram comprometimentos proprioceptivos, ou seja, o sujeito apresenta redução ou ausência do sentido da posição e do movimento de partes do corpo quando está sem o auxílio da visão (FUENTES; BASTIAN, 2010). No entanto, deve-se salientar que a propriocepção é de extrema importância para as atividades de vida diária (AVD's), auxiliando nas habilidades motoras e capacidades de interação com o meio ambiente (FUENTES; BASTIAN, 2010).

A propriocepção é definida como o senso de posição do corpo no espaço, e dos segmentos em relação aos demais, isto é, a percepção da posição e do movimento advindo de informações sensoriais dos Órgãos Tendinosos de Golgi (OTG), dos Fusos musculares (receptores musculares) e dos receptores articulares e cutâneos que enviam respostas aferentes resultantes da execução dos comandos motores (DUKELOW *et al.*, 2010). Este termo é utilizado para descrever todas as aferências neurais advindas dos

músculos, articulações, tendões e tecidos profundos que emitem um impulso neural para diversos níveis do SNC, afim de que as informações sobre as condições estáticas e/ou dinâmicas possam ser investigadas (SOUZA; GONÇALVES; PASTRE, 2006).

Para que estas informações sejam captadas, existem diversos receptores localizados nos músculos esqueléticos, tendões, cápsulas articulares e ligamentos, assim como no tecido subcutâneo (epiderme e derme) e fáscia muscular, e estes são responsáveis pelas informações proprioceptivas (KING; KARDUNA, 2014; RIEMANN; LEPHART, 2002), gerando impulsos nervosos denominados conscientes e inconscientes. Os impulsos nervosos conscientes alcançam o córtex cerebral e são responsáveis pelas sensações de movimento e posição articular, como por exemplo: atividade muscular, movimento articular, noção espacial, entre outros. Por outro lado, os impulsos nervosos inconscientes atuam para que o SNC regule a atividade muscular através do reflexo miotático e dos diversos centros envolvidos na atividade motora, como por exemplo, o cerebelo (MACHADO, 2003).

Após uma lesão encefálica, o hemicorpo é atingido, restringindo o sujeito a realizar diversas AVD's, como o posicionamento e a orientação dos membros no espaço para integração com o meio ambiente, o envolvimento de diversas tarefas que necessitam reprodução de diferentes configurações articulares com regulações temporais e sequenciais de movimentos (SCALHA, 2013). Torna-se evidente que os braços e as mãos atuam em atividades de alcance e manipulações e, desta forma possibilita-nos exercer interação com pessoas, objetos e integração com o meio ambiente (WILLIAMS *et al.*, 2006).

Identificar o sentido da posição do membro é extremamente importante. Por exemplo, para realizarmos tarefas motoras é necessário a compreensão da posição do membro no espaço e sem essa noção proprioceptiva não seria possível a realização de atividades cotidianas como por exemplo o alcance de um copo para tomar água. Para que esta tarefa ocorra, necessita-se da localização da mão no espaço e da integridade do sistema sensório-motor para ocorrer o movimento de “agarre”, e assim posteriormente a realização do movimento de levar o copo até a boca. Desta forma, o sentido da posição indica a percepção da posição de um determinado segmento do corpo, que é prejudicado em aproximadamente um terço ou metade da população atingida por AVE (DUKELOW *et al.*, 2010; FINDLATER; DUKELOW, 2016).

Percebe-se que esforços para quantificar a propriocepção têm se concentrado em medidas clínicas subjetivas ou em medidas mais objetivas por meio de comandos

neurofisiológicos e biomecânicos. Diante desta realidade e da importância do sistema proprioceptivo para a realização de tarefas e funções de vida diária, o assunto abordado nesta pesquisa, sendo a implementação de um protocolo de medida avaliativa adequada para aferir déficits proprioceptivos é absolutamente justificada, a fim de auxiliar o terapeuta a definir estratégias para a reabilitação destes sujeitos pós AVE.

Uma maneira alternativa de avaliar quantitativamente a propriocepção, em concordância com a definição de Lent (2004) e no sentido de contribuir com melhoras avaliativas, propomos um novo protocolo de avaliação proprioceptiva baseado em um sistema de sensores inerciais tridimensionais, desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica (BIOLAB) da Universidade Federal de Uberlândia, com objetivo de encontrar resultados quantificáveis para avaliar a normalidade de déficits proprioceptivos em sujeitos saudáveis e comparar aos erros proprioceptivos de sujeitos pós AVE subagudo.

1.1 Objetivo geral

- Propor um protocolo de avaliação quantitativa para déficits proprioceptivos baseado em sensores inerciais tridimensionais.

1.2 Objetivos específicos

- Quantificar a tendência de normalidade proprioceptiva;
- Avaliar os desvios de normalidade proprioceptiva em sujeitos pós Acidente vascular encefálico subagudo;
- Correlacionar erros e variações entre as escalas quali-quantitativas utilizadas normalmente em clínicas: Escala de Fugl-Meyer (EFM) e Avaliação sensorial de *Nottingham* (ASN), com o método proposto nesta pesquisa.

1.3 Estrutura da dissertação

Após a introdução e definição dos objetivos principais e específicos desta pesquisa, descritos neste capítulo, a presente dissertação se encontra estruturada da seguinte forma:

A pesquisa investiga a melhor forma quantitativa para ser realizada em relação às escalas proprioceptivas encontradas na literatura e desta forma, o próximo capítulo (Capítulo 2) fornece uma leitura sobre a propriocepção, incluindo suas definições e localizações cerebrais responsáveis pelos aspectos proprioceptivos.

No capítulo 3 são abordados os déficits proprioceptivos, o que pode causar estes déficits e quais são as sequelas encontradas após lesões cerebrovasculares, além das escalas de medidas clínicas comumente utilizadas, suas classificações/ escores que estas podem oferecer.

Posteriormente, o capítulo 4 apresenta uma proposta de protocolo para avaliação quantitativa de déficits proprioceptivos, englobando a instrumentação e técnicas utilizadas para o processamento dos dados utilizados nesta pesquisa.

O capítulo 5 está focado na validação do protocolo e apresenta os métodos de avaliação e os resultados de sua aplicação.

Na sequência, durante o capítulo 6 foram descritos toda a discussão da pesquisa, assim como suas limitações.

Para finalizar a pesquisa, o capítulo 7 apresenta as conclusões obtidas e trabalhos futuros a serem desenvolvidos.

Capítulo 2

2. Propriocepção

Nas últimas décadas vem ocorrendo grandes mudanças nas pesquisas em relação ao controle do movimento humano devido à maior compreensão dos processos envolvendo o fluxo de informações sensoriais pelo cérebro, em especial, sobre os processos de integração sensório-motora e propriocepção (HAN, J. *et al.*, 2015).

Os receptores sensoriais são importantes para nos manter em contato com o meio externo. Eles transmitem estímulos e impulsos nervosos que chegam até o SNC. Estes receptores sensoriais possuem três submodalidades: interocepção, exterocepção e propriocepção (SCALHA, 2013).

A interocepção (ou interoceptores) são os estímulos advindos de órgãos internos, como vísceras e vasos sanguíneos, dando origem aos diversos tipos de sensações viscerais como fome, dor visceral e sede. Em contrapartida, o sistema exteroceptivo, localizado na superfície externa do corpo se responsabiliza pela sensibilidade de estímulos externos, como por exemplo a sensibilidade cutânea, e esta informação sensorial inclui tato, paladar, visão, audição, olfato, temperatura, luz e som (ECKMAN LL., 2008; MACHADO, 2003).

Embora este termo não seja ideal devido a utilizarmos todos os sentidos (visão, tato, audição) para perceber as posições executadas pelo nosso corpo, é útil por reunir os receptores articulares e musculares em associação com o SNC e córtex cerebral (HAN, J. *et al.*, 2015).

Estas informações sensoriais são componentes do sistema motor, o que fornece um feedback para que ocorra uma monitorização durante a realização de determinada atividade. Há diversas formas utilizadas para monitorar movimentos, como: sistema vestibular, sistema visual, proprioceptores musculares, tendinosos e articulares, receptores de tato entre outros. (TORRIANI *et al.*, 2008).

2.1 Definição

O termo “propriocepção” é frequentemente utilizado por profissionais da área de saúde, e em relação à sua definição, há diversos conceitos (HAN, J. *et al.*, 2015).

A anatomia básica para identificação da conexão entre o cérebro e os membros foi descrita pela primeira vez em 1826 por um fisiologista escocês chamado Charles Bell, que escreveu: “entre o cérebro e os músculos existe um círculo de nervos; um nervo (raízes ventrais) transmite a influência do cérebro para o músculo, outro (raízes dorsais) dá a sensação da condição do músculo para o cérebro”.

Após sessenta anos, o anatomista e patologista inglês Henry Bastian descreveu o termo “cinestesia”, que se deriva de duas palavras gregas “Kinein” (movimento) e “aisthesis” (sensação): “Refiro-me ao corpo de sensação que resulta de movimento, ou é diretamente ocasionado por movimentos [...] cinestesia. Por meio desse complexo de impressão sensorial, nos familiarizamos com a posição e os movimentos de nossos membros [...] por meio dele o cérebro também deriva muita orientação inconsciente no desempenho do movimento em geral”.

Em 1906 o Fisiologista inglês Charles Sherrington definiu propriocepção como a “percepção do próprio corpo” através de estímulos neurais oriundos de estímulos externos (exterocepção), e estímulos internos advindos das vísceras (interocepção), juntamente com os receptores situados nos músculos e articulações e suas conexões com o SNC até o córtex cerebral (SHERRINGTON, 1908).

Clinicamente, a propriocepção pode ser definida como a capacidade de identificar a posição e o movimento corporal em um espaço tridimensional, como sendo o sentido da posição espacial, e cinestesia como a consciência do movimento corporal, permitindo o reconhecimento de movimento (LI; WU, 2014).

Consciência e capacidade são extremamente essenciais para o controle muscular otimizado, a coordenação e estabilidade são importantes para o planejamento do movimento e para a realização de atividades de vida diária (LI; WU, 2014). Entretanto, estas considerações são simplificadas e deixam de abordar assuntos neurofisiológicos do fenômeno.

Os proprioceptores estão localizados profundamente nas articulações e nos músculos, gerando impulsos nervosos conscientes e inconscientes (BOSCO; POPPELE, 2001; O’SULLIVAN S, 2010). Os impulsos nervosos conscientes chegam até o córtex

cerebral e são responsáveis pelas sensações de posição e movimento. Enquanto que os impulsos nervosos inconscientes controlam o reflexo miotático e função muscular por meio do SNC por meio de centros envolvidos na atividade motora, como o cerebelo (MACHADO, 2003).

Os receptores proprioceptivos são mecanorreceptores localizados no interior dos músculos, tendões e cápsulas articulares. Desta forma, admite-se que a capacidade de perceber a posição e o movimento (propriocepção consciente), dependem essencialmente de informações advindas do SN por meio dos fusos neuromusculares e órgãos tendinosos de Golgi, e os receptores das articulações e da pele também possuem um papel importante nesta função (LEE *et al.*, 2003).

2.2 Receptores sensoriais musculares

Os músculos necessitam de receptores sensoriais especializados para uma retroalimentação contínua ao SNC sobre seu estado funcional. Há dois tipos de sensores musculares: 1. Fusos neuromusculares e 2. Órgão Tendinoso de Golgi (GUYTON, A.C.; HALL, 2017; KIPER *et al.*, 2016).

2.2.1 Fusos Neuromusculares

Os fusos neuromusculares são fibras aferentes especializadas do tipo Ia - mielínicas de grosso calibre e fazem parte de pequenos órgãos denominados fusos musculares, localizados no ventre do músculo, estão dispostos em paralelo em relação as fibras musculares (LENT, 2004).

Apresentam dois tipos de fibras especializadas: as fibras intrafusais, que são inervadas pelos motoneurônios gama e apresentam fibras de pequeno diâmetro; e as fibras extrafusais que são inervadas pelos motoneurônios alfa. Estas fibras são do músculo esquelético propriamente dito, apresentam grande diâmetro e circundam as fibras intrafusais. Desta forma, o fuso neuromuscular é o órgão sensorial dos músculos, sendo constituído por: terminações motoras, terminações sensoriais e fibras musculares.

Há dois tipos de fibras musculares deste órgão sensorial: a fibra aferente do tipo Ia, sensíveis à velocidade da contração e do comprimento muscular, e fibras aferentes do tipo II, sensíveis ao comprimento muscular. As fibras eferentes gama fazem os

ajustes da percepção do fuso muscular durante as alterações de comprimento do músculo (AIRES, 2008; LUNDY-EKMAN, 2002; PROSKE, 2005).

Como dito anteriormente, e observando a localização e a função do fuso muscular na (Figura 1), nota-se que este é um receptor de percepção de posicionamento dos diversos segmentos corporais utilizado pelo SNC (KANDEL, ERIC R; SCHWARTZ, JAMES H; JESSELL, 2003).

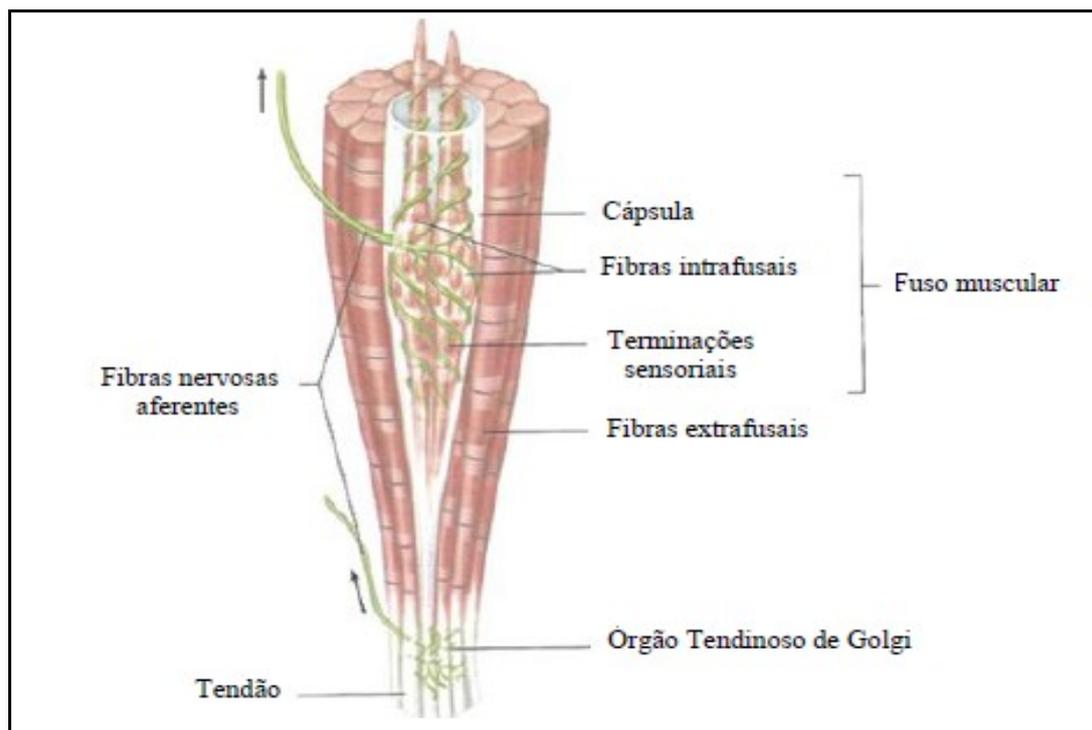


Figura 1: Receptores sensoriais do músculo - Órgão Tendinoso de Golgi e Fuso neuromuscular (KENDAL et al., 2000).

2.2.2 Órgão Tendinoso de Golgi (OTG)

Os receptores tendinosos são fibras aferentes do tipo Ib, também mielínicos, porém com diâmetro menor (LENT, 2004). Estão localizados na junção entre o músculo e seu respectivo tendão. São estruturas encapsuladas delgadas e inervadas por apenas um axônio sensorial do tipo Ib, e após adentrar-se nesta região encapsulada perde a bainha de mielina e apresenta várias ramificações que se entrelaçam com algumas pequenas e finas fibras de colágeno. No momento em que o OTG é estirado, ou seja, quando há contração muscular, os feixes de colágeno são alongados, gerando uma compressão das terminações nervosas, fazendo com que ocorra a ativação e o disparo

das mesmas. Estes disparos acontecem mesmo com pequenos estiramentos devido às terminações nervosas estarem entrelaçados com as fibras de colágeno (LENT, 2010).

É importante destacar que as fibras musculares também se encontram associadas a pequenas fibras de colágeno do OTG, e desta forma, quando ocorre contração das fibras musculares, os OTG's ficam ativos para informar as variações de tensão muscular (LENT, 2004). Deste modo, eles informam o SNC sobre a tensão, velocidade e variação do músculo (AIRES, 2008; KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, 1997).

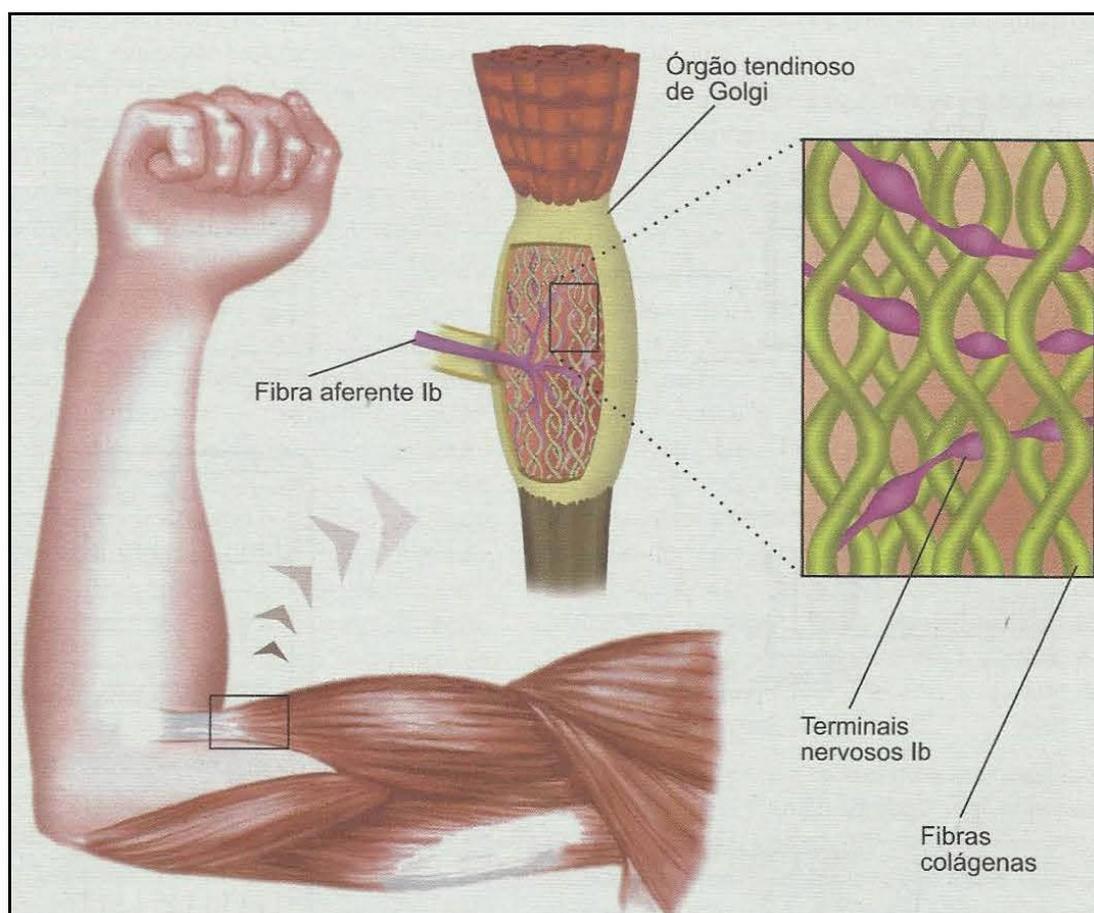


Figura 2: Órgão Tendinoso de Golgi com sua inserção entre o músculo e o tendão (LENT, 2010)

2.3 Receptores sensoriais articulares

A maioria dos receptores sensoriais são formados a partir de mecanorreceptores. Grande parte deles possuem o neurônio primário com seu corpo celular localizado nos gânglios espinhais (gânglio da raiz dorsal) sendo pseudounipolar do soma, emergindo com prolongamento que dentro do gânglio se bifurca e gera um ramo central e outro periférico (LENT, 2010). O ramo central conduz impulsos em direção a medula espinal, podendo enviar contato sináptico com o neurônio de segunda ordem ou subir até o

tronco encefálico, desta forma trata-se de um axônio. O ramo periférico se prolonga até a pele ou nos tecidos internos do corpo, e termina formando uma extremidade receptora. Estes impulsos caminham pelo ramo a partir da periferia até o corpo neuronal, por este motivo ele é funcionalmente descrito como um dendrito (LENT, 2010). O axônio e o dendrito são contínuos e indiscrimináveis morfológicamente e devido a este fato são identificados como fibras sensoriais, ou fibras aferentes.

As extremidades receptoras de fibras sensoriais são caracterizadas e especializadas de maneira morfofuncional e por isso recebem diferentes denominações. Os receptores articulares são localizados internamente à cápsula articular, denominados: Corpúsculos de Ruffini, terminações do tipo Golgi e terminações nervosas livres (LENT, 2010).

Os corpúsculos de Ruffini são localizados na camada fibrosa da cápsula articular, ligados a fibras sensoriais mielínicas rápidas. São responsáveis por detectar a velocidade e direção da articulação. Considerados receptores de posição estática e dinâmica devido a apresentarem limiar mecânico baixo e adaptação lenta (LENT, 2010).

As terminações do tipo Golgi são localizadas nos ligamentos, estes são capazes de detectar a velocidade dos movimentos articulares e possuem adaptação lenta e baixo limiar mecânico. Por outro lado, as terminações nervosas livres são localizadas nos ligamentos capsulares fibrosos e estão presentes em toda a pele e em quase todos os tecidos do organismo. Possuem sensibilidade ao estresse mecânico nocivo e identificam grosseiramente os movimentos articulares, com limiar mecânico de baixo a alto e adaptação lenta, e suas fibras são amielínicas finas e mielínicas. Transmitem informações de tato grosseiro, dor, sensibilidade à temperatura, especialmente calor, e propriocepção (LENT, 2004; O' SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, 1993).

2.4 Aspectos Gerais do Córtex Somatossensorial

O córtex somatossensorial é representado por áreas numéricas do córtex cerebral humano, e possui algumas funções específicas, tais como: reconhecer, organizar e integrar áreas sensitivas de diversas regiões corporais. Estas áreas de divisão (em torno de 50 áreas distintas), são denominadas áreas de Brodmann. Este mapa de divisões é importante para que os profissionais da área da saúde usem para se referir às determinadas áreas funcionais do córtex cerebral por meio de um número (GUYTON, A.C.; HALL, 2006).

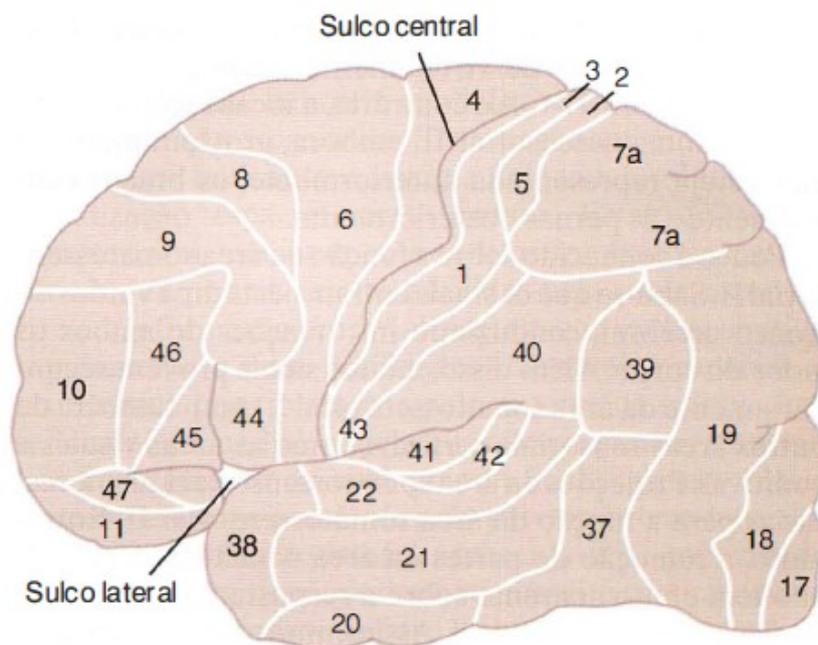


Figura 3: Áreas de Brodmann do córtex cerebral. As áreas 1, 2 e 3 constituem o córtex somatossensorial e as áreas 5 e 7 são denominadas áreas de associação somatossensorial (GUYTON & HALL, 2006)

O sistema somatossensorial possui diversos receptores pelo corpo, permitindo diferentes sensações, como: tato, frio, calor, dor e posição do corpo no espaço (GUYTON, A.C.; HALL, 2017). Estas sensações de posições podem ocorrer de forma estática ou dinâmica, sendo a posição estática uma referência para que ocorra a percepção de uma parte do corpo em relação às outras, e a posição dinâmica sendo a sensação de percepção do corpo em relação à velocidade do movimento (GUYTON, A.C.; HALL, 2017).

Os ramos das fibras provenientes da região de membros superiores (MMSS), ombro e pescoço são denominados fascículo cuneiforme, que penetram pela medula espinal, nos segmentos cervicais e torácicos mais altos. As fibras deste fascículo estabelecem sinapses com os neurônios dos núcleos da coluna dorsal, denominado núcleo cuneiforme (MACHADO, 2003).

No córtex sensorial encontra-se neurônios dispostos em colunas verticais, cada coluna é responsável por detectar um ponto específico sensorial sobre o corpo. Nos 5 a 10 milímetros anteriores ao giro pós-central há uma região profunda no sulco central denominado área 3a de Brodmann, onde uma grande parte desta coluna vertical corresponde aos receptores de estiramento muscular, tendões e articulações (MACHADO, 2003).

2.5 Área 3a de Brodmann

Como dito anteriormente, a área 3^a de Brodmann se localiza em uma região lateral do giro pós-central na face superior do sulco lateral, onde é denominado área somatossensorial (S1), podendo ser visualizada na Figura 4.

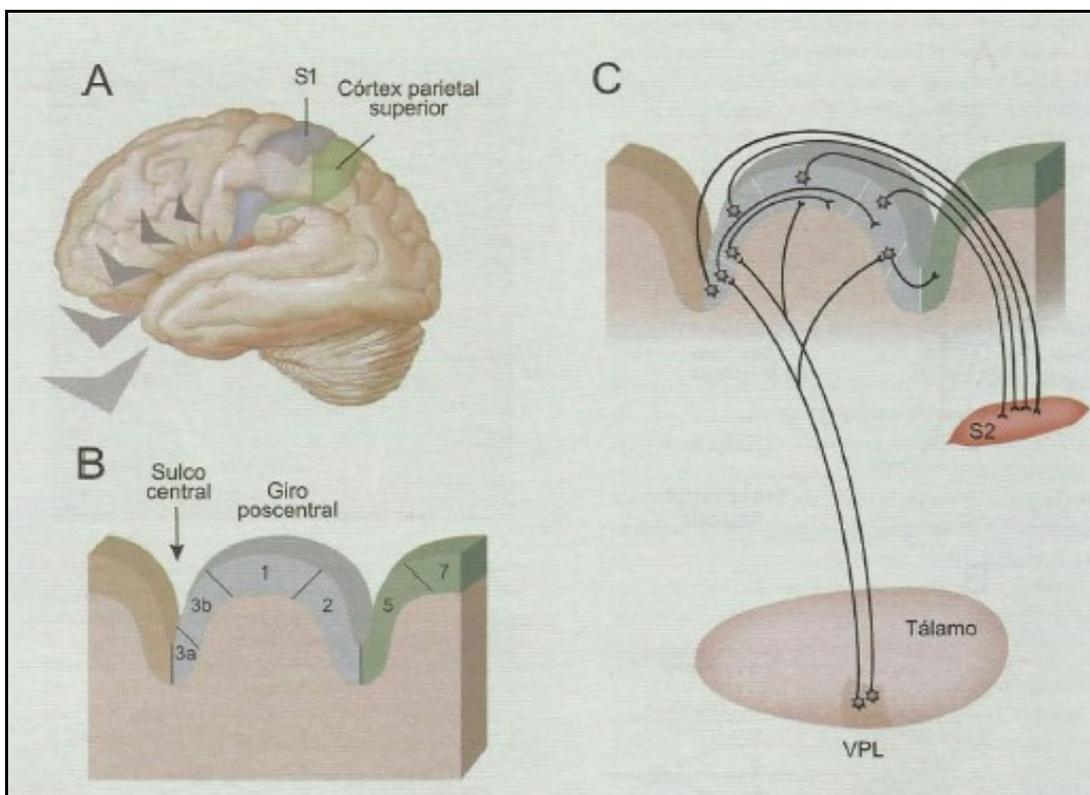


Figura 4: A: Giro pós central (área somatossensorial); B: Representação (em azul) do giro pós central, em especial a área 3a de Brodmann, C: Conexões tálamo-corticais e córtico-corticais (LENT, 2004).

Nesta área encontra-se grandes campos receptores, e suas células respondem a estímulos proprioceptivos, ou seja, à movimentação de músculos e articulações. Esta área entra em atividade para a identificação da posição espacial de cada parte do corpo, como por exemplo: a posição de um dedo em relação ao outro (LENT, 2004).

2.6 Córtex Parietal Posterior

No córtex parietal posterior, em especial às áreas de Brodmann 7, 39 e 40 são responsáveis pelas interações multimodais relacionadas a percepção do espaço. Estas áreas são responsáveis pelo direcionamento espacial de atenção e pela integração do sistema motor com as percepções espaciais, organizando os movimentos motores do

sujeito, ou seja, é um centro de interação de fibras oriundas de três regiões associadas, sendo elas a região motora, somestésica e visual (LENT, 2010; MATTEI, 2005) .

É observado que sujeitos com lesões no córtex parietal posterior apresentam uma condição clínica denominada como síndrome da indiferença. Nesta síndrome o sujeito ignora tudo que ocorre no lado contralateral à lesão. Por exemplo, se a lesão ocorreu no córtex parietal posterior direito, o sujeito ignora todo o lado esquerdo, como se aquela região do hemicorpo não existisse (MATTEI, 2005).

Esta síndrome ocorre devido ao fato de que o hemisfério direito é mais importante para essa função de percepção espacial do que o hemisfério esquerdo (LENT, 2010; MATTEI, 2005). Esta percepção é característica da via dorsal no córtex parietal posterior, sendo um local de coordenação espacial para controle motor corporal e sua relação com o meio externo (GUYTON, A.C.; HALL, 2006).

Capítulo 3

3. Déficits proprioceptivos

Os déficits proprioceptivos são aspectos importantes que se correlacionam fortemente com a reabilitação da função motora e AVD's (FINDLATER; DUKELOW, 2016). A diminuição ou perda da sensação de partes do corpo em sujeitos pós AVE ocorre em torno de 50% a 65% (CONNELL, LA; LINCOLN; RADFORD, 2008a; DUKELOW *et al.*, 2010; SEMRAU *et al.*, 2013).

Estas perdas proprioceptivas geralmente estão associadas ao aumento da duração da estadia patológica e da lentidão de recuperação da função motora (MORRIS *et al.*, 2013; TYSON *et al.*, 2008). Sujeitos pós AVE que possuem déficits somatossensoriais tendem a apresentar um prognóstico pior do que aqueles que possuem apenas déficits motores (HAN, L.; LAW-GIBSON; REDING, 2002; SCALHA *et al.*, 2011).

Estes déficits somatossensoriais trazem alterações no reconhecimento e manipulação de objetos, e também alguns prejuízos como por exemplo perigo de queimaduras e feridas no membro, redução ou perda do controle motor no membro afetado e outros problemas, como a dificuldade no controle para graduar o nível de força da mão ao segurar algum objeto (CAREY, L.; MATYAS; OKE, 2002; SMANIA *et al.*, 2003). Além de apresentarem déficits somatossensoriais, poderão também apresentar comprometimentos da memória e da fala, dependendo da área cortical acometida pela patologia.

A disfunção motora mais comum em sujeitos com AVE é a hemiparesia, visto que as alterações somatossensoriais ocorrem em apenas um lado do corpo, resultando em lesão do hemisfério cerebral contralateral (O'SULLIVAN S, 2010).

Algumas funções podem ser recuperadas inicialmente após a lesão, devido à redução de edema cerebral e o processo de neuroplasticidade precoce. Mesmo com alguns mecanismos que possibilitam a recuperação parcial destes sujeitos, especialmente na fase aguda da doença, cerca de 60% deles permanecem com disfunção sensório motora permanentemente após a lesão (TEIXEIRA, 2008).

A maior parte dos déficits proprioceptivos estão presentes nos membros superiores, e em média 30% a 66% dos sujeitos conseguem mover ativamente seu membro superior hemiparético funcionalmente, porém uma porcentagem considerável

destes sujeitos conseguem recuperar a capacidade de deambulação (HIGGINS *et al.*, 2005).

O déficit motor também é uma das principais sequelas decorrentes do AVE, levando, conseqüentemente a quadros de hemiplegia/hemiparesia, afetando o controle do movimento do hemicorpo contralateral à região lesionada (LANGHORNE; COUPAR; POLLOCK, 2009). Há diversos tipos de alterações associadas nestes sujeitos, como por exemplo: alterações de equilíbrio, função cognitiva e de linguagem, dificuldade de realizar tarefas diárias, dentre outras. Desta forma, estas sequelas provocam restrição da capacidade funcional (CRUZ, KCT; DIOGO, 2009), causando dependência destes sujeitos nas atividades cotidianas, ocorrendo uma correlação entre a incapacidade motora e da função (NAKAYAMA *et al.*, 1994; OLIVEIRA; CACHO; BORGES, 2006).

Há uma excitação dos músculos por meio dos motoneurônios anteriores para se manter um controle adequado da função motora, porém, há necessidade também de uma retroalimentação contínua no que se diz à informação sensorial de cada músculo. Para que cada músculo tenha essa informação contínua, que advém do SNC há dois tipos de receptores sensoriais: 1) O órgão tendinoso de Golgi, que atua na informação ao SN sobre como está a tensão do músculo e a variação da velocidade da tensão muscular (AIRES, 2008; KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, 1997); 2) Fuso neuromuscular, que se localiza no ventre do músculo, onde atua informando o SN quanto ao comprimento do músculo, e sua velocidade de mudança de comprimento (AIRES, 2008).

Segundo O 'Sullivan (2004), a hemiparesia é o sinal clássico da disfunção motora de AVE, que afeta diretamente o controle motor voluntário do hemicorpo afetado. É apontada como sinal clássico de patologia microvascular cerebral, decorrente de isquemia ou hemorragia, afetando o hemisfério ou o tronco cerebral.

A maioria das lesões cerebrovasculares decorrentes de AVE também causam espasticidade muscular no hemicorpo contralateral ao da lesão. De acordo com Lance (1980), a espasticidade é uma desordem motora que se caracteriza pelo aumento da velocidade do reflexo de estiramento tônico, com intensificação dos reflexos tendinosos, resultando em hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento. Entretanto, está associado à síndrome do neurônio motor superior, aonde as alterações neurofisiológicas que conduzem ao desenvolvimento após o AVE ainda não estão totalmente esclarecidos. Sabe-se que há uma desarmonia entre as vias excitatórias e inibitórias dos neurônios

motores superiores, promovendo um predomínio excitatório. Este fenômeno ocorre por meio da redução do controle inibitório supraespinal em direção aos mecanismos de regulação da atividade reflexa, ocasionando na hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento tônico (SHEEAN; MCGUIRE, 2009). A espasticidade é causada por alterações nas vias acessórias das porções não piramidais do córtex, inibindo a ação dos núcleos vestibulares e da formação reticular que estão situados no tronco encefálico. Desta forma, essa inibição torna-os espontaneamente ativos, resultando no tônus espástico (GUYTON, A.C.; HALL, 2006).

O aumento do tônus muscular provoca alterações nos tecidos musculares, capaz de gerar imobilidade e postura inadequada, causando uma adaptação no comprimento muscular. Estas alterações musculares causam restrições das atividades, levando o sujeito com hipertonia à dependência de outras pessoas, alterando a qualidade de vida e funções diárias (JUNQUEIRA, R.T., RIBEIRO, A.M.B E SCIANNI, 2004).

Outra alteração causada pelo AVE é a hemiparesia, que se caracteriza por fraqueza ou paralisia parcial do hemicorpo contralateral à lesão, sendo considerado uma seqüela neurológica devido a acometer o SN (PLACERES; BIANCHIN, 2015).

Devido ao fato de sujeitos com hemiparesia apresentarem apenas fraqueza de MMSS, exploraremos nesta pesquisa sujeitos pós AVE subagudo que possuem força muscular ao menos grau 3 que possam realizar movimentos ativos durante o processo avaliativo.

3.1 Avaliações proprioceptivas

Comumente são utilizadas escalas clínicas para avaliação de déficits somatossensoriais, objetivando medir a habilidade do sujeito em perceber a posição do membro no espaço.

Como o objetivo desta dissertação foi propor um protocolo quantitativo para avaliação de déficits proprioceptivos, buscou-se na literatura escalas avaliativas que são utilizadas na prática clínica e, apenas duas escalas de avaliação proprioceptiva são de fato utilizadas: Escala de avaliação de Fugl-Meyer (EFM) e Avaliação sensorial de *Nottingham (ASN)*.

3.1.1 Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM)

Esta escala tem por objetivo avaliar os padrões sinérgicos de sujeitos pós AVE, sendo a escala mais utilizada para pesquisas e para prática clínica. Suas instruções são diretas e simples e não necessitam de equipamento especial para aplicação, quando comparado a outras escalas avaliativas. A EFM possui pontuações numéricas acumulativas e permite a avaliação de sete propriedades clínicas: 1. Movimentação passiva e dor; II. Sensibilidade (exterocepção e propriocepção); III. Função motora de membro superior (Motricidade reflexa, Sinergia flexora, Sinergia extensora, Movimentos com e sem sinergia, Atividade reflexa normal, Controle de punho e mão); 4. Coordenação e velocidade de membro superior; 5. Função motora da extremidade inferior; 6. Coordenação e velocidade de membro inferior; 7. Equilíbrio, totalizando 226 pontos (MAKI *et al.*, 2006).

O item II desta escala (sensibilidade), possui a avaliação da propriocepção, principal objetivo desta pesquisa, onde avalia-se um total de oito articulações: ombro, cotovelo, punho, polegar, quadril, joelho, tornozelo e hálux, com máximo de 16 pontos. Para esta avaliação é pontuado (0) como nenhuma das respostas corretas, indicando ausência de sensação; (1) $\frac{3}{4}$ das respostas são corretas, mas há diferença entre o lado não afetado; e (2) pontos atribuídos quando todas as respostas estão corretas.

Para a função motora de membro superior, esta escala possui um total de 100 pontos, sendo 66 pontos máximos para membros superiores e 34 para os membros inferiores. Nesta função motora, avalia-se os seguintes itens: mensuração do movimento, coordenação, atividade reflexa do ombro, cotovelo, punho, mão, quadril, joelho e tornozelo. Em 2006, Fugl-Meyer et al. fizeram um protocolo de pontuação conforme o nível de comprometimento motor, determinando que uma pontuação menor que 50 indica um comprometimento motor severo; de 50 a 84 pontos: comprometimento marcante; entre 85 e 95 pontos: comprometimento moderado e, entre 96 e 99 pontos: comprometimento leve.

Com base em valores referenciais descritos por Maki et al., (2006), foi adotado nesta pesquisa a análise das pontuações, em concordância com a escala proprioceptiva descrita acima, utilizando-se 0 a 2 pontos para as articulações do ombro e cotovelo, sendo as articulações de interesse desta pesquisa, como observado na Figura 5.

| | |
|---|---|
| II. Sensibilidade: - <u>Exterocepção</u> : membro superior, palma da mão, coxa e sola do pé () Pont. máx: (8) | 0 – anestesia 1 – hipoestesia/ disestesia 2 – normal |
| - <u>Propriocepção</u> : ombro, cotovelo, punho, polegar, quadril, joelho, tornozelo e hálux () Pont. máx: (16) | 0 – nenhuma resposta correta (ausência de sensação) 1 – ¼ das respostas são corretas, mas há diferença entre o lado não afetado 2 – todas as respostas são corretas |

Figura 5: Pontuações do item propriocepção para a escala de Fugl-Meyer (Fonte: MAKI et al., 2006).

3.1.2 Avaliação Sensorial de *Nottingham* (ASN)

Trata-se de um instrumento também validado no Brasil (LIMA *et al.*, 2010), no qual possui um objetivo de identificar déficits sensoriais nas regiões de face, tronco, ombro, cotovelo, punho, mão, quadril, joelho, tornozelo e pé em sujeitos pós AVE e monitorar sua recuperação.

A escala apresenta um total de 20 itens, divididos em 4 subescalas: Sensibilidade tátil (varia de 0 a 90 pontos para o lado não acometido e 0 a 108 pontos para o lado acometido); Propriocepção (varia de 0 a 21 pontos, pontuado com 0 – propriocepção ausente, a 3 – propriocepção normal); Estereognosia (0 a 22 pontos), onde infere o reconhecimento de 11 objetos, pontuado com 0 – quando o paciente não reconhece o objeto solicitado a ele, a 2 pontos para estereognosia normal; e Discriminação entre dois pontos (0 a 4 pontos), sendo 0 – indicando tato discriminativo ausente, e 2 pontos com função normal.

É uma escala que avalia puramente déficits sensoriais e se diferencia das outras escalas devido a possibilidade de testar todos os segmentos corporais, além de apresentar um baixo custo (LIMA *et al.*, 2010).

O subitem propriocepção, de interesse desta pesquisa, avalia a execução e direção do movimento, e posição articular apenas do hemicorpo acometido, sendo que cada item apresenta uma pontuação de 0 a 3 pontos, sendo: (0) indica propriocepção ausente; (1) direção errada da execução do movimento; (2) direção do movimento maior que 10° graus; (3) normal ou posição articular menor que 10° graus; e pontuações entre 4 a 10 pontos são descritos nesta escala como não testáveis, sendo que: (4) incapaz de detectar pressão; (5) motivos físicos, como deficiência motora que impede localização tátil; (6) incapaz de acessar devido à vestimenta; (7) problemas de comunicação; (8) problemas cognitivos; (9) dor ou tônus elevado; (10) sonolência ou incapacidade de concentração (CONNELL, LOUISE ANNE, 2007; LIMA *et al.*, 2010).

Nesta pesquisa a avaliação sensorial de *Nottingham* será aplicada seguindo os critérios de exigência da própria escala, tendo em vista que para a avaliação proprioceptiva os sujeitos utilizaram uma venda de olhos para que não tivessem acesso visual durante o experimento. Ressaltando que foram avaliados o item propriocepção para as articulações do ombro e do cotovelo, de acordo com a escala na Figura 6.

| Sensação Tátil | | | | | | | | | | | | |
|------------------|------------|---|---------|---|--------|---|-------------|---|-------------------|---|----------------------------|---------------|
| Regiões do corpo | Toque leve | | Pressão | | Picada | | Temperatura | | Localização tátil | | Toque bilateral simultâneo | Propriocepção |
| | D | E | D | E | D | E | D | E | D | E | | |
| Face | | | | | | | | | | | | |
| Tronco | | | | | | | | | | | | |
| Ombro | | | | | | | | | | | | |
| Cotovelo | | | | | | | | | | | | |
| Punho | | | | | | | | | | | | |
| Mão | | | | | | | | | | | | |
| Quadril | | | | | | | | | | | | |
| Joelho | | | | | | | | | | | | |
| Tornozelo | | | | | | | | | | | | |
| Pé | | | | | | | | | | | | |

Pontuação

| Sensação Tátil e Estereognosia | Propriocepção | Discriminação entre 2 pontos |
|--------------------------------|---|------------------------------|
| 0: Ausente | 0: Ausente | 0: Ausente |
| 1: Alterado | 1: Execução do movimento (direção errada) | 1: >3mm dedos e >8 mm mão |
| 2: Normal | 2: Direção do movimento (>10°) | 2: <3mm dedos e <8 mm mão |
| 4 a 9: Não testável | 3: Normal ou posição articular <10° | 4 a 9: Não testável |
| | 4 a 9: Não testável | |

Figura 6: Pontuações do item propriocepção para avaliação sensorial de Nottingham (Fonte: (LIMA et al., 2010))

Capítulo 4

4. Proposta de um protocolo para avaliação quantitativa de déficits proprioceptivos

Conforme já descrito, o instrumento utilizado para esta pesquisa foi composto por 5 sensores inerciais, dos quais foram rastreados todos os movimentos executados pelos participantes da pesquisa, com movimentos em torno dos eixos x, y, z.

4.1 Equipamento Proposto

Os sensores inerciais têm a finalidade de reconstruir a cinemática do movimento baseado nas leis de Newton. Além disto, o equipamento apresenta algumas vantagens em relação às outras formas de avaliação proprioceptiva, como: baixo custo (em torno de \$400,00); não há necessidade de marcadores e pós processamento de imagens para estimar a posição do membro; facilidade para transportá-los e realizar coletas fora do ambiente laboratorial, dentre outros.

Nesta dissertação de mestrado foi utilizado a combinação de três dispositivos: acelerômetro, giroscópio e magnetômetro para rastrear o movimento dos MMSS em um espaço tridimensional e em tempo real, e extrair características inerciais e temporais destes sensores.

A reconstrução é baseada em um processo que encontra a rotação dos segmentos corporais: braço e antebraço, em relação a um ponto fixo (osso esterno) (MADGWICK; HARRISON; VAIDYANATHAN, 2011). A partir desta reconstrução, é possível medir diversas variáveis como: duração do movimento, velocidade máxima e trajetória realizada (SHADMEHR; SMITH; KRAKAUER, 2010).

É necessário estimar com precisão a posição dos sensores para que ocorra uma redução da presença de ruídos (em especial, os ruídos de artefato) no sinal dos sensores inerciais, assim como os erros de cálculo e de rastreamento (LIN; KULIĆ, 2012). Além disso, a reconstrução cinemática permite localizar, com grande precisão, a posição do membro em movimento.

Este é um requisito essencial para a medida da propriocepção, uma vez que faremos uma medida da diferença entre a posição alvo com a posição alcançada (DUKELOW *et al.*, 2010). Desta forma, espera-se validar a utilização dos sensores inerciais para a avaliação quantitativa de propriocepção e de variáveis cinemáticas do movimento. A figura 7 mostra uma representação esquemática de forma simplificada dos elementos envolvidos na captura e rastreamento de movimentos dos MMSS. Os sensores inerciais captam sinais de aceleração, rotação e campo magnético, que são transmitidos à um computador, que calcula a posição tridimensional de cada sensor e as angulações das articulações de cotovelo e ombro. Para cada braço são necessários dois sensores inerciais, e um sensor é posicionado na altura do tórax do sujeito como ponto de referência tridimensional para os demais sensores.

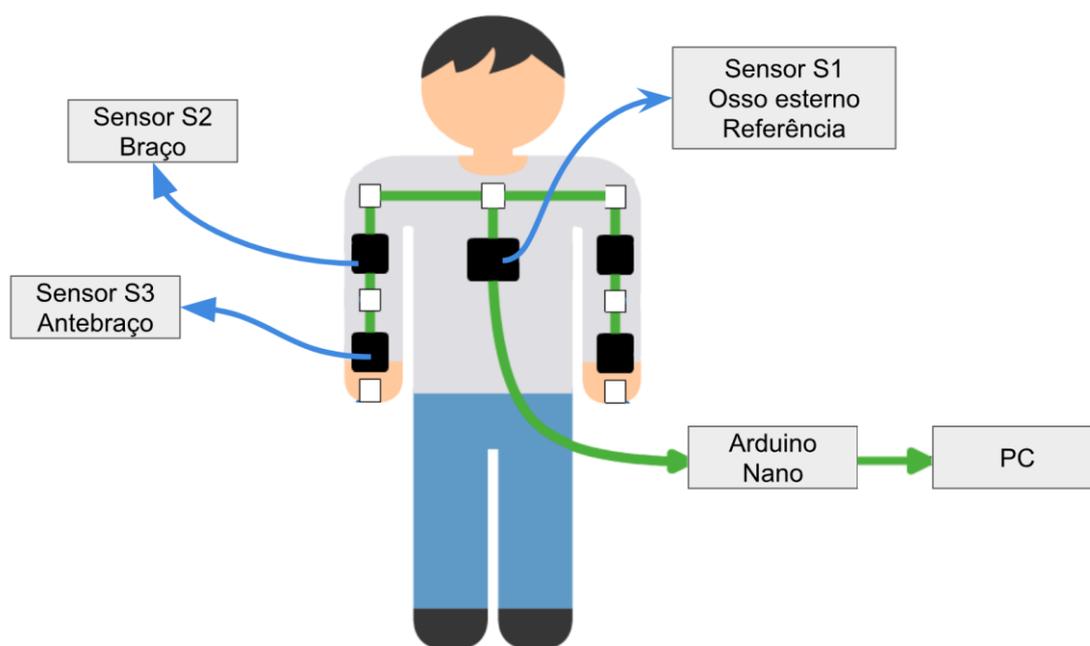


Figura 7: Elementos base para captura rastreamentos de movimentos do braço. Nesta pesquisa, os sensores são posicionados em ambos os braços para rastreamento bilateral.

4.1.2 Instrumentação

Para rastreamento dos movimentos dos MMSS, foram utilizados 5 sensores inerciais, como demonstrado nas Figuras 7 e 8.



Figura 8: Sensores inerciais acoplados aos MMSS para rastreamento dos movimentos tridimensionais.

A conexão dos sensores inerciais ao computador (notebook) se deu por meio de um cabo USB. A figura 9 apresenta um exemplo da tela inicial para coleta de dados. Destaca-se que, previamente a coleta de dados, foram realizadas as medidas iniciais, sendo: ombro a ombro; ombro-cotovelo; e cotovelo-punho, como visto na tela abaixo, para que os sensores fossem posicionados corretamente e ficassem com as marcações de acordo com a projeção da tela.

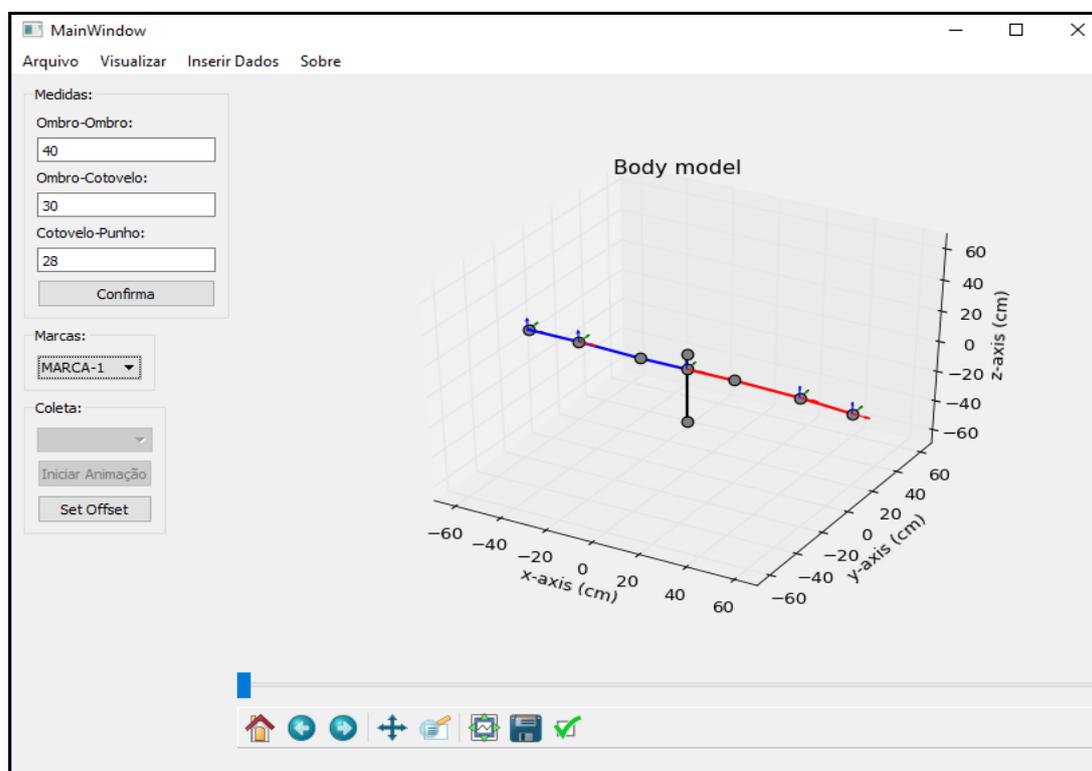


Figura 9: Software da tela inicial para coleta de dados.

4.1.3 Localização dos sensores inerciais X cálculo das posições articulares

O rastreamento dos MMSS ocorreu em tempo real, e os sensores inerciais foram acoplados nas seguintes posições: 1º sensor de referência, acoplado sobre o osso esterno (manúbrio esternal), 2º e 3º sensores foram acoplados 10 cm acima da articulação radioulnar proximal, 4º e 5º sensores foram posicionados 10 cm acima do epicôndilo lateral.

Na sequência, após a definição das posições de origem dos sensores, foi necessário realizar o *offset* para que a posição estimada em relação à posição de referência fosse a representação dos MMSS sempre na posição inicial de referência escolhida nas configurações da aplicação. A posição inicial de todos os sujeitos ocorreu em sedestação, com o corpo ereto e apoio da região tóraco-lombar.

Cada posição de origem foi associada a um vetor, que representa um segmento dos membros superiores. No total foram definidos 4 vetores: o primeiro vetor (v1) representa a distância da origem do sistema, sendo do osso externo até a base do pescoço; o segundo vetor (v2) representa a distância da base do pescoço até a articulação do ombro; o terceiro vetor (v3) representa a distância da articulação do ombro até o osso epicôndilo lateral; e o quarto vetor (v4) representa a distância do osso epicôndilo lateral até a articulação radioulnar distal.

4.1.4 Software para coleta e processamento de dados dos sensores inerciais

Após a coleta, todos dados foram arquivados em formato de texto (.txt) e processados utilizando-se o arquivo do Excel 2016.

O processamento dos dados teve como objetivo a visualização em formato tridimensional das estruturas biomecânicas com associação aos movimentos dos MMSS, sendo assim, detectou-se de maneira quantitativa e em graus, as variações dos déficits proprioceptivos de cada sujeito participante da pesquisa. Para isso foram necessárias 6 etapas, conforme a tabela 1.

Etapas do processamento de dados

1. Carregamento dos dados de arquivo (programa Excel).
2. Dados brutos convertidos em cálculos do erro absoluto (diferença entre lado dominante e não-dominante).
3. Cálculo da mediana das idades e erro absoluto.
4. Cálculo de regressão linear sobre os pontos (idade mínima e máxima x erro absoluto mínimo e máximo) dos sujeitos saudáveis.
5. Cálculo da equação da regressão linear sobre as idades e erro absoluto de cada sujeito pós AVE.
6. Resultado da diferença percentual de cada sujeito pós AVE em relação aos sujeitos saudáveis.

Tabela 1: Etapas do processamento de dados

4.1.5 Coordenadas definidas: “idade versus erro absoluto”

O gráfico das coordenadas idade e erro absoluto corresponde a idade mínima e máxima versus erro absoluto mínimo e máximo dos sujeitos saudáveis. No Gráfico 1 pode-se observar um exemplo na qual foi realizado uma regressão linear para se obter a linha de tendência do erro estimado para os sujeitos saudáveis.

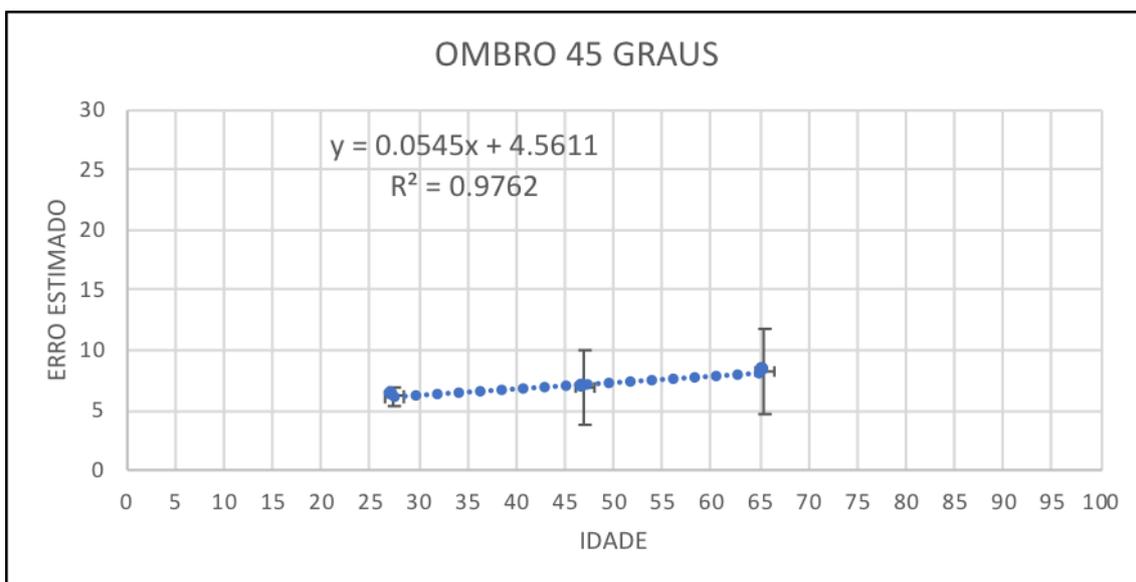


Gráfico 1: Exemplo do gráfico representando a curva da idade versus erro absoluto dos sujeitos saudáveis para a articulação do ombro em 45 graus

4.1.6 Retas de normalidade e inclusão dos sujeitos pós AVE para avaliação relativa dos déficits proprioceptivos

Após a realização da regressão linear de todos os sujeitos saudáveis para obtenção de uma linha de tendência, foram incluídos os seis sujeitos pós AVE no gráfico e calculado o erro proprioceptivo individualmente de acordo com cada angulação avaliada. O gráfico 2 demonstra um exemplo para a articulação do ombro em 45 graus, a linha de tendência (erro normal) versus erro dos seis sujeitos analisados pós AVE (pontos coloridos). O objetivo é verificar a possibilidade de uso da ferramenta como elemento indicativo do déficit proprioceptivo em relação à sujeitos saudáveis de mesma faixa etária.

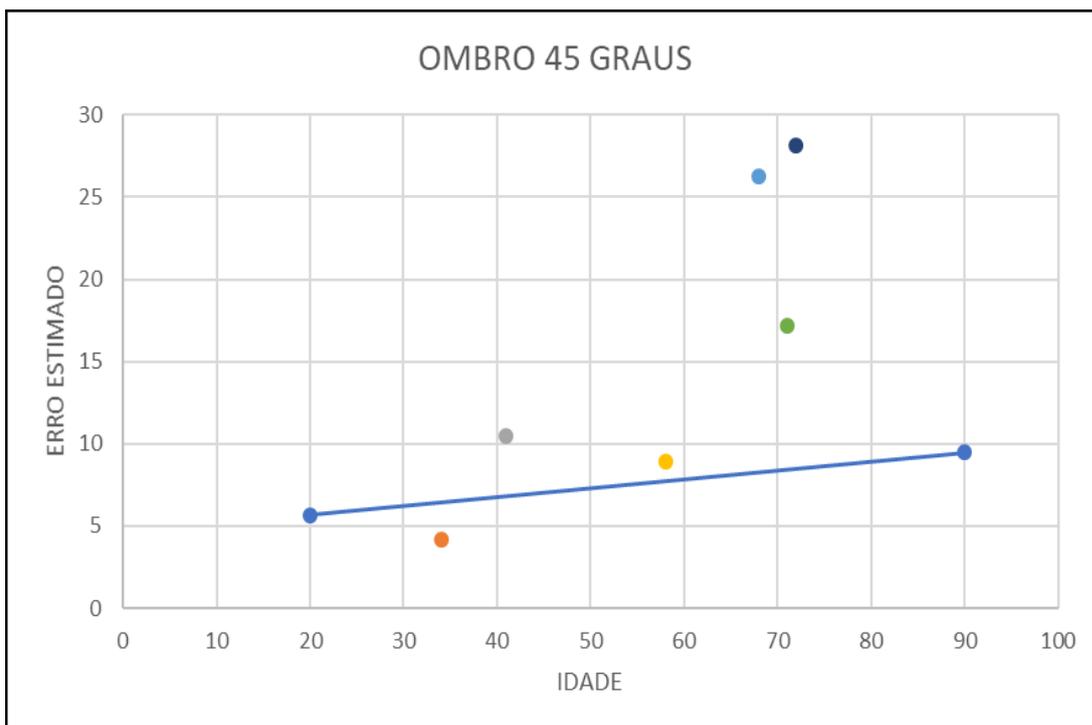


Gráfico 2: Exemplo da representação da linha de tendência (em azul) para os sujeitos saudáveis quando se estima a variação de erro normal sobre a diferença de variação em sujeitos pós AVE (pontos coloridos).

Capítulo 5

5. Validação - métodos e resultados

Neste capítulo iremos abordar a validação do protocolo desenvolvido para a avaliação de déficits proprioceptivos em sujeitos saudáveis e sujeitos pós AVE. Será especificado todos os métodos para a validação do protocolo experimental utilizado para a coleta de dados, e em seguida será apresentado os resultados da validação e a correlação dos mesmos com a Escala de avaliação de Fugl-Meyer e Escala de avaliação sensorial de *Nottingham*.

5.1 Caracterização da pesquisa

A presente pesquisa foi de característica transversal, analítica experimental e controlada, que contemplou a avaliação proprioceptiva de sujeitos saudáveis e sujeitos pós AVE, por meio de escalas clínicas quali-quantitativas comumente utilizadas, e uma ferramenta quantitativa desenvolvida no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) baseado em sistemas de sensores inerciais tridimensionais.

Previamente a coleta de dados, os participantes foram informados quanto aos objetivos e procedimentos a serem realizados em cada etapa desta pesquisa, e formalizaram sua participação após anuírem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Uberlândia/MG sob o nº de protocolo de registro (CAAE): 64313416.8.0000.5152.

5.1.1 Critérios de inclusão da amostra

Como critérios de inclusão desta pesquisa, para os sujeitos pós AVE, foram: todos deveriam ter sofrido acidente vascular encefálico e para a comprovação do diagnóstico, foram necessários exames complementares documentando tipo e local de lesão por meio de tomografia computadorizada e/ou Ressonância nuclear magnética; apresentar boa

capacidade cognitiva e de comunicação comprovada pela avaliação clínica do "Mini Exame do Estado Mental" constando uma pontuação acima de 25 pontos no teste; não apresentar patologias neurológicas e/ou ortopédicas de membros superiores associadas, apresentar nível de hipertonia espástica nos grupamentos musculares de flexores/abdutores de ombros e flexores/extensores de cotovelo $\leq 1+$ comprovada pela escala modificada de *Ashworth*, não apresentar contratura artrogênica do ombro e cotovelo. E como critérios de inclusão para os sujeitos saudáveis foram: não apresentar comprometimento neurológico e/ou patologias ortopédicas de membros superiores, apresentar boa capacidade cognitiva, e não possuir dor em MMSS.

5.1.2 Critérios de exclusão da amostra

Os critérios de exclusão foram: recidiva de AVE, membro negligenciado, relatar dor ao movimento ou em alguma articulação do MS comprometido durante a coleta de dados, e a não cooperação durante o experimento.

Foram também excluídas as coletas que apresentaram erros de execução técnica ou no equipamento.

A Figura 10 apresenta um diagrama dos sujeitos incluídos e excluídos nesta pesquisa. Para a realização da coleta de dados, foram incluídos 30 sujeitos saudáveis e 11 sujeitos com AVE, sendo que 05 sujeitos com AVE foram excluídos por apresentarem dor articular durante a coleta, podendo comprometer os resultados. Desta forma, 36 sujeitos no total foram analisados efetivamente.

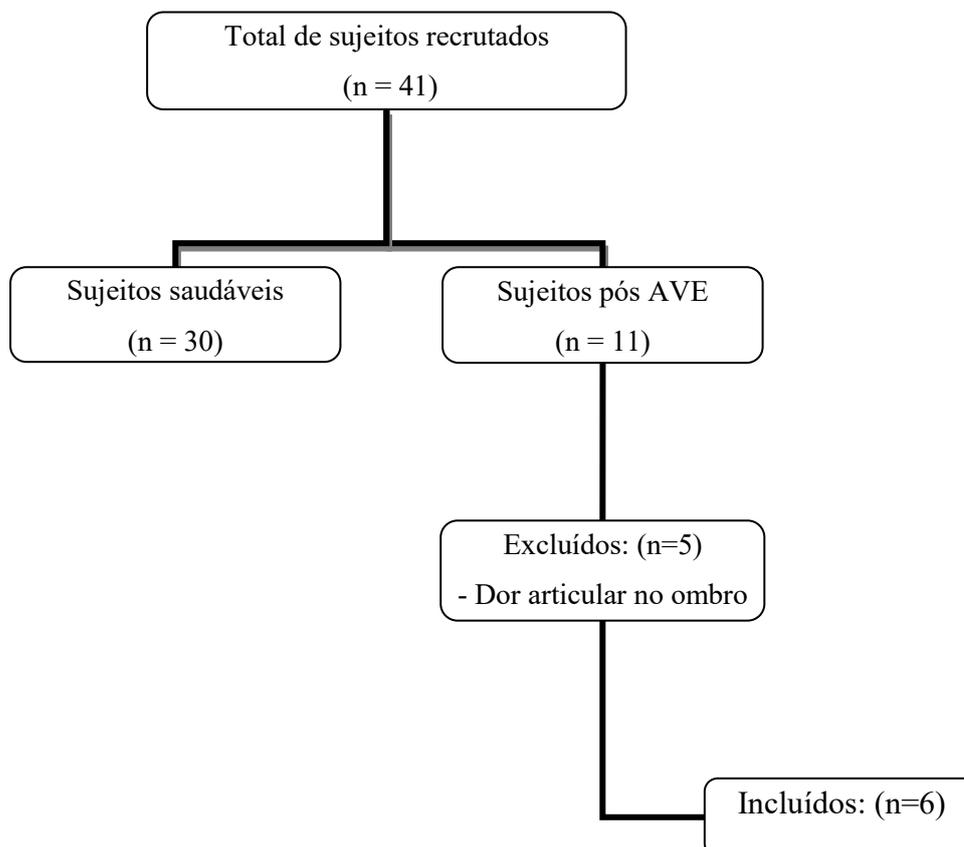


Figura 10: Diagrama de inclusão e exclusão da pesquisa.

5.1.3 Sujeitos

A amostra desta pesquisa foi composta por 30 sujeitos saudáveis, de ambos os gêneros, todos destros, sendo divididos em três grupos etários: Grupo 1 (G1) 10 sujeitos com idade entre 20 e 39 anos (03 sujeitos do gênero feminino e 07 sujeitos do gênero masculino); Grupo 2 (G2) 10 sujeitos com idade entre 40 e 59 anos (02 sujeitos do gênero feminino e 08 sujeitos do gênero masculino); Grupo 3 (G3) 10 sujeitos com idade entre 60 e 80 anos (06 sujeitos do gênero feminino e 04 sujeitos do gênero masculino), da comunidade de Uberlândia/MG e região, conforme apresentado na Tabela 2.

| Sujeitos | G1 Idade (anos) | Gênero (F/M) | Destro/ Canhoto | G2 Idade (anos) | Gênero (F/M) | Destro/ Canhoto | G3 Idade (anos) | Gênero (F/M) | Destro/ Canhoto |
|----------|-----------------------|-----------------|--------------------|-----------------------|-----------------|--------------------|-----------------------|-----------------|--------------------|
| 1 | 20 | M | D | 41 | M | D | 60 | F | D |
| 2 | 22 | M | D | 44 | M | D | 62 | F | D |
| 3 | 23 | M | D | 45 | M | D | 64 | F | D |
| 4 | 27 | M | D | 46 | M | D | 65 | M | D |
| 5 | 28 | F | D | 48 | F | D | 66 | F | D |
| 6 | 28 | F | D | 50 | M | D | 67 | F | D |
| 7 | 28 | M | D | 50 | M | D | 68 | M | D |
| 8 | 30 | M | D | 52 | F | D | 72 | M | D |
| 9 | 30 | F | D | 53 | M | D | 75 | F | D |
| 10 | 32 | M | D | 56 | M | D | 80 | M | D |

Tabela 2: Características dos sujeitos saudáveis. F: feminino; M: masculino; D: destro; C: canhoto.

Os 06 sujeitos pós AVE, foram recrutados do Hospital de Clínicas da UFU da cidade de Uberaba/MG. A Tabela 3 apresenta as características destes sujeitos (02 sujeitos do gênero feminino e 04 sujeitos do gênero masculino), idades, tipo de AVE, tempo de lesão e lado comprometido pela patologia.

| Sujeitos | Idade (anos) | Gênero (F/M) | Tipo AVE (I/H) | Tempo lesão (dias) | Local da lesão | Lado comprometido (D/E) |
|----------|-----------------|-----------------|-------------------|-----------------------|-------------------|-------------------------------|
| 1 | 34 | F | I | 79 dias | ACM | D |
| 2 | 41 | F | I | 15 dias | ACM | D |
| 3 | 58 | M | I | 75 dias | ACM | E |
| 4 | 68 | M | I | 76 dias | ACM | D |
| 5 | 71 | M | I | 62 dias | ACM | D |
| 6 | 72 | M | I | 70 dias | ACM | E |

Tabela 3: Características dos sujeitos pós AVE. F: feminino; M: masculino; I: isquêmico; H: hemorrágico; ACM: artéria cerebral média; D: direito; E: esquerdo.

5.1.4 Procedimentos para coleta de dados

Previamente à coleta de dados, foi realizado uma entrevista com cada voluntário, com o objetivo de coletar dados essenciais para o controle das amostras que foram avaliadas nesta pesquisa, sendo que os dados necessários para as avaliações dos sujeitos pós AVE foram: idade, gênero, tempo de diagnóstico do AVE, análise dos exames complementares, métodos atuais de tratamento (Fisioterapia e/ ou conduta medicamentosa) e análise dos principais sinais e sintomas relacionado com o quadro clínico.

A fim de traçar um perfil clínico dos principais comprometimentos dos sujeitos desta pesquisa, foram realizadas as seguintes avaliações:

1) Teste de Força Muscular: Neste exame foi mensurado o índice de força muscular concêntrica dos grupamentos musculares de flexores/abdutores e rotadores externos de ombro, e flexores/extensores de cotovelo, segundo utilizado o método de graduação de força muscular segundo Kendall (2007). Este método é realizado com o voluntário na posição sentada, onde o avaliador realiza uma resistência manual na porção distal do membro avaliado e durante a fase concêntrica do movimento. O teste apresenta uma escala de interpretação do índice de força muscular, assim descrita: Grau 0: não é possível observar sinais de contração muscular; Grau 1: apresenta sinais de contração muscular, porém sem movimentação articular; Grau 2: apresentação contração muscular com movimentação articular, com eliminação da gravidade; Grau 3: apresenta contração muscular e movimentação articular normal e consegue suportar a resistência da gravidade; Grau 4: apresenta contração muscular e movimentação articular normal e consegue suportar uma resistência manual leve/moderada e Grau 5: apresenta contração muscular e movimentação articular normal e consegue suportar uma resistência manual intensa.

2) Escala modificada de Ashworth: Esta escala permite a realização da análise da hipertonía espástica relacionadas aos grupamentos musculares de flexores/abdutores de ombro, flexores/extensores de cotovelo e rotadores externos de cotovelo. Para realização do teste, o sujeito foi posicionado em uma cadeira com encosto mantendo 90° graus de flexão de joelho, com postura ereta e com os braços ao lado do corpo. Após o posicionamento, o avaliador realizou o movimento passivo (flexão/abdução de ombro e abdução/flexão de cotovelo) do membro superior parético por 3 vezes

ininterrupta, a fim de analisar o bloqueio de movimento durante a movimentação passiva do membro e poder aplicar os escores da escala avaliativa, onde: Grau 0: durante a movimentação passiva não é possível perceber a presença da hipertonia espástica; Grau 1: é possível perceber uma leve hipertonia espástica proveniente por uma tensão momentânea no final do arco de movimento; Grau 1+: apresenta uma leve hipertonia espástica, com a presença de uma tensão abrupta em menos da metade do arco de movimento; Grau 2: presença de uma hipertonia espástica marcante durante a maior parte do arco de movimento, porém facilmente possível movimentar passivamente o membro; Grau 3: presença de uma hipertonia espástica considerável em todo arco de movimento, sendo a movimentação passiva de difícil execução; Grau 4: acentuada hipertonia espástica em todo arco de movimento, sendo impossível a realização da movimentação passiva (Bohannon; Smith, 1987).

3) Escala de avaliação do estado cognitivo (Mini exame do estado mental): Esta escala permite o acompanhamento e monitoramento dos comprometimentos cognitivos associadas principalmente a sete categorias, onde cada uma delas contém questões planejadas com objetivos específicos, são eles: orientação temporal espacial (máximo de 10 pontos); registros (máximo de 3 pontos); atenção e cálculo (máximo de 5 pontos); lembrança ou memória de evocação (máximo de 3 pontos) e linguagem (máximo de 9 pontos). O escore final pode variar entre 0 e 30 pontos, sendo que valores próximos a 0 ponto indica maior grau de comprometimento cognitivo e valores próximos a 30 pontos, demonstra uma melhor capacidade cognitiva. De acordo com a própria escala, os valores próximos a 25 e 30 pontos representam uma *baseline* de normalidade, ou seja, uma estimativa de bom estado cognitivo (FOLSTEIN MF, FOLSTEIN SE, 1975).

5.1.5 Protocolo Experimental

Como critério para a escolha do experimento, foi utilizado como base um estudo realizado em 2015 (HAN, J. *et al.*, 2015), sobre os métodos atualmente empregados para avaliação da propriocepção. Segundo DUKELOW *et al.*, (2010); FUENTES; BASTIAN, (2010); HENRIQUES; CRESSMAN, (2012), a acurácia ao replicar a posição sentida pode indicar o grau de propriocepção do sujeito. Isto corrobora com o estudo realizado por (HAN, J. *et al.*, 2015; KIPER *et al.*, 2015), onde há um conceito proposto de que a realização de repetições de movimentos simultâneos com os MS bilaterais garantem a execução cinemática otimizada, sendo realizado primeiramente o

movimento ativo do lado afetado, e posteriormente é realizado movimento ativo contralateral. O autor hipotetiza que estes movimentos podem reforçar a propriocepção.

Desta forma, para a realização de rastreamento do movimento dos MS, que ocorreu em tempo real, os sensores inerciais foram acoplados nas seguintes posições: 1º sensor de referência, acoplado sobre o osso esterno (manúbrio esternal), 2º e 3º sensores foram acoplados 10 cm acima da articulação radioulnar proximal, 4º e 5º sensores foram posicionados 10 cm acima do epicôndilo lateral, como demonstrado na Figura 11.

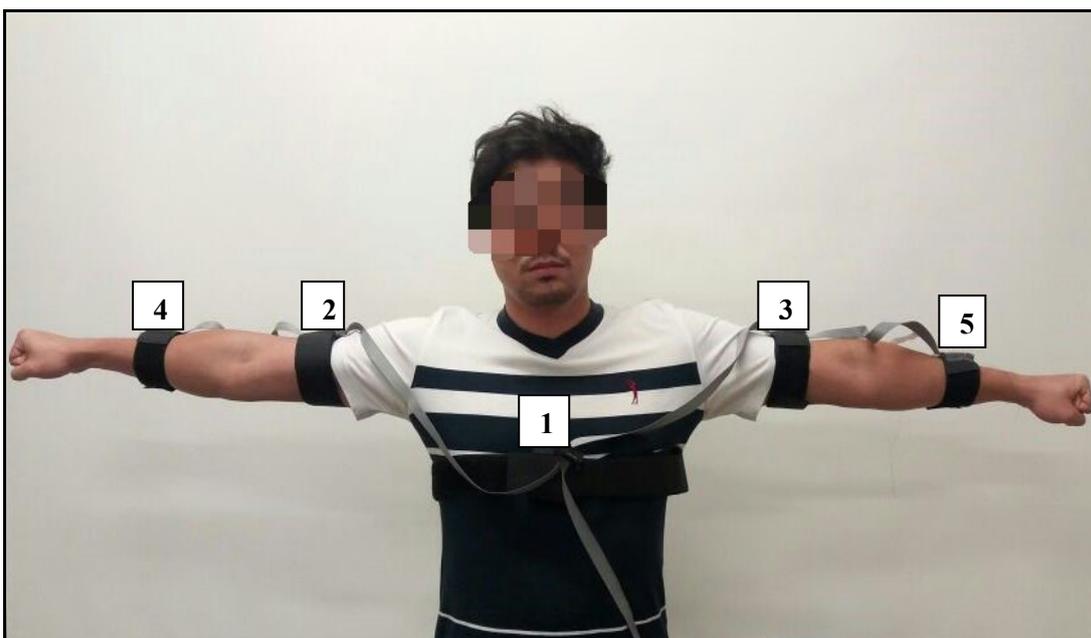


Figura 11: Posicionamento dos sensores inerciais.

Para tanto, após feito as medidas dos 4 vetores descritos acima, foi realizado o acoplamento dos sensores inerciais em ambos os MS. O protocolo desta pesquisa adotou as seguintes etapas:

I. O sujeito foi posicionado em sedestação confortavelmente em uma cadeira, em posição ereta, os joelhos foram mantidos flexionados a 90º graus, e os MMSS em abdução para a calibração inicial dos sensores. Previamente ao registro dos dados foram realizados 03 ensaios de cada movimento de maneira randomizada para que houvesse uma familiarização com a execução dos testes.

II. O posicionamento inicial dos membros superiores foi em abdução dos ombros, sendo considerado a posição para calibração dos sensores (0º graus) com máxima extensão de cotovelo, como demonstrado na Figuras 11. A Figura 12 demonstra a tela do software.

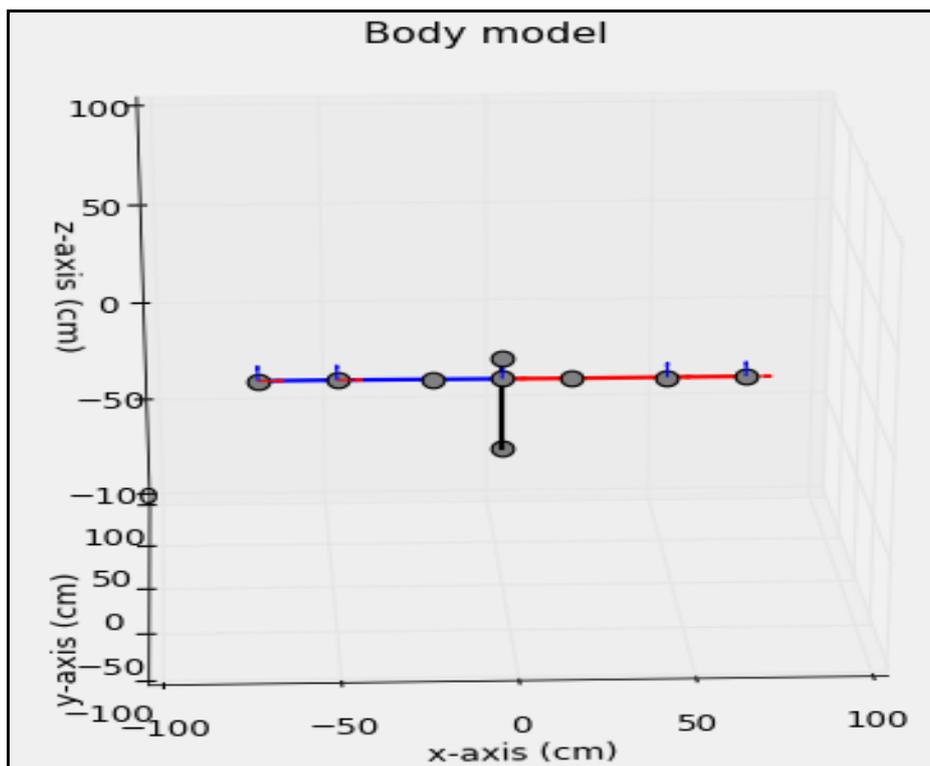


Figura 12: Tela do software para calibração inicial dos sensores.

III. Para a coleta de dados, a partir da posição inicial (abdução de ombros), o sujeito foi instruído verbalmente a mover ativamente o membro não-dominante (para sujeitos saudáveis) ou o membro afetado (para sujeitos pós AVE) até a angulação de interesse, em uma velocidade normal, e em seguida foi vendado para garantir que dependesse exclusivamente da propriocepção. Posteriormente foi instruído a realizar o espelhamento do movimento no membro contralateral de forma ativa na mesma velocidade do membro oposto. Foram realizadas 03 medidas para cada angulação, e ao final de cada movimento concluído, o sujeito confirmou verbalmente que a posição efetuada estava idêntica à posição final do membro contralateral.

IV. Os movimentos e as posições testados foram os seguintes: 45°, 75° e 90° graus para a articulação do ombro; 45°, 90° e 110° graus para a articulação do cotovelo. Foi medido em graus, o erro absoluto para cada angulação, na qual consiste na diferença entre as posições indicadas (alvo) e a posição obtida de posicionamento final (NIESSEN *et al.*, 2008; YALCIN *et al.*, 2012). A Figura 13 demonstra as posições realizadas para a articulação do ombro, e a Figura 14 demonstra as posições de testes realizadas para a articulação do cotovelo. A ordem das angulações e dos movimentos foram randomizadas em ambos os grupos, com o objetivo de prevenir o processo de aprendizagem.

No total, 18 posições do braço foram testadas, sendo 09 posições para ombro e 09 posições para cotovelo, com o tempo de execução das coletas em média de 50 minutos a 01 hora para cada voluntário.

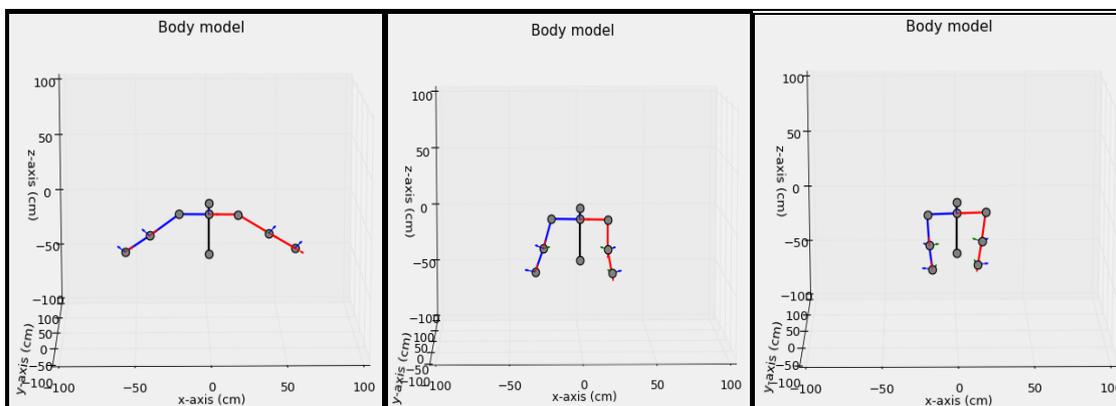


Figura 13: Angulações do ombro: 45°, 75° e 90° graus.

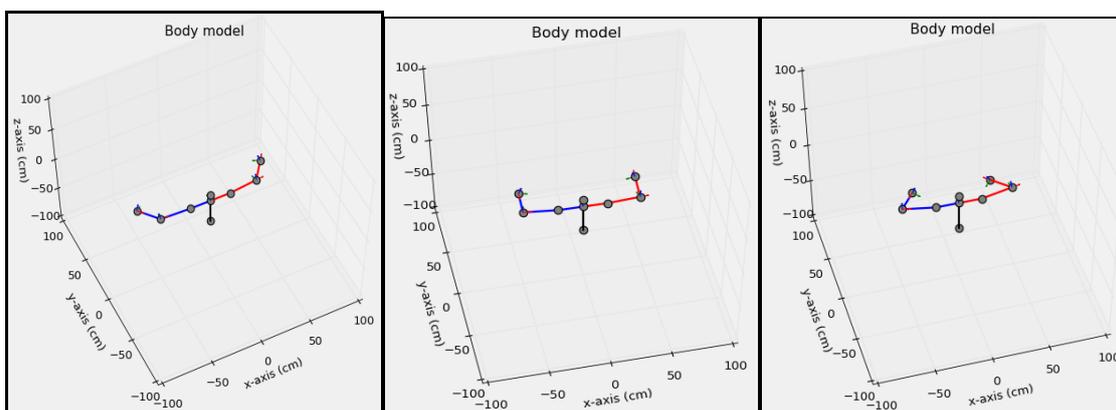


Figura 14: Angulações do cotovelo 45°, 90° e 110° graus.

5.1.6 Análise de Dados

Após realizar as coletas, os dados foram salvos em formato txt.doc e enviados para o programa Excel 2016, onde foram extraídos os dados importantes para análise. Em seguida foi realizado uma análise da diferença percentual entre os 3 grupos saudáveis (G1, G2, G3) de acordo com as idades, para determinar as diferenças quanto às precisões de posicionamento dos MMSS destes sujeitos.

A diferença percentual foi calculada como a medida da diferença entre o membro não dominante (posição fixa), e o membro dominante (posição alcançada), para os sujeitos saudáveis, e para os sujeitos pós AVE, a diferença percentual calculada foi em relação ao membro afetado (posição fixa), e o membro não afetado (posição alcançada).

Posteriormente foi extraído a regressão linear e adicionado os valores dos sujeitos pós AVE's. A equação da reta e o coeficiente de determinação (R^2) foram extraídos.

Foram realizadas análises a partir de uma abordagem quantitativa para o protocolo experimental. A partir de cálculos não paramétricos, como medidas de tendência central e dispersão, e procurou-se caracterizar os grupos amostrais com a finalidade de verificar a normalidade da amostra. Para isto foi aplicado o teste de Shapiro-Wilk.

5.2 Resultados

Serão apresentados abaixo os resultados descritivos obtidos nesta pesquisa, além de tabelas e gráficos para melhor visualização dos resultados.

Para os três grupos de sujeitos saudáveis, individualmente, foram gerados resultados como: mediana da idade e desvio padrão.

O gráfico 3 apresenta as coordenadas dos sujeitos saudáveis em relação a idade versus o erro absoluto para as angulações de ombro em 45 graus e o coeficiente de determinação da regressão linear. Na sequência, o gráfico 4 demonstra a reta da mediana para os sujeitos saudáveis, e a variabilidade dos sujeitos pós AVE (pontos coloridos), ou seja, o quão distante do “normal” sujeitos que possuem déficits proprioceptivos se localizam.

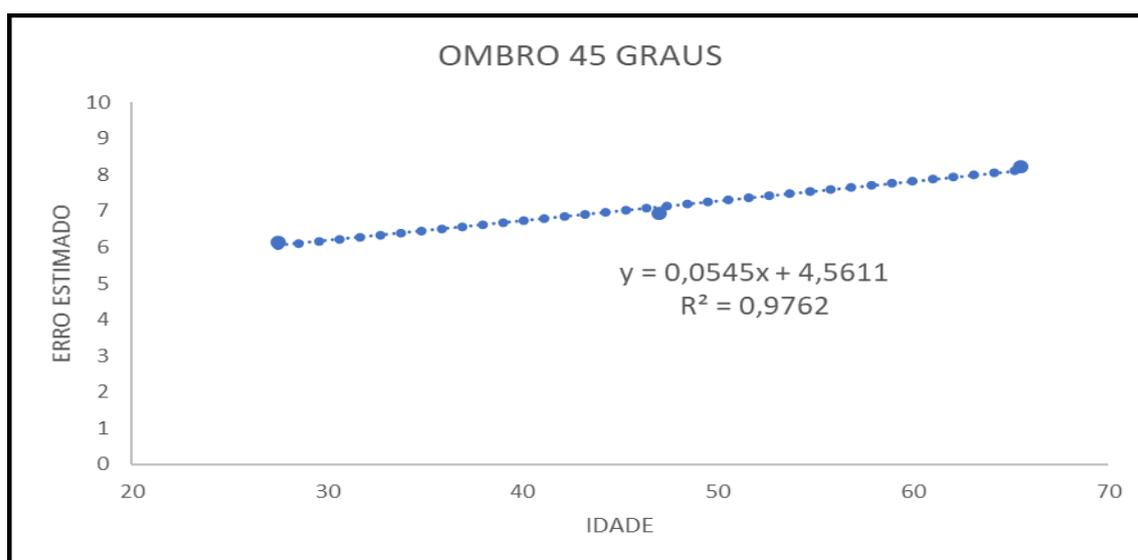


Gráfico 3: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do ombro em 45 graus.

O gráfico acima apresenta o erro estimado para os 03 grupos de sujeitos saudáveis, consistindo nos seguintes resultados: G1 apresentou erro estimado de $6,15 \pm 0,78$; G2 apresentou erro estimado de $6,94 \pm 3,13$; e G3 obteve erro estimado de $8,23 \pm 3,47$. Uma alta correlação é observada entre a idade com o erro estimado de cada grupo ($R^2 = 0,9762$), demonstrando que a idade influencia nos erros proprioceptivos.

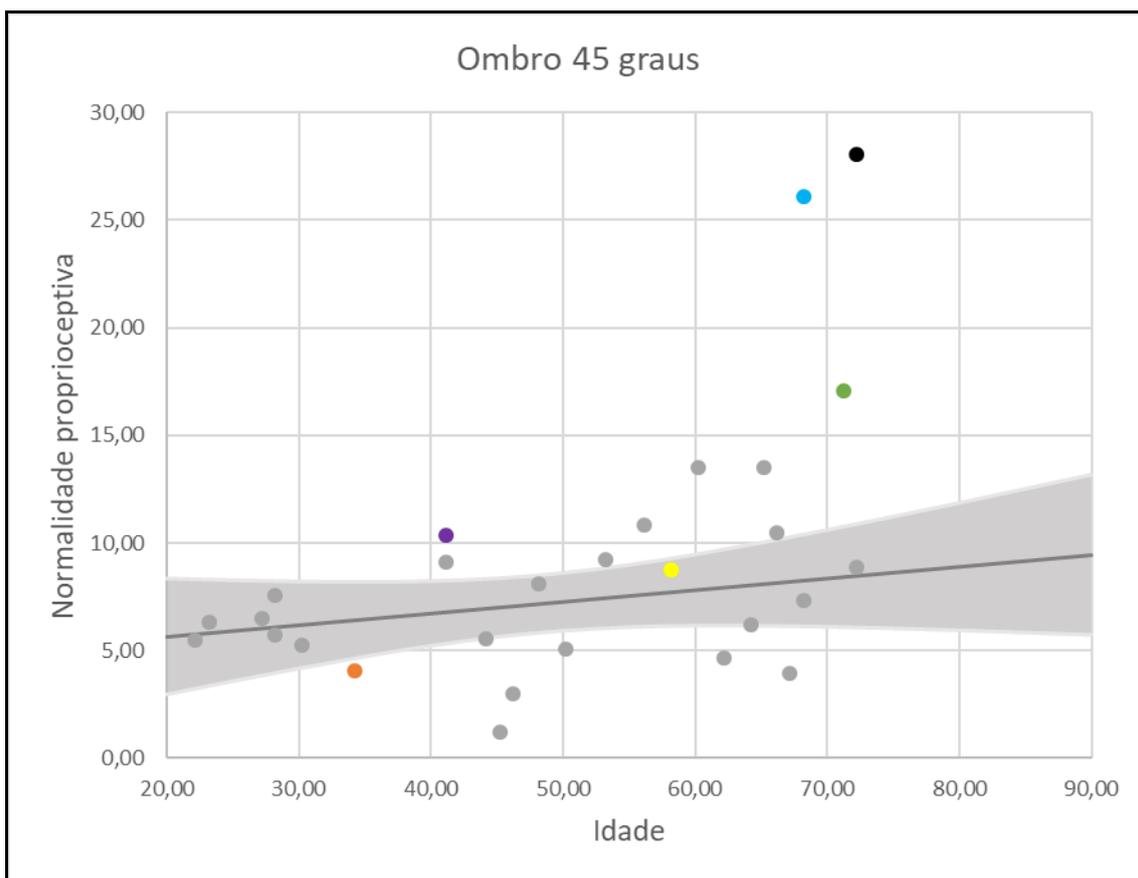


Gráfico 4: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE para a articulação do ombro em 45 graus, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos.

A tabela 4 apresenta os resultados para os seis sujeitos analisados (pós AVE), em relação a idade, variabilidade percentual obtida para o protocolo utilizado nesta pesquisa, e as escalas quali-quantitativas aplicadas.

Quanto as variações dos erros percentuais, para todas as articulações testadas do ombro e do cotovelo, foram realizadas análises com base na equação da reta de normalidade proprioceptiva, onde o valor x foi substituído pela idade de cada sujeito pós AVE subagudo para se calcular o erro estimado.

Tabela 4: Resultados da aplicação do protocolo para ombro em 45 graus, escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*

| Sujeito | Idade | Varição do erro protocolo O45 | Fugl-Meyer | <i>Nottingham</i> |
|---------|-------|-------------------------------|------------|-------------------|
| 1 | 34 | -34,36% | 1 | 3 |
| 2 | 41 | 54,51% | 1 | 2 |
| 3 | 58 | 15,25% | 1 | 3 |
| 4 | 68 | 217,16% | 1 | 2 |
| 5 | 71 | 103,66% | 1 | 2 |
| 6 | 72 | 231,99% | 1 | 2 |

Observa-se que, para os sujeitos de 34 e 58 anos ocorreu um menor erro percentual proprioceptivo, porém nota-se que o erro entre eles é de variável importância. Quanto às escalas quali-quantitativas, percebe-se que elas não dão opção ao avaliador para distinguir estes erros, apenas demonstram que há diferença proprioceptiva.

Para a escala de Fugl-Meyer, segundo os escores, estes dois sujeitos (34 e 58 anos) tiveram $\frac{3}{4}$ de movimentos corretos, porém nota-se que há diferença entre o membro afetado e o membro não afetado. E para a escala de *Nottingham*, os dois sujeitos estavam com a propriocepção normal, ou com um erro menor que 10° em relação à posição fixa (de interesse). E para os demais voluntários, nota-se que ambas as escalas foram pontuadas igualmente, o que dificulta o processo de objetivos de tratamento terapêutico. Porém, com a utilização dos sensores inerciais é notável esta variação proprioceptiva, demonstrando que o processo de tratamento terapêutico deve ser diferente para cada paciente.

O gráfico 5 demonstra a reta da normalidade dos sujeitos saudáveis para a angulação de ombro em 75 graus, assim como o coeficiente de determinação da regressão linear, e o gráfico 6 demonstra a reta da mediana para os sujeitos saudáveis, e a variabilidade dos sujeitos pós AVE (pontos coloridos), ou seja, o quão distante do “normal” sujeitos que possuem déficits proprioceptivos se localizam.

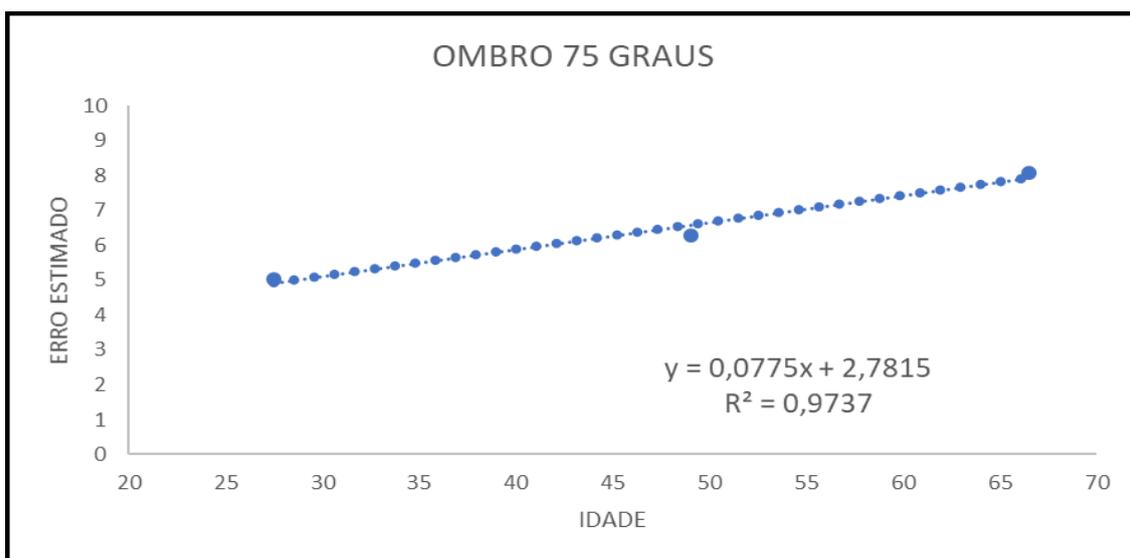


Gráfico 5: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do ombro em 75 graus.

Para a articulação do ombro em 75 graus (gráfico 5), foram encontrados os seguintes resultados: G1 erro estimado de $7,07 \pm 2,77$; G2 erro estimado de $6,29 \pm 3,16$; e para o G3, o erro e estimado foi de $11,16 \pm 4,85$.

Uma alta correlação é observada entre a idade com o erro estimado destes grupos, ($R^2 = 0,9737$).

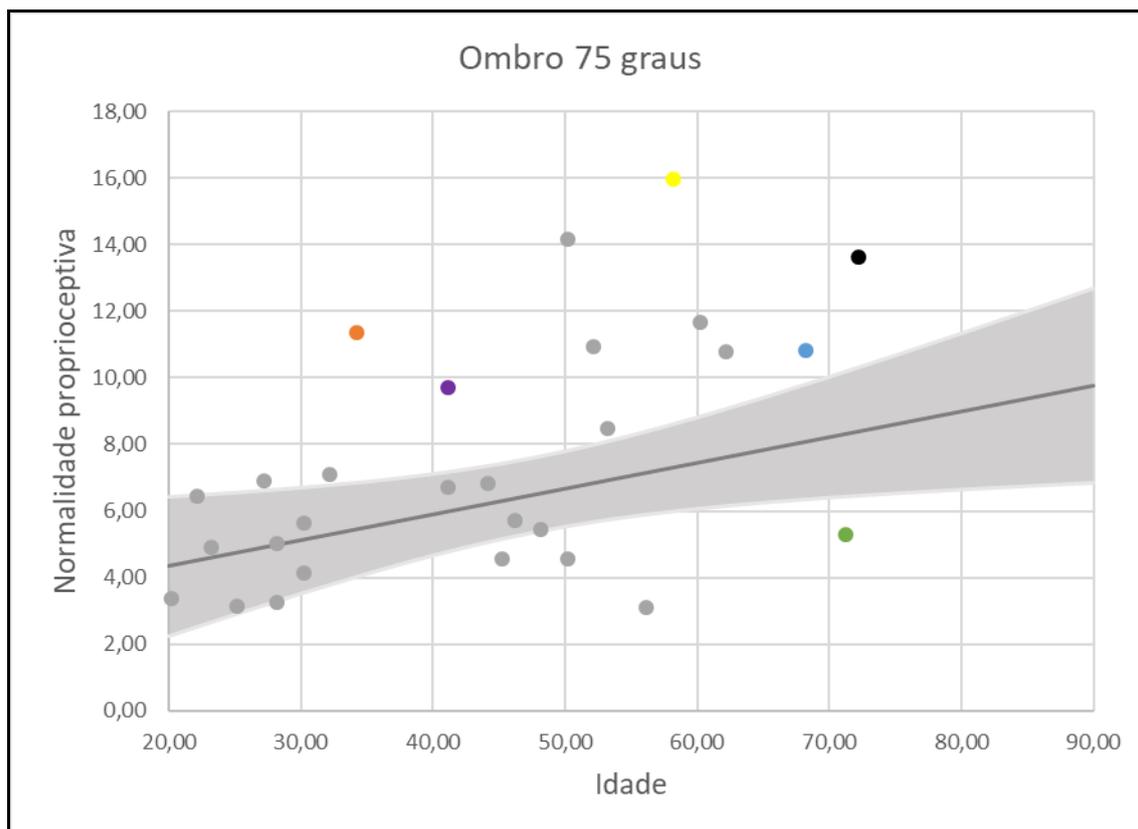


Gráfico 6: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos.

A tabela 5 apresenta os resultados, para os seis sujeitos analisados (pós AVE), a variabilidade percentual obtida para o protocolo utilizado e as escalas qualitativas.

Tabela 5: Resultados da aplicação do protocolo para ombro em 75 graus, escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*

| Sujeito | Idade | Varição erro protocolo O75 | Fugl-Meyer | <i>Nottingham</i> |
|---------|-------|----------------------------|------------|-------------------|
| 1 | 34 | 111,02% | 1 | 2 |
| 2 | 41 | 64,28% | 1 | 2 |
| 3 | 58 | 120,44% | 1 | 2 |
| 4 | 68 | 35,50% | 1 | 3 |
| 5 | 71 | -35,41% | 1 | 2 |
| 6 | 72 | 63,72% | 1 | 2 |

Para a angulação do ombro em 75 graus, foi observado que os sujeitos com as idades de 68 e 71 anos obtiveram melhores desempenhos proprioceptivos, de acordo

com o equipamento utilizado, apresentando resultados próximos à reta de normalidade. Para a escala de *Nottingham*, o sujeito de 68 anos apresentou pontuação 3, indicando que a posição alcançada estava normal ou menor que 10° da posição de referência, enquanto que, para o sujeito de 71 anos, a mesma escala foi pontuada com 2, resultando uma direção de movimento maior que 10° da posição de referência.

O gráfico 7 demonstra a reta da normalidade dos sujeitos saudáveis para a angulação de ombro em 90 graus, assim como o coeficiente de determinação da regressão linear, e o gráfico 8 apresenta a reta da mediana para os sujeitos saudáveis, e a variabilidade dos resultados para os sujeitos pós AVE (pontos coloridos).

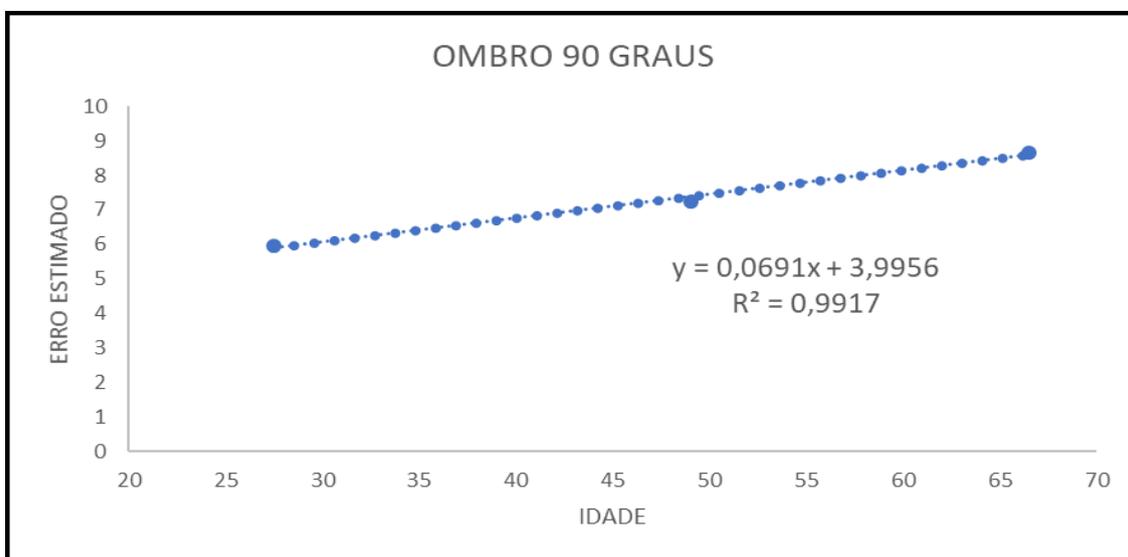


Gráfico 7: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do ombro em 90 graus.

Para a articulação do ombro em 90 graus (gráfico 7), os resultados foram os seguintes: G1 apresentou erro estimado de $5,96 \pm 1,29$; G2 apresentou erro estimado de $7,24 \pm 2,80$, e para o G3 o erro estimado foi de $8,67 \pm 2,49$.

Uma correlação alta também é observada para esta angulação entre a idade com o erro estimado de cada grupo ($R^2 = 0,9917$).

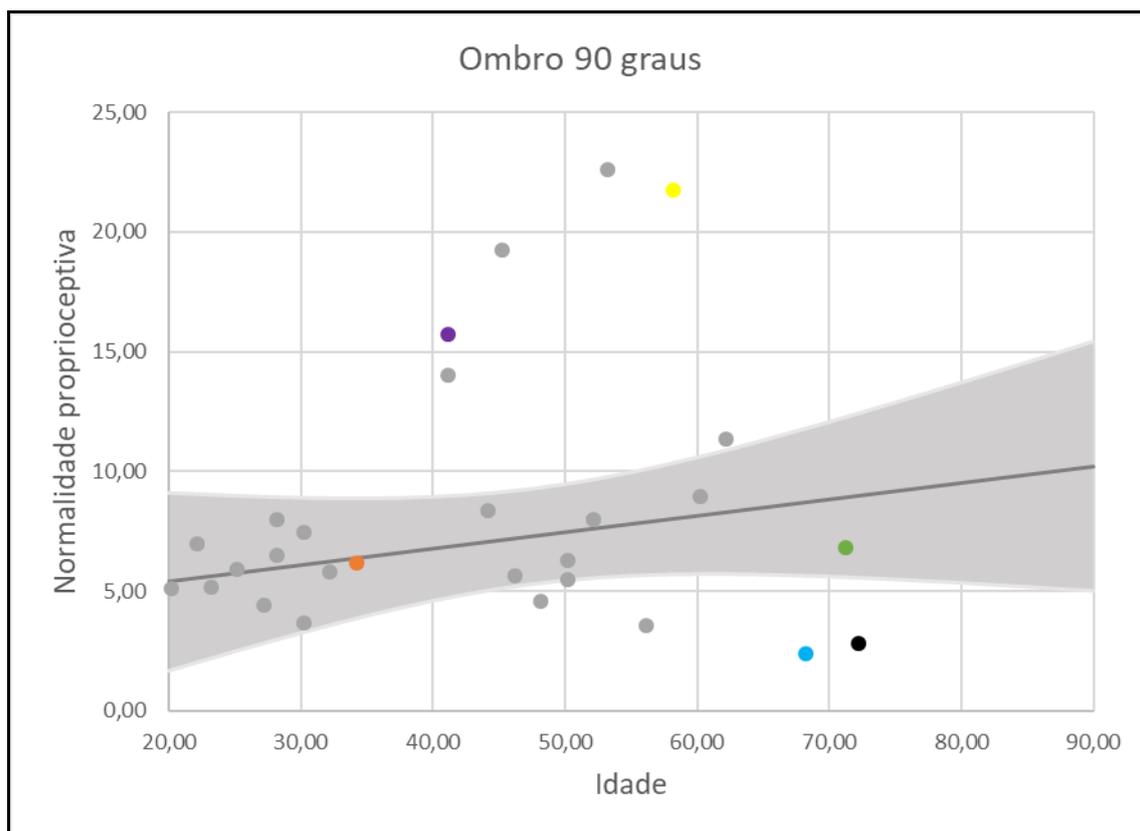


Gráfico 8: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos.

A tabela 6 apresenta os resultados para os seis sujeitos analisados (AVE), quanto a idade, a variabilidade percentual obtida para o protocolo utilizado e as escalas qualitativas. Para este protocolo da articulação do ombro em 90 graus, observa-se que o sujeito de 34 anos e 71 anos obtiveram erros bem menores quando comparado aos outros voluntários, porém com déficits proprioceptivos aparentes. As escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham* estão em conformidade com os resultados obtidos dos sensores inerciais, entretanto não apresentam dados fidedignos para que os terapeutas possam ter um feedback em continuar ou não o mesmo plano terapêutico.

Tabela 6: Resultados da aplicação do protocolo para ombro em 90 graus, escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*

| Sujeito | Idade | Varição do erro protocolo O90 | Fugl_Meyer | <i>Nottingham</i> |
|---------|-------|-------------------------------|------------|-------------------|
| 1 | 34 | -1,02% | 1 | 3 |
| 2 | 41 | 132,26% | 1 | 2 |
| 3 | 58 | 173,38% | 1 | 2 |
| 4 | 68 | -71,59% | 1 | 2 |
| 5 | 71 | -22,04% | 1 | 3 |
| 6 | 72 | -67,67% | 1 | 2 |

O gráfico 9 demonstra a reta da normalidade dos sujeitos saudáveis para a articulação do cotovelo em 45 graus, assim como o coeficiente de determinação da regressão linear, e o gráfico 10 apresenta a reta da mediana para os sujeitos saudáveis, a variabilidade de erros para os sujeitos pós AVE (pontos coloridos).

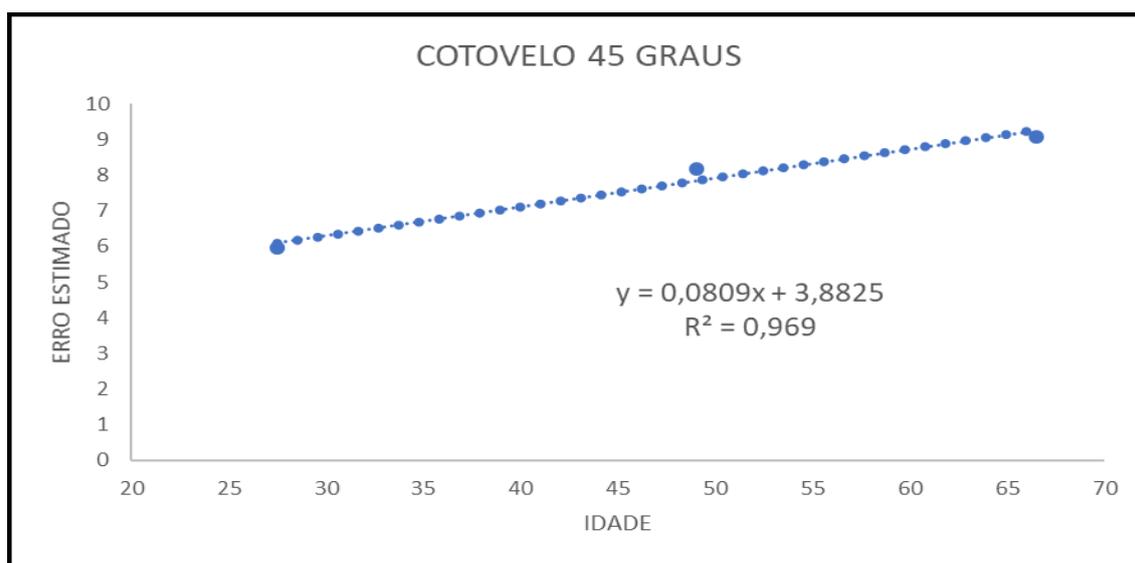


Gráfico 9: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do cotovelo em 45 graus.

Para a angulação de 45 graus da articulação do cotovelo (gráfico 9), foram obtidos os seguintes resultados, G1 obteve erro estimado de $5,96 \pm 1,55$; G2, erro estimado de $8,17 \pm 2,50$; e G3 obteve erro estimado de $9,08 \pm 1,58$.

Houve uma alta correlação para esta angulação também, com $R^2 = 0,969$, explicando os valores obtidos.

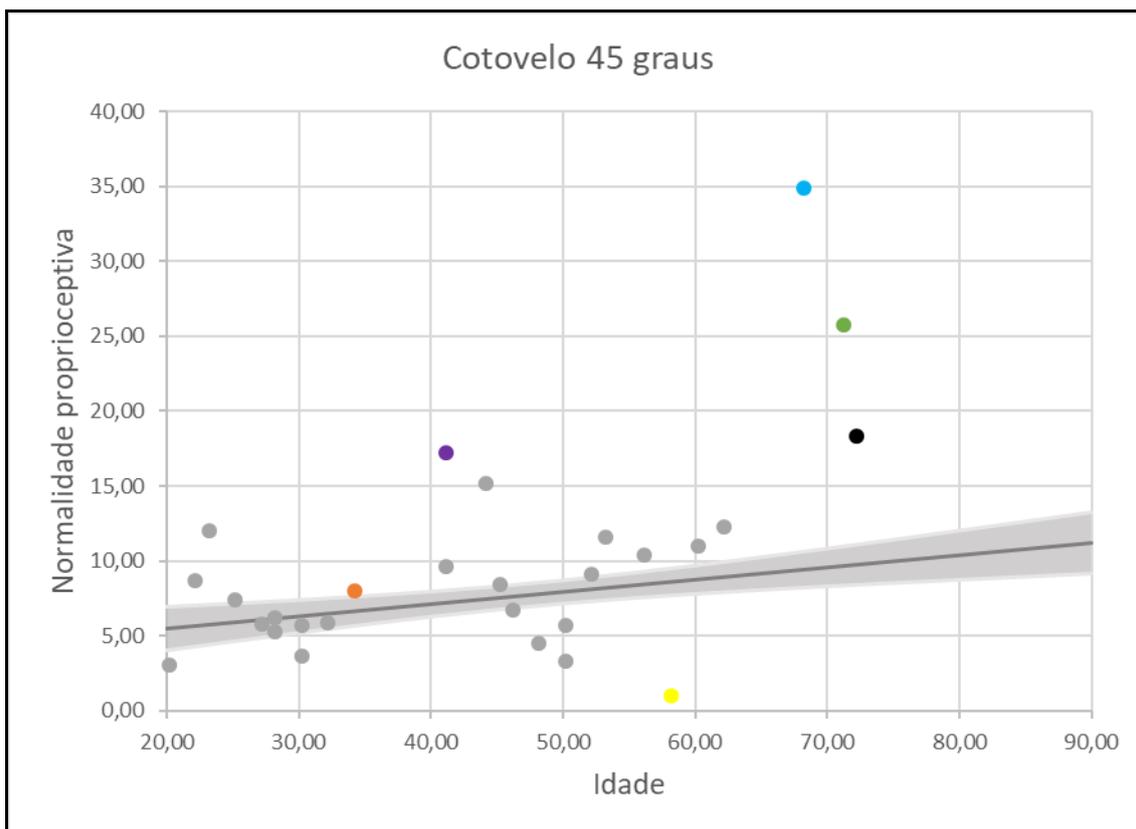


Gráfico 10: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos.

A tabela 7 apresenta os resultados, para os seis sujeitos analisados pós AVE para a articulação do cotovelo em 45 graus em relação a idade, variabilidade percentual obtida para o protocolo utilizado e as escalas quali-quantitativas utilizadas. Neste protocolo aplicado com os sensores inerciais, é possível distinguir com precisão e quantificar grandes déficits proprioceptivos dos 5 sujeitos, principalmente para os sujeitos com 68, 71 e 72 anos, exceto o sujeito com 34 anos, que obteve menor erro proprioceptivo em relação aos demais corroborando com as pontuações das escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*.

Tabela 7: Resultados da aplicação do protocolo para cotovelo em 45 graus, escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*

| Sujeito | Idade | Varição do erro protocolo C45 | Fugl-Meyer | <i>Nottingham</i> |
|---------|-------|-------------------------------|------------|-------------------|
| 1 | 34 | 23,47% | 2 | 3 |
| 2 | 41 | 141,54% | 1 | 2 |
| 3 | 58 | -86,47% | 1 | 2 |
| 4 | 68 | 273,73% | 1 | 2 |
| 5 | 71 | 168,94% | 1 | 2 |
| 6 | 72 | 90,78% | 1 | 2 |

O gráfico 11 demonstra a reta da normalidade dos sujeitos saudáveis para a angulação do cotovelo em 90 graus, assim como o coeficiente de determinação da regressão linear, e o gráfico 12 apresenta a reta da mediana para os sujeitos saudáveis, e a variabilidade de erro pós AVE (pontos coloridos).

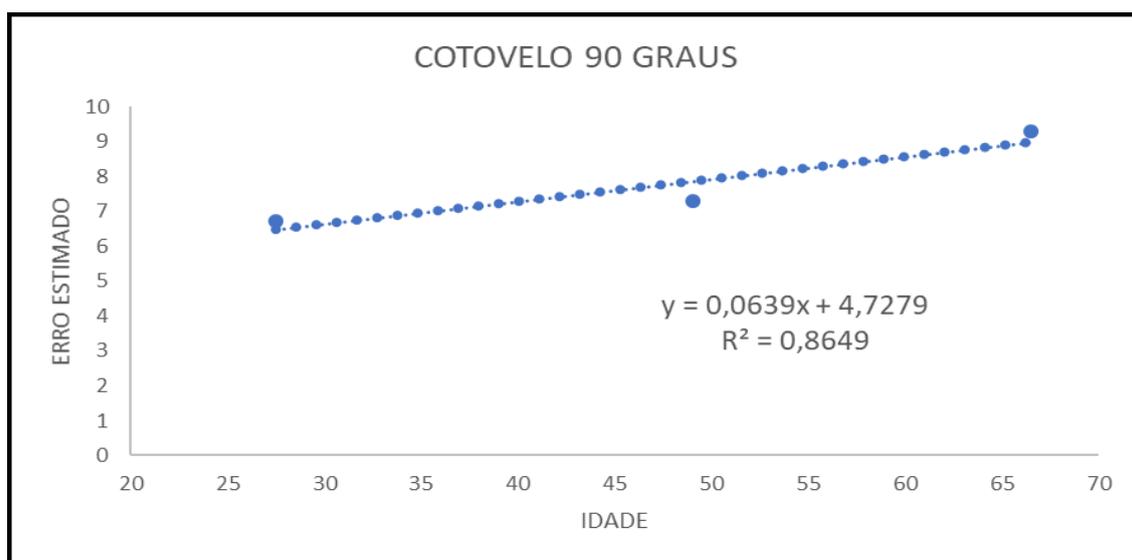


Gráfico 11: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulação do cotovelo em 90 graus.

Para a articulação do cotovelo em 90 graus (gráfico 11), os resultados obtidos foram: G1 apresentou erro estimado de $6,74 \pm 4,17$; G2 apresentou erro estimado de $7,29 \pm 3,58$; e G3 apresentou erro estimado de $9,29 \pm 3,69$. E uma alta correlação também foi observada entre a idade e o erro estimado de cada grupo ($R^2 = 0,8649$).

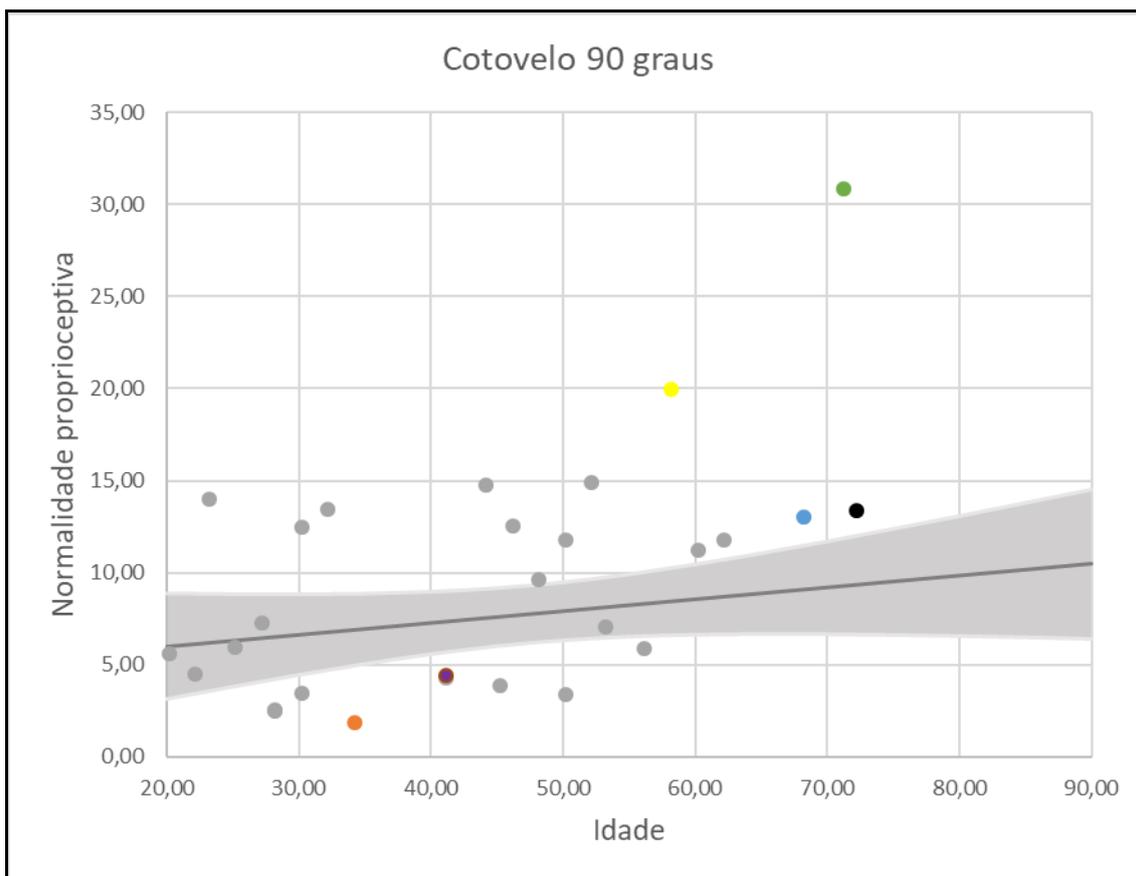


Gráfico 12: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos.

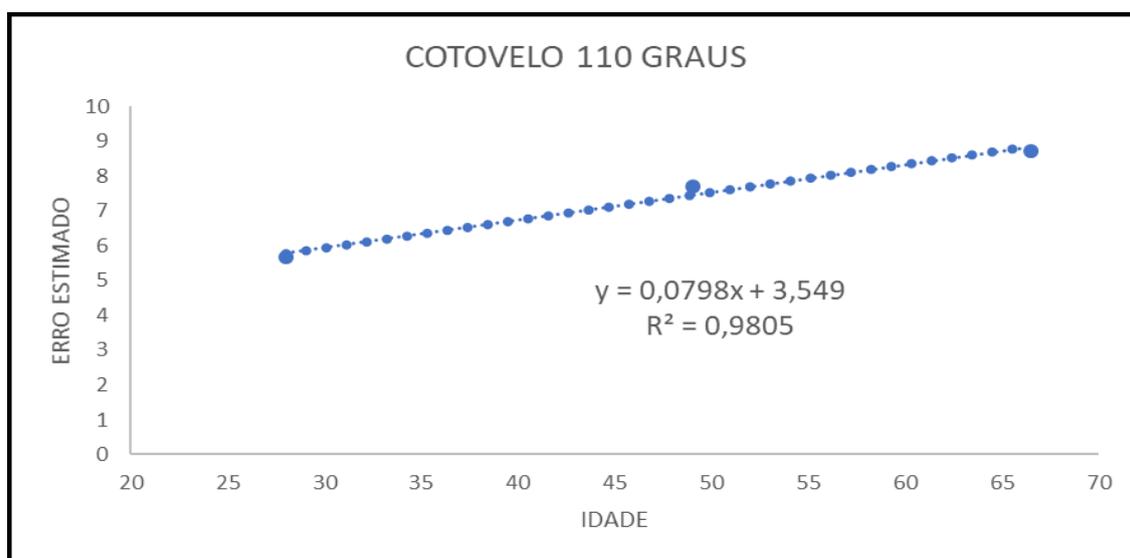
A tabela 8 apresenta os resultados para os seis sujeitos analisados pós AVE, a variabilidade percentual obtida para o protocolo utilizado e as escalas quali-quantitativas.

Para a articulação do cotovelo em 90 graus, o apenas o sujeito com 41 anos obteve um menor erro proprioceptivo quando comparado aos demais, recebendo uma pontuação das escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham* diferenciada, entretanto, observa-se que o protocolo aqui utilizado pelos sensores inerciais se apresenta mais sensível e fidedigno quando comparado às escalas clínicas.

Tabela 8: Resultados da aplicação do protocolo para cotovelo em 90 graus, escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*

| Sujeito | Idade | Variaco do erro protocolo C90 | Fugl-Meyer | <i>Nottingham</i> |
|---------|-------|--------------------------------|------------|-------------------|
| 1 | 34 | -71,30% | 1 | 2 |
| 2 | 41 | -38,07% | 2 | 3 |
| 3 | 58 | 138,19% | 1 | 2 |
| 4 | 68 | 44,96% | 1 | 2 |
| 5 | 71 | 234,70% | 1 | 2 |
| 6 | 72 | 44,92% | 1 | 2 |

O gráfico 13 demonstra a reta da normalidade dos três grupos de sujeitos saudáveis para a angulao do cotovelo em 110 graus, assim como o coeficiente de determinao da regresso linear. O gráfico 14 demonstra a reta da mediana para os sujeitos saudáveis, e a variabilidade dos sujeitos ps AVE (pontos coloridos), ou seja, o quão distante do “normal” sujeitos que possuem déficits proprioceptivos se localizam.



Gráfico 13: Coordenadas da idade versus erro absoluto estimado dos sujeitos saudáveis para articulao do cotovelo em 110 graus.

Os resultados para a articulao do cotovelo em angulao de 110 graus foram: G1 apresentou erro estimado de $5,67 \pm 3,32$; G2 apresentou erro estimado de $7,71 \pm 3,40$; e G3 apresentou erro estimado de $9,81 \pm 4,52$.

Em relao a correlao, nota-se também uma alta correlao entre a idade com o erro estimado dos grupos ($R^2 = 0,9805$).

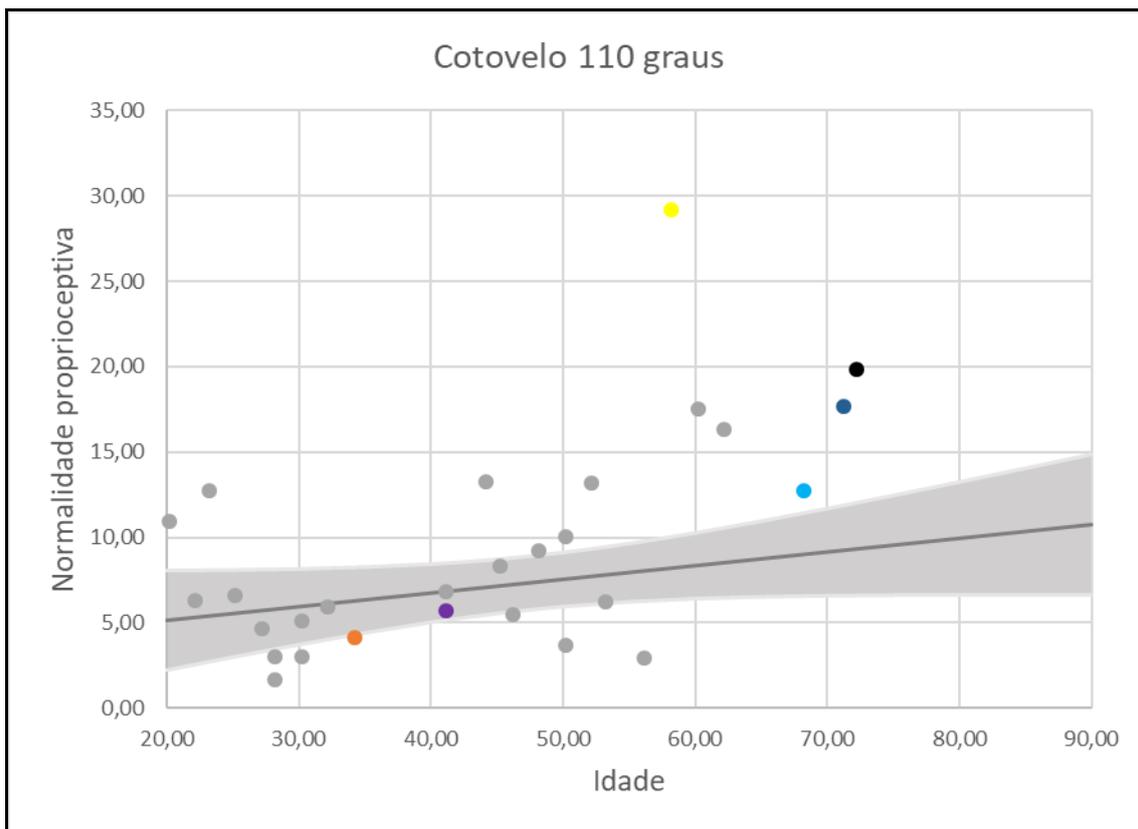


Gráfico 14: Os pontos coloridos representam os sujeitos pós AVE, onde cada cor se refere a um sujeito com sua respectiva idade: Laranja: 34 anos; Roxo: 41 anos; Amarelo: 58 anos; Azul claro: 68 anos; Verde: 71 anos; Preto: 72 anos.

A tabela 9 apresenta os resultados para os seis sujeitos analisados (pós AVE), em relação a idade, variabilidade percentual obtida para o protocolo utilizado e as escalas quali-quantitativas.

Observa-se que os sujeitos com idades de 34, 41 e 68 anos apresentam menores déficits proprioceptivos em relação aos demais sujeitos, e receberam boas pontuações das escalas, indicando que estavam próximos à normalidade proprioceptiva quando comparado aos sujeitos saudáveis.

Tabela 9: Resultados da aplicação do protocolo para cotovelo em 110 graus, escalas de Fugl-Meyer e *Nottingham*

| Sujeito | Idade | Varição do erro protocolo C110 | Fugl-Meyer | <i>Nottingham</i> |
|---------|-------|--------------------------------|------------|-------------------|
| 1 | 34 | -31,49% | 2 | 3 |
| 2 | 41 | -14,67% | 2 | 3 |
| 3 | 58 | 258,30% | 1 | 2 |
| 4 | 68 | 43,16% | 2 | 3 |
| 5 | 71 | 93,05% | 1 | 2 |
| 6 | 72 | 115,39% | 1 | 2 |

Capítulo 6

6. Discussão

Os resultados desta pesquisa demonstraram ser fundamental o uso de um equipamento que seja simples para avaliar quantitativamente a propriocepção na prática clínica com redução de erros durante o processo avaliativo e que possibilite resultados fidedignos e precisos, tendo em vista que todos os sujeitos pós AVE subagudo avaliados nesta pesquisa apresentaram prejuízos proprioceptivos, indicando que este é um problema comum.

Esta pesquisa propôs um novo protocolo de avaliação quantitativa da propriocepção, discriminando grupos diferentes, com sujeitos saudáveis e sujeitos pós AVE subagudo, afim de avaliar e entender qual a normalidade proprioceptiva de sujeitos saudáveis, para que, posteriormente fosse possível comparar aos resultados de sujeitos que possuem déficits neurológicos.

Com o protocolo desenvolvido foi possível identificar de forma precisa e fidedigna os resultados obtidos, além de apresentar uma maior sensibilidade para análise da propriocepção quando comparado aos resultados obtidos das escalas avaliativas quali-quantitativas comumente utilizadas em clínicas e nesta pesquisa. Também permitiu extrair dados importantes para analisar a variabilidade de erros durante os diferentes ângulos testados para as articulações do ombro e do cotovelo.

A maneira para avaliar a propriocepção foi escolhida baseada em concordância com a literatura (FUENTES; BASTIAN, 2010; HAN, J. *et al.*, 2015). E como já descrito anteriormente, a propriocepção é definida como a capacidade de identificar a posição e o movimento corporal em um espaço tridimensional e cinestesia é a consciência do movimento corporal (LI; WU, 2014).

Á partir desta definição foi direcionado alguns aspectos importantes a serem extraídos e avaliou-se de maneira quantitativa os déficits proprioceptivos de sujeitos pós AVE subagudo devido ao fato de que estes sujeitos possuem deficiência para identificar o membro e o movimento no espaço, sendo cruciais para o controle do movimento juntamente às interações ambientais e da vida cotidiana.

Portanto, os aspectos abordados nesta pesquisa justificam utilizar as medidas proprioceptivas quantitativas como forma de avaliação. Além de estar em conformidade

com a definição da propriocepção, o protocolo desenvolvido para avaliação de medidas quantitativas utilizando sensores inerciais possuem as vantagens de avaliar especificamente a propriocepção.

Ao analisar os sujeitos saudáveis, para todas as angulações e em ambas as articulações (ombro e cotovelo), foi observado uma tendência do comportamento linear da idade sobre o erro proprioceptivo, dentro da região de normalidade, de modo que quanto maior a idade destes sujeitos, maior foi o erro proprioceptivo. O comportamento dos sujeitos saudáveis demonstrou que o método desenvolvido nesta pesquisa corrobora com a literatura (ANTES *et al.*, 2009; BROWN, 2007).

De acordo com Bullock-Saxton *et al.* (2001) há perdas proprioceptivas naturais decorrentes do envelhecimento em sujeitos com mais de 60 anos, ocorrendo diversas alterações, tais como redução da função sensório-motora a nível de SNC e SNP com perdas dendríticas no córtex motor, e conseqüentemente, reduções neuronais e alterações neuroquímicas cerebelares (GORDON; POLSKY; SCHILLER, 2006).

De modo semelhante a outros estudos (FUENTES; BASTIAN, 2010; LI; WU, 2014), e no intuito de entender e explicar estes déficits proprioceptivos, foi realizado uma análise individualizada para cada sujeito pós AVE subagudo, partindo do conceito literário de que a idade influencia na propriocepção (BROWN, 2007).

Esta pesquisa demonstrou que todos os sujeitos pós AVE subagudo apresentaram algum tipo de déficit proprioceptivo, tanto para a articulação do ombro, como para a articulação do cotovelo, de acordo com o tipo de movimento executado e o ângulo testado. Desta forma, pode-se observar que a propriocepção de ambos os membros (lesionado e não lesionado) estava alterada durante os movimentos testados de abdução de ombro e flexão de cotovelo, demonstrando resultados sobre como a propriocepção é comprometida nestes sujeitos.

A literatura atual ainda é limitada em relação às alterações proprioceptivas em sujeitos pós AVE subagudo e a maior parte dos estudos que abordam conceitos sobre como os déficits proprioceptivos podem afetar a estabilidade articular são provenientes de pesquisas com pessoas saudáveis ou atletas e sendo assim, este assunto torna-se importante para o processo de neuroreabilitação.

Um estudo realizado por Niessen *et al.* (2008), em seus resultados foram apontadas relevâncias sobre a propriocepção do ombro em sujeitos pós AVE subagudo, determinando alterações na cinestesia da articulação do ombro durante a rotação interna e externa bilateralmente quando comparado a sujeitos controle. A presente pesquisa,

corrobora com alguns destes achados, como por exemplo, o sujeito pós AVE com 41 anos, que apresentou cerca de 132.26% de déficit proprioceptivo para articulação do ombro em 90 graus, quando comparado aos sujeitos saudáveis. Esta alta taxa percentual de erro proprioceptivo pode ser explicada pelo fato de o paciente estar com 15 dias de lesão no dia do protocolo avaliativo.

Nesta pesquisa foi investigado movimentos combinados de abdução de ombro e flexão de cotovelo, sendo estes, movimentos importantes para realização de atividades de vida diária, enquanto que no estudo de Niessen et al. (2008) foi avaliado a rotação interna e externa do ombro em sujeitos pós AVE subagudos, sendo principalmente os rotadores externos importantes estabilizadores para a articulação do ombro.

Outro fato a ser destacado, e levando em consideração que a propriocepção é alterada não apenas ipsilateral à lesão, mas também ao lado contralateral de sujeitos pós AVE, é possível considerar que ocorram padrões de movimentos alterados durante o processamento e a integração das aferências sensoriais no SNC (NIESSEN *et al.*, 2008). Em 2005, Ciccarelli et al. utilizaram o exame de ressonância magnética funcional para observar a integração sensório-motora durante os movimentos passivos e ativos da articulação do tornozelo, e apontaram que o córtex sensorial e o córtex motor primário estão envolvidos durante o movimento, assim como as seguintes regiões corticais: área pré-motora, área motora suplementar contralateral a lesão, regiões subcorticais, e as áreas corticais associativas, como lobo da ínsula bilateral e giro temporal ipsilateral estão ativas durante movimentos passivos e ativos (CICCARELLI *et al.*, 2005; REDDY *et al.*, 2001; THICKBROOM; BYRNES; MASTAGLIA, 2003). Desta forma, pode-se dizer que o processamento aferente está alterado em sujeitos pós AVE subagudo.

Os resultados encontrados nesta pesquisa demonstraram que o hemisfério afetado pós AVE também pode contribuir para prejuízos durante a movimentação espacial. Um estudo comparativo entre a relação do hemisfério acometido no AVE concluiu que a lesão à esquerda causa maior comprometimento da movimentação voluntária e atenção espacial, e que as lesões no território da artéria cerebral média esquerda também causam maiores déficits durante a marcha e atividades de vida diária do que lesões à direita (VOOS; RIBEIRO DO VALLE, 2008).

Estes achados estão em conformidade com os resultados desta pesquisa, no qual os sujeitos com 58 e 72 anos obtiveram maiores erros proprioceptivos para a articulação do cotovelo em 110 graus e os sujeitos com 41 e 58 anos para a articulação do ombro

em 90 graus, a medida em que o membro estava mais próximo do corpo. E houveram reduções de erros angulares à medida em que o membro estava distante do corpo.

Diante dos resultados obtidos, vale destacar que as informações proprioceptivas estão localizadas principalmente nas cápsulas articulares, ligamentos e tendões com complementos fornecidos pelas fâscias musculares e camadas profundas da pele, que são estimulados em maiores intensidades durante maiores amplitudes de movimento (FUENTES; BASTIAN, 2010).

Outro fator importante a ser destacado é em relação a distribuição destes receptores na articulação do ombro, que recebem maiores quantidades de terminações nervosas nas estruturas ligamentares e receptores de Pacini e Ruffini, com exceção ao ligamento glenoumeral, que não apresenta a mesma distribuição (MYERS; LEPHART, 2000). Desta forma, a diferença na distribuição das terminações nervosas e receptores relacionados com a perda ou redução da integridade articular acarretam a necessidade de maior alongamento para a articulação do ombro durante a abdução, para que ocorra ativação dos receptores proprioceptivos (OTG e fuso neuromuscular) e menor déficit proprioceptivos em sujeitos pós AVE.

Em relação às escalas avaliativas quali-quantitativas comumente utilizadas em clínicas, e considerando a confiabilidade para o potencial de avaliação proprioceptiva, de acordo com alguns estudos relevantes (LIMA *et al.*, 2010; MAKI *et al.*, 2006), observou-se, nesta pesquisa que estas escalas não possuem nível significativo de sensibilidade para avaliações proprioceptivas mais precisas, uma vez que limita o terapeuta a utilizar escores com maior precisão, ou seja, não são sensíveis quando comparadas aos estudos que fazem uso de outros recursos como: avaliações robotizadas ou câmeras ópticas (FUENTES; BASTIAN, 2010; GOBLE, 2010; HENRIQUES; CRESSMAN, 2012; LI; WU, 2014).

Neste contexto, a presente pesquisa demonstrou a importância de um equipamento sensível para avaliar déficits proprioceptivos, sendo fundamental a padronização de um protocolo de avaliação para a neurorreabilitação, exigindo protocolos específicos de reabilitação que incluam intervenções e tarefas distintas com e sem o auxílio do campo visual.

Para o protocolo experimental utilizado nesta pesquisa foi possível perceber que houveram alterações proprioceptivas bastante distintas entre os sujeitos pós AVE analisados, entretanto, as escalas clínicas quali-quantitativas não tiveram a sensibilidade para apontar estes déficits.

Uma avaliação precisa pode fornecer *insights* sobre a implementação de um plano terapêutico, podendo reunir informações preliminares sobre a precisão proprioceptiva, dando uma possibilidade de reabilitar estes sujeitos em menor tempo, e com alta eficácia no tratamento.

6.1 Limitações da pesquisa

Uma das limitações desta pesquisa consistiu no pequeno número de sujeitos avaliados, tanto para saudáveis quanto para AVE subagudo, além da dificuldade em encontrar AVE subagudo que estivesse dentro dos critérios de inclusão da pesquisa. A não verificação de resultados para diferentes avaliadores e a falta de um estudo com protocolo padrão como medida de avaliação da propriocepção e como medida de comparação com o protocolo proposto nesta pesquisa.

Capítulo 7

7. Conclusões

Na prática clínica é essencial a quantificação da propriocepção de forma mais viável, clara e objetiva. A mensuração quantitativa tem uma importância tanto para o diagnóstico clínico quanto para o plano de tratamento a curto e longo prazo, conduzindo um tratamento mais apropriado e um acompanhamento da evolução clínica.

Desta forma, foi desenvolvido e implementado nesta pesquisa um equipamento para a avaliação quantitativa da propriocepção por meio de medidas angulares em espaço tridimensional. O equipamento desenvolvido constitui de avanços nas pesquisas relacionadas à utilização da quantificação da propriocepção, onde foram realizadas técnicas de processamento de dados para inferir os déficits proprioceptivos de forma fidedigna.

A validação do equipamento para avaliação da propriocepção de membros superiores em sujeitos saudáveis e pós AVE demonstrou resultados satisfatórios, discriminando os graus de propriocepção de maneira quantitativa. As medidas avaliadas detectadas pelos sensores inerciais mostraram-se viáveis para a avaliação quantitativa da propriocepção, tanto para sujeitos saudáveis quanto para sujeitos que possuem déficits neurológicos, como demonstrado nesta pesquisa.

O rastreio proprioceptivo realizado com sensores inerciais demonstrou grande eficácia para avaliação quantitativa de sujeitos com déficits neurológicos, o que também pode auxiliar na proposta de tratamento e acompanhamento da evolução do quadro destes sujeitos.

7.1 Trabalhos Futuros

- Utilizar o equipamento como feedback online
- Verificar os resultados com a reprodução das avaliações para o mesmo avaliador e inter avaliadores.
- Realizar avaliações proprioceptivas em um maior número de voluntários.
- Acompanhar a evolução clínica dos sujeitos pós Acidente vascular encefálico subagudo durante um período de intervenções terapêuticas com objetivos de reduzir déficits proprioceptivos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBRUZZESE, G.; BERARDELLI, A. Sensorimotor integration in movement disorders. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*, v. 18, n. 3, p. 231–40, mar. 2003.

AIRES, M. M. *Fisiologia*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008.

AKI, M. T. *et al.* Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. v. 10, n. 2, p. 177–183, 2006.

ANTES, D. L. *et al.* Propriocepção de joelho em jovens e idosas praticantes de exercícios físicos. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 16, n. 4, p. 306–310, 2009. <https://doi.org/10.1590/S1809-29502009000400004>

AU-YEUNG, S. S. Y.; HUI-CHAN, C. W. Y. Predicting recovery of dextrous hand function in acute stroke. *Disability and Rehabilitation*, v. 31, n. 5, p. 394–401, 2009. <https://doi.org/10.1080/09638280802061878>

BALASUBRAMANIAN, S. *et al.* Robotic Assessment of Upper Limb Motor Function After Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 91, p. S255–S269, nov. 2012. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31826bcd1>

BEVAN, L. *et al.* Proprioceptive coordination of movement sequences: discrimination of joint angle versus angular distance. *Journal of neurophysiology*, v. 71, n. 5, p. 1862–1872, 1994. <https://doi.org/10.1152/jn.1994.71.5.1862>

BHANPURI, N. H.; OKAMURA, A. M.; BASTIAN, A. J. Active force perception depends on cerebellar function. *Journal of Neurophysiology*, v. 107, n. 6, p. 1612–1620, 2012. <https://doi.org/10.1152/jn.00983.2011>

BOSCO, G.; POPPELE, R. E. Proprioception from a spinocerebellar perspective. *Physiological reviews*, v. 81, n. 2, p. 539–568, 2001. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.2.539>

BROWN, D. E. A. B. J. M. S. H. Age-related differences in upper limb proprioceptive acuity. 2007.

CAREY, L. M.; OKE, L. E.; MATYAS, T. A. Impaired limb position sense after stroke: a quantitative test for clinical use. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 77, n. 12, p. 1271–8, dez. 1996. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90192-6](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90192-6)

CAREY, L.; MATYAS, T.; OKE, L. Evaluation of impaired fingertip texture discrimination and wrist position sense in patients affected by stroke: comparison of

clinical and new quantitative measures. *Journal of Hand Therapy*, 2002. <https://doi.org/10.1053/hanthe.2002.v15.01571>

CICCARELLI, O. *et al.* Identifying brain regions for integrative sensorimotor processing with ankle movements. *Experimental Brain Research*, v. 166, n. 1, p. 31–42, 2005. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-2335-5>

COLLINS, D. F. Cutaneous Receptors Contribute to Kinesthesia at the Index Finger, Elbow, and Knee. *Journal of Neurophysiology*, v. 94, n. 3, p. 1699–1706, 2005. <https://doi.org/10.1152/jn.00191.2005>

CONNELL, L. A. *Sensory Impairment and recovery After Stroke*. 2007. University of Nottingham, 2007.

CONNELL, L. A.; LINCOLN, N. B.; RADFORD, K. A. Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical rehabilitation*, v. 22, n. 8, p. 758–67, ago. 2008.

CONNELL, L.; LINCOLN, N.; RADFORD, K. Somatosensory impairment after stroke: frequency of different deficits and their recovery. *Clinical rehabilitation*, v. 22, n. 8, p. 758–67, 2008a. <https://doi.org/10.1177/0269215508090674>

CONNELL, L.; TYSON, S. Measures of sensation in neurological conditions: a systematic review. *Clinical Rehabilitation*, v. 26, n. 1, p. 68–80, 2012. <https://doi.org/10.1177/0269215511412982>

CRUZ, KCT; DIOGO, M. Avaliação da capacidade funcional de idosos com acidente vascular encefálico *. v. 22, n. 5, p. 666–672, 2009.

CUOMO, F.; BIRDZELL, M. G.; ZUCKERMAN, J. D. The effect of degenerative arthritis and prosthetic arthroplasty on shoulder proprioception. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 14, n. 4, p. 345–348, 2005. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.07.009>

DUKELOW, S. P. *et al.* Quantitative Assessment of Limb Position Sense Following Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 24, n. 2, p. 178–187, 2010. <https://doi.org/10.1177/1545968309345267>

DUNCAN, P. W.; PROPST, M.; NELSON, S. G. Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. *Physical therapy*, v. 63, n. 10, p. 1606–10, 1983. <https://doi.org/10.1093/ptj/63.10.1606>

ECKMAN LL. *Neurociências: Fundamentos para a reabilitação*. Rio de Janeiro: [s.n.], 2008.

FAGUNDES, J. S. *et al.* Instrumentos de avaliação sensorial pós-acidente vascular encefálico (AVE) descritos em português: uma revisão sistemática. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 22, n. 4, p. 435–442, 2015.

FARIA-FORTINI, I.; MICHAELSEN, S.; CASSIANO, J. Upper extremity function in stroke subjects: relationships between the international classification of functioning, disability, and health domains. *Journal of Hand*, 2011.

FINDLATER, S. E.; DUKELOW, S. P. Upper Extremity Proprioception After Stroke: Bridging the Gap Between Neuroscience and Rehabilitation. *Journal of motor behavior*, v. 0, n. 0, p. 27–34, 2 jan. 2016.

FOLSTEIN MF, FOLSTEIN SE, M. P. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*, v. 12, p. 189–198, 1975.

FU, S. N.; HUI-CHAN, C. W. Y. Are there any relationships among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? *Neuroscience Letters*, v. 417, n. 2, p. 123–127, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.01.068>

FUENTES, C. T.; BASTIAN, A. J. Where is your arm? Variations in proprioception across space and tasks. *Journal of neurophysiology*, v. 103, n. 1, p. 164–71, jan. 2010. <https://doi.org/10.1152/jn.00494.2009>

GOBLE, D. J. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *Physical therapy*, v. 90, n. 8, p. 1176–84, 1 ago. 2010.

GORDON, U.; POLSKY, A.; SCHILLER, J. Plasticity Compartments in Basal Dendrites of Neocortical Pyramidal Neurons. *Journal of Neuroscience*, v. 26, n. 49, p. 12717–12726, 6 dez. 2006. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3502-06.2006>

GUYTON, A.C.; HALL, J. E. *Tratado de fisiologia médica*. 11^a. edição ed. [S.l: s.n.], 2006.

GUYTON, A.C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 13^a ed. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2017.

HAN, J. *et al.* Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, v. 5, p. 80–90, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.10.004>

HAN, L.; LAW-GIBSON, D.; REDING, M. Key neurological impairments influence

function-related group outcomes after stroke. *Stroke*, 2002. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000019792.59599.CC>

HENRIQUES, D. Y. P.; CRESSMAN, E. K. Visuomotor adaptation and proprioceptive recalibration. *Journal of motor behavior*, v. 44, n. 6, p. 435–44, nov. 2012. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.659232>

HIGGINS, J. *et al.* Upper-limb function and recovery in the acute phase poststroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, v. 42, n. 1, p. 65–76, 2005. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.10.0156>

HOBBS, A. J. *et al.* Comparison of Lumbar Proprioception as Measured in Unrestrained Standing in Individuals With Disc Replacement, With Low Back Pain and Without Low Back Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 40, n. 7, p. 439–446, 2010. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.40.7.439>

HUANG, V. S.; KRAKAUER, J. W. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 6, n. 1, p. 5, 2009. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-5>

HUGHES, C. M. L. *et al.* Upper Extremity Proprioception in Healthy Aging and Stroke Populations, and the Effects of Therapist- and Robot-Based Rehabilitation Therapies on Proprioceptive Function. *Frontiers in Human Neuroscience*, v. 9, n. March, p. 1–11, 2015. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00120>

JUNQUEIRA, R.T., RIBEIRO, A.M.B E SCIANNI, A. A. Efeitos Do Fortalecimento Muscular E Sua Relação Com a Atividade Funcional E a Espasticidade Em Indivíduos Hemiparéticos. *Revista Brasileira Fisioterapia*, v. 8, n. 2, p. 247–252, 2004.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. *Fundamentos da neurociência e do comportamento*. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

KANDEL, ERIC R; SCHWARTZ, JAMES H; JESSELL, T. M. *Princípios da Neurociência*. Quarta Edi ed. Barueri, SP: [s.n.], 2003.

KING, J.; KARDUNA, A. Joint position sense during a reaching task improves at targets located closer to the head but is unaffected by instruction. *Experimental brain research*, v. 232, n. 3, p. 865–74, 19 mar. 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-013-3799-3>

KIPER, P. *et al.* Computational models and motor learning paradigms: Could they provide insights for neuroplasticity after stroke? An overview. *Journal of the Neurological Sciences*, v. 369, p. 141–148, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.08.019>

KIPER, P. *et al.* Proprioceptive Based Training for stroke recovery. Proposal of new treatment modality for rehabilitation of upper limb in neurological diseases. *Archives of Physiotherapy*, v. 5, n. 1, p. 6, 3 dez. 2015. <https://doi.org/10.1186/s40945-015-0007-8>

KITAGO, T. *et al.* Robotic therapy for chronic stroke: general recovery of impairment or improved task-specific skill? *Journal of neurophysiology*, v. 114, n. 3, 2015. <https://doi.org/10.1152/jn.00336.2015>

KUSOFFSKY, A.; WADELL, I.; NILSSON, B. Y. The relationship between sensory impairment and motor recovery in patients with hemiplegia. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, v. 14, n. 1, p. 27–32, 1982.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. *Motor recovery after stroke: a systematic review. The Lancet Neurology*. [S.l.: s.n.], 2009

LEE, H.-M. *et al.* Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 18, n. 9, p. 843–7, nov. 2003. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00151-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00151-7)

LENT, R. *Cem bilhões de neurônios: conceitos fundamentais de neurociência*. São Paulo: [s.n.], 2004.

LENT, R. *Cem Bilhões de Neurônios? Conceitos Fundamentais de Neurociência*. 2ª edição ed. [S.l.]: Atheneu, 2010.

LI, K.; WU, Y. Clinical evaluation of motion and position sense in the upper extremities of the elderly using motion analysis system. *Clinical Interventions in Aging*, v. 4, n. 9, p. 1123–1131, 2014. <https://doi.org/10.2147/CIA.S62037>

LIMA, D. H. F. *et al.* Versão Brasileira da Avaliação Sensorial de Nottingham: validade, concordância e confiabilidade. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 14, n. 2, p. 166–174, abr. 2010. <https://doi.org/10.1590/S1413-3555201000500006>

LIN, J. F. S.; KULIĆ, D. Human pose recovery using wireless inertial measurement units. *Physiological measurement*, v. 33, n. 12, p. 2099–115, 2012.

LINCOLN, N. B. *et al.* The unreliability of sensory assessments. *Clinical Rehabilitation*, v. 5, n. 4, p. 273–282, 1 nov. 1991. <https://doi.org/10.1177/026921559100500403>

LUNDY-EKMAN, L. *Neurociência: Fundamentos para a Reabilitação*. Rio de Janeiro: [s.n.], 2002.

MACHADO, A. *Neuroanatomia Funcional*. 3ª edição ed. São Paulo: Atheneu, 2003.

MADGWICK, S. O. H.; HARRISON, A. J. L.; VAIDYANATHAN, R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. 2011.

MAKI, T. *et al.* Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 10, n. 2, p. 177–183, 2006. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552006000200007>

MATTEI, T. A. M. J. A. A cognição espacial e seus distúrbios: o papel do Córtex Parietal Posterior. *Revista de Neurociências*, v. 13, n. 2, p. 93–99, 2005.

MEYER, S. *et al.* How do somatosensory deficits in the arm and hand relate to upper limb impairment, activity, and participation problems after stroke? A systematic review. *Physical therapy*, v. 94, n. 9, p. 1220–31, 1 set. 2014. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130271>

MORO, C. H. C. *et al.* *Manual de rotinas para atenção ao AVC*. 1ª edição ed. Brasília-DF: [s.n.], 2013.

MORRIS, J. H. *et al.* Predicting health related quality of life 6 months after stroke: the role of anxiety and upper limb dysfunction. *Disability and rehabilitation*, v. 35, n. 4, p. 291–9, 12 fev. 2013. <https://doi.org/10.3109/09638288.2012.691942>

MYERS, J. B.; LEPHART, S. M. The Role of the Sensorimotor System in the Athletic Shoulder. *Journal of Athletic Training*, v. 35, n. 3, p. 351–363, 2000.

NAKAYAMA, H. *et al.* Recovery of upper extremity function in stroke patients: the Copenhagen Stroke Study. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 75, n. 4, p. 394–398, 1994. [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90161-9](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90161-9)

NIESSEN, M. H. *et al.* Proprioception of the shoulder after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 89, n. 2, p. 333–8, fev. 2008. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.08.157>

O’ SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T. J. *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*. 2ª edição ed. São Paulo: [s.n.], 1993.

O’SULLIVAN S, S. T. *Fisioterapia: Avaliação e tratamento*. 5ª edição ed. [S.l: s.n.], 2010.

OLIVEIRA, R. DE; CACHO, E. W. A.; BORGES, G. Post-stroke motor and functional evaluations: a clinical correlation using Fugl-Meyer assessment scale, Berg balance scale and Barthel index. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria*, v. 64, n. 3b, p. 731–735, set. 2006. <https://doi.org/10.1590/S0004-282X2006000500006>

PADOVANI, C. *et al.* Application of the Fugl-Meyer Assessment (FMA) and the Wolf

Motor Function Test (WMFT) in the recovery of upper limb function in patients after chronic stroke: a literature review. *Acta Fisiátrica*, v. 20, n. 1, p. 42–49, 2013. <https://doi.org/10.5935/0104-7795.20130008>

PLACERES, A. F.; BIANCHIN, M. A. Familial and socio-economic changes of patients with hemiparesis stemming from stroke. *Acta Fisiátrica*, v. 22, n. 1, p. 5–8, 2015. <https://doi.org/10.5935/0104-7795.20150002>

PONTES-NETO, O. M. *et al.* Stroke awareness in Brazil: Alarming results in a community-based study. *Stroke*, v. 39, n. 2, p. 292–296, 1 fev. 2008. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.107.493908>

PROSKE, U. What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle & Nerve*, v. 31, n. 6, p. 780–787, jun. 2005. <https://doi.org/10.1002/mus.20330>

REDDY, H. *et al.* Altered cortical activation with finger movement after peripheral denervation: comparison of active and passive tasks. *Experimental brain research*, v. 138, n. 4, p. 484–91, 1 jun. 2001. <https://doi.org/10.1007/s002210100732>

RICHARDSON, J. K. The clinical identification of peripheral neuropathy among older persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 83, n. 11, p. 1553–1558, 2002. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.35656>

RIEMANN, B. L.; LEPHART, S. M. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, v. 37, n. 1, p. 71–9, jan. 2002.

SCALHA, T. B. *et al.* Correlations between motor and sensory functions in upper limb chronic hemiparetics after stroke. *Arquivos de neuro-psiquiatria*, v. 69, n. 4, p. 624–629, 2011. <https://doi.org/10.1590/S0004-282X2011000500010>

SCALHA, T. B. Efeitos de um programa de reabilitação somatossensorial em pacientes hemiparéticos crônicos. 2013.

SEMRAU, J. A. *et al.* Robotic identification of kinesthetic deficits after stroke. *Stroke*, v. 44, n. 12, p. 3414–21, 1 dez. 2013. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.113.002058>

SHADMEHR, R.; SMITH, M. A.; KRAKAUER, J. W. Error Correction , Sensory Prediction , and Adaptation in Motor Control. 2010.

SHEEAN, G.; MCGUIRE, J. R. Spastic Hypertonia and Movement Disorders: Pathophysiology, Clinical Presentation, and Quantification. *PM and R*, v. 1, n. 9, p.

827–833, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.pmri.2009.08.002>

SHERRINGTON, C.S. On plastic tonus and proprioceptive reflexes. 1908.

SMANIA, N. *et al.* Rehabilitation of Somatic Sensation and Related Deficit of Motor Control in Patients with Pure Sensory Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 84, n. 11, p. 1692–1702, 2003. [https://doi.org/10.1053/S0003-9993\(03\)00277-6](https://doi.org/10.1053/S0003-9993(03)00277-6)

Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares. Acidente Vascular Cerebral. Disponível em: <http://sbdcv.org.br/publica_avc.asp>.

SOUZA, G. S. DE; GONÇALVES, D. F.; PASTRE, C. M. Propriocepção cervical e equilíbrio: uma revisão. *Fisioterapia em Movimento*, v. 19, n. 4, p. 33–40, 2006.

SULLIVAN, J. E. *et al.* Sensory Dysfunction Following Stroke: Incidence, Significance, Examination, and Intervention. v. 9357, n. February, 2008.

TEIXEIRA, I. N. Cortical aging and neural reorganization following cerebral vascular accident (CVA): implications for rehabilitation. *Cien Saude Colet*, v. 13 Suppl 2, p. 2171–2178, 2008. <https://doi.org/10.1590/S1413-81232008000900022>

THICKBROOM, G. W.; BYRNES, M. L.; MASTAGLIA, F. L. Dual representation of the hand in the cerebellum: activation with voluntary and passive finger movement. *NeuroImage*, v. 18, n. 3, p. 670–4, mar. 2003. [https://doi.org/10.1016/S1053-8119\(02\)00055-1](https://doi.org/10.1016/S1053-8119(02)00055-1)

TORRIANI, C. *et al.* Efeitos da estimulação motora e sensorial no pé de pacientes hemiparéticos pós Acidente Vascular Encefálico. *Revista Neurociencias*, v. 16, n. 1, p. 25–29, 2008.

TUROLLA, A. *et al.* Virtual reality for the rehabilitation of the upper limb motor function after stroke: a prospective controlled trial. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 10, p. 85, 2013. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-85>

TYSON, S. F. *et al.* Sensory loss in hospital-admitted people with stroke: characteristics, associated factors, and relationship with function. *Neurorehabilitation and neural repair*, v. 22, n. 2, p. 166–72, 17 mar. 2008. <https://doi.org/10.1177/1545968307305523>

VOOS, M.; RIBEIRO DO VALLE, L. Estudo comparativo entre a relação do hemisfério acometido no acidente vascular encefálico e a evolução funcional em indivíduos destros. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 12, n. 2, p. 113–120, abr. 2008. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552008000200007>

WHITNEY, J. C.; LORD, S. R.; CLOSE, J. C. T. Streamlining assessment and intervention in a falls clinic using the Timed Up and Go Test and Physiological Profile Assessments. *Age and Ageing*, v. 34, n. 6, p. 567–571, 2005.

WHO. STEPS-Stroke manual The WHO STEPwise approach to stroke surveillance. *Population (English Edition)*, 2006.

WILLIAMS, P. S. *et al.* Development of the Hand Active Sensation Test: Reliability and Validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 87, n. 11, p. 1471–1477, 2006.

WINWARD, C. E.; HALLIGAN, P. W.; WADE, D. T. The Rivermead Assessment of Somatosensory Performance (RASP): standardization and reliability data. *Clinical rehabilitation*, v. 16, n. 5, p. 523–533, 2002.

YALCIN, E. *et al.* Position Sense of the Hemiparetic and Non-Hemiparetic Ankle after Stroke: Is the Non-Hemiparetic Ankle also Affected? *European neurology*, v. 68, p. 294–299, 2012.

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A – Escala de Fugl-Meyer em Português

ANEXO B – Avaliação Sensorial de *Nottingham*

ANEXO C – Mini-exame do estado mental

ANEXO D – Escala modificada de Ashworth

ANEXO E – Escala de avaliação de força muscular

ANEXO A - Escala de Fugl-Meyer em Português

Escala de Avaliação de Fugl-Meyer em Português

| TESTE | PONTUAÇÃO |
|--|---|
| I. Movimentação passiva e dor: – ombro: flexão, abdução 90, rot. ext. e int. – cotovelo, punho e dedos: flexão e extensão – antebraço: pronação e supinação – quadril: flexão, abdução, rot. ext. e int. – joelho: flexão e extensão – tornozelo: dorsiflexão e flexão plantar – pé: eversão e inversão <i>Pont. máx: (44 mobilidade) (44 dor)</i> | Mobilidade: 0 – apenas alguns graus de movimento 1 – grau de mobilidade passiva diminuída 2 – grau de movimentação passiva normal Dor: 0 – dor pronunciada durante todos os graus de movimento e dor marcante no final da amplitude 1 – alguma dor 2 – nenhuma dor |
| II. Sensibilidade: – Exterocepção: membro superior, palma da mão, coxa e sola do pé () <i>Pont. máx: (8)</i> – Propriocepção: ombro, cotovelo, punho, polegar, quadril, joelho, tornozelo e há lux () <i>Pont. máx: (16)</i> | 0 – anestesia 1 – hipoestesia/ disestesia 2 – normal 0 – nenhuma resposta correta (ausência de sensação) 1 – ¾ das respostas são corretas, mas há diferença entre o lado não afetado 2 – todas as respostas são corretas |
| III. Função motora de membro superior 1 – Motricidade reflexa: bíceps/ tríceps () (2) | 0 – sem atividade reflexa 2 – atividade reflexa presente |
| 2 – Sinergia flexora: elevação, retração de ombro, abdução + 90, rot. externa, flexão de cotovelo, supinação () <i>Pont. máx:(12)</i> | 0 – <u>tarefa não pode ser realizada completamente *</u> 1 – <u>tarefa pode ser realizada parcialmente</u> 2 – <u>tarefa é realizada perfeitamente</u> |
| 3 – Sinergia extensora: adução do ombro, rot. interna, extensão cotovelo, pronação <i>Pont:(8)</i> | * |
| 4 – Movimentos com e sem sinergia: a) mão a coluna lombar () b) flexão de ombro até 90° () c) prono-supinação (cotov. 90° e ombro 0°) () d) abdução ombro a 90° com cotov. estendido e pronado () e) flexão de ombro de 90° a 180° () f) prono-supinação (cotov. estendido e ombro fletido de 30 a 90°) () <i>Pont. máx: (12)</i> | a) * b) 0 – se o início do mov. o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido 1 – se na fase final do mov., o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo 2 – a tarefa é realizada perfeitamente c) 0 – Não ocorre posiciona/o correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada complet/e 1 – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados 2 – a tarefa é realizada completamente d) 0 – não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no INÍCIO do movimento 1 – realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantém pronado na fase TARDIA do movimento 2 – a tarefa pode ser realizada sem desvio e) 0 – o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento 1 – o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento 2 – a tarefa é realizada perfeitamente f) 0 – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente 1 – atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados 2 – a tarefa é realizada perfeitamente |
| 5 – Atividade reflexa normal: () bíceps / tríceps/ flexor dedos (avalia-se o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d), e), f) do item anterior) <i>Pont. máx: (2)</i> | 0 – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos 1 – 1 reflexo esta marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos 2 – não mais que 1 reflexo esta vivo e nenhum esta hiperativo |
| 6 – Controle de punho: a) Cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, c/ resistência. (assistência, se necessário) () b) Máxima flexo-extensão de punho, cotov. 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) () c) Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) () d) Máxima flexo-extensão, com cotov. 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) () e) Circundução () <i>Pont. máx:(10)</i> | a) 0 – o pcte não pode dorsi fletir o punho na posição requerida 1 – a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma 2 – a posição pode ser mantida contra alguma resistência b) 0 – não ocorre mov. voluntário 1 – o pcte não move ativamente o punho em todo grau de movimento 2 – a tarefa pode ser realizada c) Idem ao a) d) Idem ao b) e) Idem ao b) |

| | |
|---|--|
| <p>7 – <u>Mão:</u> a) flexão em massa dos dedos () b) extensão em massa dos dedos () c) <u>Preensão 1:</u> Art. metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência () d) <u>Preensão 2:</u> O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo indicador () e) <u>Preensão 3:</u> O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto () f) <u>Preensão 4:</u> Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais () g) <u>Preensão 5:</u> o paciente segura com firmeza uma bola de tênis () Pont. máx: (14)</p> | <p>a) * b) 0 - nenhuma atividade ocorre 1 - ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa 2 - extensão completa (comparado com mão não afetada) c) 0 - posição requerida não pode ser realizada 1 - a preensão é fraca 2 - a preensão pode ser mantida contra considerável resistência d) 0 - a função não pode ser realizada 1 - o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 - um pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão e) 0 - a função não pode ser realizada 1 - o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 - o lápis é segurado firmemente f) 0 - a função não pode ser realizada 1 - o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 - o objeto é segurado firmemente contra um puxão g) 0 - a função não pode ser realizada 1 - o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 - o objeto é segurado firmemente contra um puxão</p> |
| <p>IV. <u>Coordenação/ Velocidade MS:</u> a) <u>Tremor</u> () b) <u>Dismetria</u> () c) <u>Velocidade:</u> Index-nariz 5 vezes, e o mais rápido que conseguir () Pont. máx: (6)</p> | <p>a) 0 - tremor marcante/ 1 - tremor leve/ 2 - sem tremor b) 0 - dismetria marcante/ 1 - dismetria leve/ 2 - sem dismetria c) 0 - 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 - 2 a 5 seg. mais lento que o lado não afetado/ 2 - menos de 2 segundos de diferença</p> |
| <p>V. <u>Função motora membro inferior:</u> Motricidade Reflexa A) Aquiles () B) Patelar () (4) 1 - <u>Motricidade reflexa:</u> Patar e aquileu/ adutor () (2)</p> | <p>0 - sem atividade reflexa 2 - atividade reflexa pode ser avaliada 0 - 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos 1 - 1 reflexo está hiperativo ou 2 estão vivos 2 - não mais que 1 reflexo está vivo</p> |
| <p>2 - <u>Sinergia flexora:</u> flexão quadril, joelho e dorsiflexão (dec.dorsal) () Pont. máx: (6)</p> | <p>*</p> |
| <p>3 - <u>Sinergia extensora:</u> extensão de quadril, adução de quadril, extensão de joelho, flexão plantar () Pont. máx: (8)</p> | <p>*</p> |
| <p>4 - <u>Mov. com e sem sinergias:</u> a) a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90° (sentado) () b) Dorsiflexão de tornozelo (sentado) () c) Quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90° (em pé) () d) Dorsiflexão do tornozelo (em pé) () Pont. máx: (8)</p> | <p>a) 0 - sem movimento ativo 1 - o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho) 2 - o joelho pode ser fletido além de 90° b) * c) 0 - o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente 1 - inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento. 2 - a tarefa é realizada completamente d) *</p> |
| <p>VI. <u>Coordenação/ Velocidade MI:</u> a) Tremor () b) Dismetria () c) Velocidade: calcanhar-joelho 5 vez () (dec. Dorsal) Pont. máx: (6)</p> | <p>a) 0 - tremor marcante/ 1 - tremor leve/ 2 - sem tremor b) 0 - dismetria marcante/ 1 - dismetria leve/ 2 - sem dismetria c) 0 - 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 - 2 a 5 seg. mais lento que o lado afetado/ 2 - menos de 2 segundos de diferença</p> |
| <p>VII. <u>Equilíbrio:</u> a) Sentado sem apoio e com os pés suspensos () b) Reação de pára-quedas no lado não afetado () c) Reação de pára-quedas no lado afetado () d) Manter-se em pé com apoio () e) Manter-se em pé sem apoio () f) Apoio único sobre o lado não afetado () g) Apoio único sobre o lado afetado () Pont. máx: (14)</p> | <p>a) 0 - não consegue se manter sentado sem apoio/ 1 - permanece sentado sem apoio por pouco tempo/ 2 - permanece sentado sem apoio por pelo menos 5 min. e regula a postura do corpo em relação a gravidade b) 0 - não ocorre abdução de ombro, extensão de cotovelo para evitar a queda/ 1 - reação de pára-quedas parcial/ 2 - reação de pára-quedas normal c) idem ao b) d) 0 - não consegue ficar de pé/ 1 - de pé com apoio máximo de outros/ 2 - de pé com apoio mínimo por 1 min e) 0 - não consegue ficar de pé sem apoio/ 1 - pode permanecer em pé por 1 min e sem oscilação, ou por mais tempo, porém com alguma oscilação/ 2 - bom equilíbrio, pode manter o equilíbrio por mais que 1 minuto com segurança f) 0 - a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 seg (oscilação)/ 1 - consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos/ 2 - pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos g) 0 - a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação) 1 - consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos 2 - pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos</p> |

ANEXO B – Avaliação Sensorial de *Nottingham***Avaliação sensorial de Nottingham** (Lincoln et al. ¹⁹)

Nome: _____

Data do AVE: ____/____/____

Idade: _____ Tel(s): (____) _____

Tipo do AVE (H/I): _____

Examinador: _____

Data da avaliação: ____/____/____

Lado do corpo afetado: () Direito () Nenhum
() Esquerdo () Ambos

Se AMBOS, lado avaliado: _____

Presença de edema: () Sim () Não

Se sim, onde? _____

| Sensação Tátil | | | | | | | | | | | | |
|------------------|------------|---|---------|---|--------|---|-------------|---|-------------------|---|----------------------------|---------------|
| Regiões do corpo | Toque leve | | Pressão | | Picada | | Temperatura | | Localização tátil | | Toque bilateral simultâneo | Propriocepção |
| | D | E | D | E | D | E | D | E | D | E | | |
| Face | | | | | | | | | | | | |
| Tronco | | | | | | | | | | | | |
| Ombro | | | | | | | | | | | | |
| Cotovelo | | | | | | | | | | | | |
| Punho | | | | | | | | | | | | |
| Mão | | | | | | | | | | | | |
| Quadril | | | | | | | | | | | | |
| Joelho | | | | | | | | | | | | |
| Tornozelo | | | | | | | | | | | | |
| Pé | | | | | | | | | | | | |

Estereognosia Moeda de R\$ 0,01 Caneta esferográfica Pente Esponja Xícara Moeda de R\$ 0,10 Lápis Tesoura Flanela Copo Moeda de R\$ 1**Discriminação entre dois pontos**

| | mm | Pontuação |
|--------------|----|-----------|
| Palma da mão | | |

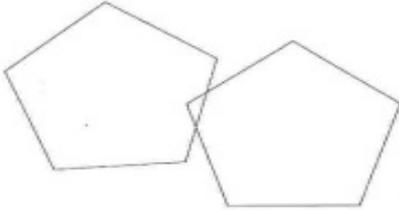
| | mm | Pontuação |
|------------------|----|-----------|
| Pontas dos dedos | | |

Pontuação

| Sensação Tátil e Estereognosia | Propriocepção | Discriminação entre 2 pontos |
|--------------------------------|---|------------------------------|
| 0: Ausente | 0: Ausente | 0: Ausente |
| 1: Alterado | 1: Execução do movimento (direção errada) | 1: >3mm dedos e >8 mm mão |
| 2: Normal | 2: Direção do movimento (>10°) | 2: <3mm dedos e <8 mm mão |
| 4 a 9: Não testável | 3: Normal ou posição articular <10° | 4 a 9: Não testável |
| | 4 a 9: Não testável | |

Comentários: (por exemplo: edema ou palidez presente, meias de compressão, presença de reflexos).

ANEXO C – Mini-exame do estado mental

| MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL | |
|---|------------------|
| (Folstein, Folstein & McHugh, 1.975) | |
| Paciente: | _____ |
| Data da Avaliação: ____/____/____ | Avaliador: _____ |
| ORIENTAÇÃO | |
| • Dia da semana (1 ponto) | () |
| • Dia do mês (1 ponto) | () |
| • Mês (1 ponto) | () |
| • Ano (1 ponto) | () |
| • Hora aproximada (1 ponto) | () |
| • Local específico (apartamento ou setor) (1 ponto) | () |
| • Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto) | () |
| • Bairro ou rua próxima (1 ponto) | () |
| • Cidade (1 ponto) | () |
| • Estado (1 ponto) | () |
| MEMÓRIA IMEDIATA | |
| • Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta | |
| Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu, pois mais adiante você irá perguntá-las novamente. | |
| ATENÇÃO E CÁLCULO | |
| • (100 - 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto) | |
| (alternativamente, soletrar MUNDO de trás para frente) | |
| EVOCAÇÃO | |
| • Pergunte pelas 3 palavras ditas anteriormente (1 ponto por palavra) | |
| LINGUAGEM | |
| • Nomear um relógio e uma caneta (2 pontos) | |
| • Repetir "nem aqui, nem ali, nem lá" (1 ponto) | |
| • Comando: "pegue este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão (3 pts) | |
| • Ler e obedecer: "feche os olhos" (1 ponto) | |
| • Escrever uma frase (1 ponto) | |
| • Copiar um desenho (1 ponto) | |
| ESCORE: (___/30) | |
|  | |

ANEXO D – Escala modificada de Ashworth

| - Escala de Ashworth modificada | |
|---------------------------------|--|
| Grau | Observação clínica |
| 0 | Tônus normal. |
| 1 | Aumento do tônus no início ou no final do arco de movimento. |
| 1+ | Aumento do tônus em menos da metade do arco de movimento, manifestado por tensão abrupta e seguido por resistência mínima. |
| 2 | Aumento do tônus em mais da metade do arco de movimento. |
| 3 | Partes em flexão ou extensão e movidos com dificuldade. |
| 4 | Partes rígidas em flexão ou extensão. |

ANEXO E – Escala de avaliação de força muscular

| Grau | Evolução | Descrição |
|-------------|-----------------|--|
| 0 | Ausente | Sem contração muscular palpável |
| 1 | Pobre | Esboço de contração muscular |
| 2 | Regular | Movimento vence a gravidade somente |
| 3 | Moderado | Movimento vence a gravidade e tem alguma resistência |
| 4 | Bom | Movimento vence moderada resistência |
| 5 | Excelente | Movimento vence o máximo de resistência |