



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

Samila Carolina Costa

**AVALIAÇÃO ERGONÔMICA DE UMA ÓRTESE ATIVA DE PUNHO PARA
A REABILITAÇÃO DA RIGIDEZ EM PESSOAS COM A DOENÇA DE PARKINSON**

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2020

SAMILA CAROLINA COSTA

**AVALIAÇÃO ERGONÔMICA DE UMA ÓRTESE ATIVA DE PUNHO PARA
A REABILITAÇÃO DA RIGIDEZ EM PESSOAS COM A DOENÇA DE PARKINSON**

*Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da
Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial
para obtenção do título de **Mestre em Ciências**.*

Orientador: Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2020

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C837
2020

Costa, Samila Carolina, 1992-

Avaliação ergonômica de uma órtese ativa de punho para a reabilitação da rigidez em pessoas com a doença de Parkinson [recurso eletrônico] / Samila Carolina Costa. - 2020.

Orientador: Adriano de Oliveira Andrade.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.500>

Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica. I. Andrade, Adriano de Oliveira, 1975-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação
em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br


ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

| | | | | | |
|------------------------------------|--|-----------------|-------|-----------------------|-------|
| Programa de Pós-Graduação em: | Engenharia Biomédica | | | | |
| Defesa de: | Dissertação de Mestrado Acadêmico, 061, do PPGEB | | | | |
| Data: | vinete e quatro de julho de dois mil e vinte | Hora de início: | 14:00 | Hora de encerramento: | 17:10 |
| Matrícula do Discente: | 11722EBI009 | | | | |
| Nome do Discente: | Samila Carolina Costa | | | | |
| Título do Trabalho: | Avaliação ergonômica de uma órtese ativa para a reabilitação do punho em pacientes com a doença de Parkinson | | | | |
| Área de concentração: | Engenharia Biomédica | | | | |
| Linha de pesquisa: | Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas | | | | |
| Projeto de Pesquisa de vinculação: | Ergonomics of orthotic devices: A computational modelling approach | | | | |

Reuniu-se em web conferência pela mConf, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Adriano Alves Pereira - FEELT/UFU; Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza - IFTM; Marcus Fraga Vieira - UFG; Adriano de Oliveira Andrade - FEELT/UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Adriano de Oliveira Andrade, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Marcus Fraga Vieira, Usuário Externo**, em 24/07/2020, às 17:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriano de Oliveira Andrade, Professor(a) do Magistério Superior**, em 24/07/2020, às 17:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza, Usuário Externo**, em 24/07/2020, às 17:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 24/07/2020, às 17:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2155154** e o código CRC **46061F91**.

*Ao meu amado e saudoso avô, Antônio
Geraldo da Silva. Infelizmente o Senhor se
foi cedo e não estará ao meu lado para
comemorar essa conquista, mas sei o quanto
torceu por mim e me incentivou. Saudades
eternas*

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pelo dom da vida, por ter sido meu refúgio nos melhores e nos mais difíceis momentos da minha vida, por ter me dado conforto no silêncio das minhas orações.

À minha família, em especial meus pais Donizete Aparecido Costa e Nilza Geralda da Silva, minha avó e segunda mãe Maria Feliciano da Silva, por mesmo sem entenderem o caminho que escolhi trilhar foram meus incentivadores, não importa pra onde minhas escolhas me levassem, vocês me deram condições de voar.

Aos anjinhos que Deus me permitiu amadrinhar, Vítor e Heitor, vocês são tão pequenos pra entender isso, mas não foram poucas as vezes em que um vídeo de vocês, uma foto, ou uma ligação salvou o meu dia. Obrigada Gabriela, Adriana e Diego, pelo presente que os dois são na minha vida.

À minha amada prima Danúbia Miné por ser ‘a minha pessoa’, por saber como eu estou só de ouvir o meu ‘Oi’ no telefone. Obrigada por ser presente mesmo com a distância física enorme que infelizmente existe entre nós. Seu jeito gentil e amoroso de gentil de ver o mundo, me faz querer ser melhor.

Ao meu noivo André Bevilaqua, por ser o meu porto seguro. Eu teria chegado até aqui sem você, mas o caminho não teria a mesma graça. Seu esforço em tudo que faz, sua busca incansável por sempre melhorar, sempre aprender e seu olhar humano para com todos a sua volta são inspiradores pra mim. Obrigada por ser o meu maior incentivador, por ver em mim um potencial que eu mesma as vezes não acredito ter. Eu amo você.

Ao meu orientador Adriano de Oliveira Andrade, pelo dom de ensinar. Professor nós alunos deveríamos te dizer mais vezes, deixar claro o quão diferente e fora da média o senhor é. Não sei muito da vida, mas poucas vezes eu vi pessoas tão apaixonadas pelo que fazem e tão abertas a compartilhar seu conhecimento. Eu não sei mensurar o quanto eu aprendi e o quanto eu me tornei melhor nesses últimos anos sob sua orientação.

Ao professor Adriano Alves Pereira, por ter respondido o e-mail de uma pessoa completamente estranha te pedindo um estágio. Obrigada por todas as portas que o senhor abriu pra mim, serei eternamente grata.

Aos meus amigos Francisco e Ghunter, vocês nem sabem, mas por muitas vezes as palavras de vocês me deram forças pra continuar, pra levantar a cabeça e prosseguir.

Aos meus companheiros de laboratório tanto do NIATS quanto do NTA, vocês são família pra mim. Obrigada pro me ensinarem o que é trabalho em equipe, por se importarem e por serem o exemplo de que podemos crescer juntos. Obrigada pelos cafés após o almoço, pelas risadas de fazer doer a barriga e obrigada pela minha primeira festinha surpresa. Camille, Andressa, Lúgia, Thiago, Dani e Ariana, vocês foram um presente. Em especial quero agradecer a Amanda Gomes Rabelo, Luíza Maire Davi Luiz e a Isabela Alves Marques por me acolherem, por serem as melhores amigas e companheiras de laboratório que alguém poderia desejar.

Aos voluntários que participaram dessa pesquisa, vocês são a razão de tudo. Obrigada por sempre me receberem com carinho e por me ensinarem tanto.

À Associação de Parkinson do Triângulo pela parceria e pelo trabalho maravilhoso que vocês fazem. É muito lindo ver o carinho, amor e dedicação com a qual vocês tratam todos os pacientes.

À secretária do curso de pós-graduação em engenharia biomédica, em especial ao Edson Mundim, pela dedicação, pelo apoio, atenção e disponibilidade. Obrigada por se preocupar com cada dúvida e responder sempre com tanto carinho.

À CAPES, pelo apoio financeiro.

RESUMO

Introdução: A doença de Parkinson (DP) é uma doença crônica e progressiva que apresenta sinais e sintomas motores característicos. A rigidez muscular é um dos principais sinais / sintomas motores da DP e pode se manifestar em diferentes áreas do corpo, sendo mais comum nos membros superiores, o que dificulta a realização de atividades que envolvam o uso das mãos. Diante disso, a reabilitação fisioterapêutica é essencial na manutenção da funcionalidade dos membros afetados pelos sinais / sintomas motores da DP, influenciando na qualidade de vida dos indivíduos acometidos pela doença. Nesse sentido, o uso de dispositivos robóticos na reabilitação dos sinais / sintomas motores da doença de Parkinson é uma área em crescente expansão. **Objetivo:** Avaliar a influência de uma órtese ativa de punho (OAP) na atividade eletromiográfica dos flexores e extensores do carpo e na amplitude de movimento da articulação do punho em indivíduos com a doença de Parkinson. **Métodos:** A atividade muscular dos flexores e extensores do carpo foi estimada por meio de eletromiografia. Para estimar a amplitude de movimento (ADM), um modelo biomecânico da parte superior do corpo foi desenvolvido no software Visual3D e a ADM da flexão e extensão do punho foi estimada. Ambas as características, EMG e ADM, foram avaliadas com e sem o uso da órtese ativa de punho e posteriormente comparadas utilizando métodos estatísticos para verificar a influência da órtese ativa de punho na atividade muscular e amplitude de movimento durante a flexão e extensão do punho. **Resultados:** Os resultados mostram que o uso da órtese influencia principalmente a extensão de punho. Para o movimento de extensão do punho foi observado um aumento médio de 22% na atividade muscular do extensor radial longo do carpo e uma redução média de 9° na amplitude de movimento da extensão do punho ao usar a órtese. **Conclusão:** As alterações da atividade eletromiográfica e amplitude de movimento causadas pelo uso da órtese ativa de punho avaliada não são expressivas no sentido de que o dispositivo não impõe uma limitação significativa da amplitude articular em uma aplicação clínica, e o aumento da atividade muscular não dificulta ou interfere na realização das tarefas propostas no protocolo experimental, confirmando o design ergonômico da órtese e o potencial para ser utilizada na reabilitação do punho de indivíduos acometidos pela doença de Parkinson em ambiente clínico.

Palavras-chaves: Doença de Parkinson; ergonomia; órtese de punho; eletromiografia, cinemetria; reabilitação robótica

ABSTRACT

Introduction: Parkinson's disease (PD) is a chronic and progressive disease that presents characteristic motor symptoms. Rigidity is one of the main motor symptoms of PD and can manifest itself in different areas of the body, being more common in the upper limbs, which makes it difficult to perform activities that involve the use of hands. Therefore, physical therapy rehabilitation is extremely important for maintaining the functionality of the limbs affected by PD motor symptoms, influencing the quality of life of individuals affected by the disease. In this sense, the use of robotic devices in the rehabilitation of motor symptoms of Parkinson's disease is an area in increasing expansion. **Objective:** To evaluate the ergonomics of an active wrist orthosis developed for the rehabilitation of symptoms of rigidity in individuals with PD. **Methods:** The muscle activity of the carpal flexors and extensors was estimated using electromyography. To estimate the motion amplitude (MA), a biomechanical model of the upper body was developed in the Visual3D software and the MA of wrist flexion and extension was estimated. Both characteristics, EMG and MA, were evaluated with and without the use of the active wrist orthosis and later compared using statistical methods to verify the influence of the active wrist orthosis. **Results:** The results show that the use of the orthosis mainly influences the wrist extension. For the wrist extension movement, it was observed an average increase of 22% in the muscular activity of the long radial carpal extensor and an average decrease of 9° in the motion amplitude of the wrist extension when using the orthosis. **Conclusion:** The changes in electromyographic activity and motion amplitude caused by the use of the evaluated active wrist orthosis are not significant in the sense that the device does not impose a significant limitation of joint amplitude in a clinical application, and the increase in muscle activity does not interfere in performing the tasks proposed in the experimental protocol, confirming the ergonomic design of the orthosis and the potential to be used in the rehabilitation of the wrist of individuals affected by Parkinson's disease in a clinical setting.

Keywords: Parkinson's disease; ergonomics; wrist orthosis; electromyography; kinematics; robotic rehabilitation

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1. Identificação das partes que compõem a órtese: (1) atuador, (2) eixo cilíndrico do atuador, (3) Eixos cilíndricos auxiliares desenvolvidos para dar mais estabilidade ao movimento do atuador, (4) Case do atuador, (5) Estrutura que se fixa ao antebraço, (6) Limitador de deslocamento usado para segurança, (7) estrutura que se acopla a mão e (8) Juntas esféricas que permitem movimento multidimensional da mão. | 8 |
| Figura 2. Diagrama indicando (A) o posicionamento do voluntário durante o experimento e dos marcadores reflexivos para a captura de movimento (B) vista frontal e (C) marcadores vista posterior. As coordenadas do laboratório no momento da calibração do software estão indicadas. | 10 |
| Figura 3. Linha do tempo do movimento da aquisição da CVM para os movimentos de flexão e extensão, e ilustração das janelas para determinar a CVM..... | 12 |
| Figura 4. Sinal EMG filtrado típico e estimativa da envoltória FSO (A) e ESO (B). Envelope de sinal com picos detectados para FSO (C) e ESO (D). | 13 |
| Figura 5. Configuração para estimativa da ADM no software Visual3d. | 14 |
| Figura 6. Estimativas típicas dos picos (extensão) e vales (flexão) a partir do ângulo, para a flexão e extensão sem (A) e com a órtese (B). FESO é a flexão e extensão sem órtese, enquanto FECO representa o cenário com órtese | 15 |
| Figura 7. Modelo biomecânico construído: vista frontal (A), lateral (B)..... | 17 |
| Figura 8. Modelo biomecânico de um indivíduo com postura encurvada devido a DP: vista frontal (A) e vista da lateral direita (B). | 17 |
| Figura 9. Modelo biomecânico de um indivíduo com discinesia: vista frontal (A) e vista da lateral direita (B)..... | 18 |
| Figura 10. Violin plot mostrando a densidade de probabilidade e a distribuição da média para as variáveis <i>EMGpESO</i> , <i>EMGpECO</i> , <i>EMGpFSO</i> e <i>EMGpFCO</i> | 20 |
| Figura 11. Comparação entre variáveis estimadas a partir do EMG dos músculos flexores e extensores do carpo. A média e o desvio padrão estimados a partir dos dados dos 11 participantes são mostrados. | 21 |
| Figura 12. Violin plot mostrando a densidade de probabilidade e a distribuição da média para as variáveis <i>ANGpESO</i> , <i>ANGpECO</i> , <i>ANGvFSO</i> e <i>ANGvFCO</i> | 22 |
| Figura 13. Comparação entre variáveis de amplitude de movimento. A média e o desvio padrão estimados a partir dos dados dos 11 participantes são mostrados. | 23 |

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Comparação das variáveis que representam os movimentos de flexão e extensão de punho com e sem órtese, para o EMG e para a ADM. 18

Tabela 2. Comparação das variáveis normalizadas a partir do EMG e das variáveis que representam amplitude de movimento média dos picos e vales, para cada voluntário. 19

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de Movimento

APT – Associação Parkinson do Triângulo

AVDs – Atividades de vida diária

CVM – Contração voluntária máxima

DBS – *Deep Brain Stimulation*

DP – Doença de Parkinson

ECO – Extensão com órtese

EMG – Eletromiografia

ESO – Extensão sem órtese

FCO – Flexão com órtese

FSO – Flexão sem órtese

NIATS – Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde

OAP – Órtese ativa de punho

RMS – *Root Mean Square*

TCLE – Termo de consentimento livre e esclarecido

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1. INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 1.1 PROBLEMA INVESTIGADO | 1 |
| 1.2 IMPORTÂNCIA DO TRABALHO | 2 |
| 1.3 OBJETIVO GERAL | 2 |
| 1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 3 |
| 1.5 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO | 3 |
| 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 4 |
| 2.1 TERAPIA ROBÓTICA E DOENÇA DE PARKINSON | 4 |
| 2.2 PARÂMETROS IMPORTANTES NA AVALIAÇÃO ERGONÔMICA DE DISPOSITIVOS ROBÓTICOS..... | 5 |
| 2.2.1 ELETROMIOGRAFIA..... | 5 |
| 2.2.2 CINEMETRIA..... | 6 |
| 3. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 7 |
| 3.1 ASPECTOS ÉTICOS | 7 |
| 3.2 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA | 7 |
| 3.3 EQUIPAMENTOS..... | 7 |
| 3.3.1 ÓRTESE ATIVA DE PUNHO..... | 8 |
| 3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL | 9 |
| 3.5 PROCESSAMENTO DOS SINAIS | 11 |
| 3.6 ANÁLISES ESTATÍSTICAS | 16 |
| 4. RESULTADOS..... | 17 |
| 4.1 MODELO BIOMECÂNICO CONSTRUÍDO | 17 |
| 4.2 RESULTADOS DAS ANÁLISES ESTATÍSTICAS..... | 18 |
| 4.3 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS RELACIONADAS AO EMG..... | 20 |
| 4.4 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS RELACIONADAS A ADM | 22 |
| 5. DISCUSSÃO..... | 24 |
| CONCLUSÃO | 27 |
| LIMITAÇÕES DO ESTUDO..... | 28 |
| TRABALHOS FUTUROS..... | 29 |
| TRABALHOS PUBLICADOS..... | 30 |
| REFERÊNCIAS | 32 |
| APÊNDICE A – EVOLUÇÃO DA ESTRUTURA DA ÓRTESE | 38 |

1. INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA INVESTIGADO

A doença de Parkinson (DP) é um distúrbio neurológico progressivo que afeta cerca de 6,2 milhões de pessoas no mundo [1] com uma projeção alarmante para os próximos 30 anos, visto que o número de pessoas acometidas pela DP poderá exceder 12 milhões [2, 3]. Os sinais e sintomas clínicos típicos dessa doença são: bradicinesia, tremor, instabilidade postural e rigidez muscular [4]. Considerada um dos principais sinais / sintomas motores da DP, a rigidez é definida como uma resistência aumentada ao realizar o movimento passivo de um membro, sendo sentida como uma resistência uniforme e constante durante toda a amplitude do movimento [5], se apresenta inicialmente de forma unilateral e mais axial, atingindo movimento de tronco e pescoço, com o avanço da doença se torna mais comum nos membros superiores, o que dificulta a realização de atividades que envolvam o uso da mão [6]. As pessoas afetadas tem a funcionalidade do membro afetado diminuída, o que causa um impacto significativo na vida das pessoas, levando à perda de autonomia e dificultando a realização de atividades da vida diária (AVDs) [4, 7].

Atualmente o tratamento mais utilizado para atenuar os sinais / sintomas da doença são os fármacos como levodopa, agonistas da dopamina e outros [8]. Para alguns casos existem indicações de tratamento cirúrgico, dentre elas a estimulação cerebral profunda (*Deep Brain Stimulation* - DBS), que é considerada a terapia cirúrgica mais eficaz [9]. No entanto, mesmo com a intervenção farmacológica ou cirúrgica, os indivíduos com DP necessitam de fisioterapia adicional e terapia ocupacional devido a progressão dos sinais / sintomas motores que limitam a mobilidade, a capacidade de autocuidado e restringem a participação na vida doméstica e nas atividades sociais [10].

A reabilitação fisioterapêutica da rigidez do punho, a fim de recuperar a funcionalidade, a amplitude e a mobilidade dessa articulação é extremamente importante, principalmente para os movimentos de flexão e extensão, uma vez que diversas AVDS, como escovar os dentes, comer, usar talheres, usar o telefone, entre outros, dependem diretamente desses movimentos [11, 12].

Além da importante contribuição da fisioterapia convencional aliada aos demais tratamentos já empregados na DP, como pode ser visto em [13] e [14], o uso de tecnologias robóticas na reabilitação das funções dos membros superiores e inferiores, demonstram potencial para melhorar os resultados obtidos com a terapia convencional [15]. É observado

também nos estudos [16] e [17] os benefícios da fisioterapia assistida por dispositivos robóticos na recuperação do movimento dos membros superiores, inferiores e na restauração parcial da função do membro afetado.

No entanto, um estudo sobre o design de dispositivos robóticos apontou que pouca atenção é dada ao design ergonômico na maioria dos dispositivos robóticos [18] e ainda é possível encontrar trabalhos, como os desenvolvidos por [19], [20] e [21], que apresentam soluções ortóticas para a reabilitação de articulações como ombro, cotovelo e punho, mas não citam o desenvolvimento baseado em aspectos ergonômicos ou a avaliação ergonômica do design de seus dispositivos.

1.2 IMPORTÂNCIA DO TRABALHO

O estudo da ergonomia de dispositivos robóticos é fundamental para a inclusão desse tipo de tecnologia na rotina clínica. A consideração de aspectos ergonômicos garante maior qualidade na interação física entre o usuário e os elementos do sistema [22].

Com relação a seleção dos aspectos ergonômicos que devem ser considerados no design e avaliação de dispositivos robóticos, o estudo realizado por [22] salienta que a compatibilidade cinemática (alinhamento entre os dispositivos e eixos rotacionais cinemáticos do indivíduo), conforto e adaptabilidade são as considerações mais importantes ao se desenvolver uma solução ortótica para reabilitação motora. Já o estudo de revisão conduzido em [23], avaliou as necessidades de melhorias mecânicas e ergonômicas de órteses para a supressão do tremor nos membros superiores em indivíduos com DP. Foram destacadas que além da compatibilidade cinemática, conforto e usabilidade, os fatores pesos e segurança também são relevantes. Devido à falta de consenso sobre quais aspectos ergonômicos considerar, são necessários estudos que investiguem os aspectos ergonômicos mais adequados para avaliar dispositivos robóticos de membro superior para indivíduos com DP, além de estudos que avaliem a ergonomia de dispositivos robóticos antes de sua inserção no ambiente clínico.

1.3 OBJETIVO GERAL

Verificar a influência da OAP na atividade eletromiográfica dos flexores e extensores do carpo e na amplitude de movimento da articulação do punho em indivíduos com a doença de Parkinson.

1.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Revisar métodos para avaliar a influência de dispositivos robóticos utilizados para reabilitação na atividade muscular e na amplitude de movimento do membro afetado;
- Verificar a influência da OAP na atividade muscular dos flexores e extensores do carpo durante a realização da tarefa proposta no protocolo experimental, por meio de EMG,
- Verificar a influência da órtese na ADM da flexão e extensão de punho, por meio de cinemetria.
- Verificar se o uso da órtese interfere na funcionalidade do membro.
- Utilizar os dados obtidos para melhorar o dispositivo de acordo com as necessidades do usuário;

1.5 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A dissertação foi dividida em cinco capítulos, incluindo esta introdução, organizados conforme uma sequência detalhada de cada etapa desenvolvida nesta pesquisa:

- Capítulo 2: realizou-se uma fundamentação teórica no qual tem uma breve revisão da literatura sobre os conceitos da doença de Parkinson, rigidez, terapias robóticas na doença de Parkinson, avaliação ergonômica de dispositivos robóticos e trabalhos que utilizaram a atividade eletromiográfica e amplitude de movimento para avaliar ergonomia de dispositivos robóticos destinados a reabilitação motora.
- Capítulo 3: apresenta a metodologia do trabalho, onde são descritos os equipamentos utilizados, os dados dos participantes, os parâmetros avaliados, e as estratégias de processamento e análise estatística dos dados.
- Capítulo 4: apresenta os resultados neta pesquisa.
- Capítulo 5: apresenta a discussão dos resultados, e posteriormente a conclusão é apresentada, seguida da proposta dos trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 TERAPIA ROBÓTICA E DOENÇA DE PARKINSON

É sabido que a doença de Parkinson apresenta sinais / sintomas motores característicos que causam déficits motores capazes de influenciar na autonomia das pessoas acometidas [1, 4]. Dentre esses sinais / sintomas, a rigidez é uma das principais causas de incapacidade funcional, afetando principalmente membros superiores e dificultando a execução de atividades que envolvem o uso das mãos [5]. Nesse sentido a reabilitação fisioterapêutica é uma grande aliada na manutenção da funcionalidade dos membros afetados e da qualidade de vida dos indivíduos acometidos [4, 7, 24]. A literatura sugere que movimentos repetitivos orientados a tarefas sejam a variável mais importante na aquisição de habilidades motoras e apresentem ganho terapêutico significativo [25, 26].

Baseada nisso, uma área em ascensão é o provimento de reabilitação fisioterapêutica com o auxílio de dispositivos robóticos [26]. O uso de tecnologia robótica na reabilitação motora é capaz de fornecer maior repetibilidade, melhor controle de movimentos e precisão para aplicar a força desejada durante a reabilitação e realizar medições relacionadas a cinemática do movimento [25–27].

Muitos trabalhos nesse segmento já vêm sendo desenvolvidos e direcionados a reabilitação dos sinais / sintomas motores da doença de Parkinson. Uma busca na literatura aponta que a maioria dos estudos envolvendo dispositivos robóticos na reabilitação dos sinais motores da DP são destinados a marcha, como é o caso de Furnari et al. [28], Alwardart [29], Picelli et al. [30] e Pilleri et al. [31]. Durante a revisão da literatura foi observado que poucos dispositivos robóticos são desenvolvidos para reabilitação do membro superior em indivíduos com DP e os trabalhos encontrados nessa área focam no desenvolvimento de dispositivos robóticos para supressão de tremores, como é o caso dos trabalhos realizados por Herrnstadt [32, 33], Perry [34] e Seki [35].

No entanto, uma atenção especial deve ser dada ao estudo ergonômico desses dispositivos robóticos [18], uma vez que dispositivos destinados a reabilitação fisioterapêutica precisam ser projetados para adaptar-se às necessidades individuais do paciente, levando em consideração e apoiando paradigmas terapêuticos que promovam independência funcional e a avaliação da progressão da terapia.

2.2 PARÂMETROS IMPORTANTES NA AVALIAÇÃO ERGONÔMICA DE DISPOSITIVOS ROBÓTICOS

A ergonomia pode ser definida como a ciência de projetar o trabalho para se adequar ao trabalhador [36]. Em outros termos, mais adequados a esta pesquisa, seria desenvolver um dispositivo adaptável ao usuário. Desta forma, para garantir a ergonomia de qualquer dispositivo ortótico, a interação física entre o usuário e os elementos do sistema deve ser cuidadosamente levada em consideração [22].

O design não ergonômico de dispositivos robóticos destinados à reabilitação pode causar problemas, tais como lesões na pele causadas por atrito e danos à articulação se os atuadores utilizados forem mal dimensionados [18]. Riscos como os citados por Schiele [18] também foram observados por Colombo [37, 38] ao avaliar uma órtese ativa de membro inferior.

Embora não seja um consenso, parâmetros como compatibilidade cinemática (alinhamento entre os dispositivos e eixos rotacionais cinemáticos do indivíduo), conforto, adaptabilidade, peso e tamanho são citados como sendo considerações importantes ao se desenvolver uma solução ortótica ergonômica para reabilitação motora [22, 23].

Dentre as abordagens utilizadas para avaliar a ergonomia e influência de dispositivos robóticos na reabilitação fisioterapêutica estão, a modelagem biomecânica [39], avaliação cinemática por meio de cinemetria [40] e eletromiografia [41]. Nesta pesquisa a eletromiografia foi utilizada para avaliar a atividade muscular durante o uso de uma órtese ativa de punho e a amplitude de movimento do punho (compatibilidade cinemática).

2.2.1 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia consiste na medição e interpretação da função muscular por meio da análise dos potenciais elétricos produzidos a partir dos músculos [42]. Uma revisão recente da literatura [43] a respeito de dispositivos robóticos vestíveis destinados a reabilitação e assistência motora de membros superiores mostrou que 23 dos 53 trabalhos avaliados durante a revisão, utilizavam algum tipo de sinal fisiológico como estratégia de controle ou avaliação e validação do dispositivo robótico, e que 82,6% dos trabalhos que utilizaram algum sinal fisiológico, optaram pelo uso do sinal de EMG, o que indica que a eletromiografia é amplamente utilizada na área de avaliação da terapia robótica.

No que tange a avaliação ergonômica de dispositivos robóticos, os estudos realizados por [44], [45], [46], [47], [48] e [49] são exemplos de trabalhos que utilizaram a eletromiografia para avaliar a influência na atividade muscular durante o uso dos dispositivos propostos em seus trabalhos. Em [43] os autores também apontaram que o método comumente utilizado para a aquisição do sinal de EMG é a eletromiografia de superfície, forma menos invasiva de aquisição do sinal de EMG.

2.2.2 CINEMETRIA

A cinemática é uma área da biomecânica que estuda os movimentos do corpo humano, sem considerar as forças que causam esses movimentos. A cinemetria, umas das ferramentas utilizadas para estudos biomecânicos que envolvem cinemática, permite obter informações a respeito da posição do membro avaliado durante a realização de um movimento, calcular a velocidade e aceleração angular, a orientação e a velocidade e aceleração linear do movimento [43, 50].

No estudo de revisão realizado por [43] os autores apontaram que 86% dos 53 dispositivos avaliados utilizam alguma técnica para aquisição de dados biomecânicos. Segundo Desplenter et. al. [43], informações a respeito do ângulo articular, posição linear e rotacional, velocidade e aceleração são amplamente utilizadas para fornecer *biofeedback* a dispositivos com estratégias de controle em malha fechada.

Na avaliação ergonômica de dispositivos robóticos destinados a reabilitação, a cinemetria é frequentemente utilizada para avaliar a compatibilidade cinemática do dispositivo com a amplitude de movimento natural do membro avaliado [51]. Os estudos realizados por [39], [52], [53] são exemplos de trabalhos que utilizaram a cinemetria na avaliação da compatibilidade cinemática por meio da ADM.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 ASPECTOS ÉTICOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local e pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa do Conselho Nacional de Saúde (CAAE: 86852218.7.0000.5152). Antes do início das coletas, foi realizada uma explanação sobre o estudo e o protocolo experimental. O participante foi informado sobre a possibilidade de desistência de colaboração com a pesquisa a qualquer momento, sem qual prejuízo e o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) foi lido e assinado pelo participante.

3.2 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA

Este é um estudo transversal com uma amostra de conveniência composta por 12 voluntários diagnosticados com a doença de Parkinson, incluindo 3 mulheres (idade: $54,00 \pm 4,36$ anos, estatura: $159,13 \pm 5,99$ cm, peso: $68,12 \pm 2,83$ kg) e 9 homens (idade: $61,33 \pm 11,67$ anos, estatura: $168,68 \pm 6,48$ cm, peso: $72,80 \pm 11,92$ kg).

Todos os voluntários foram recrutados na Associação Parkinson do Triângulo (APT) e uma triagem foi realizada para verificar quais indivíduos atendiam aos critérios de elegibilidade desta pesquisa, que são:

- Idade entre 18 e 90 anos;
- Ter rigidez no membro avaliado;
- Não apresentar acometimento visual grave;
- Não possuir lesão prévia musculoesquelética no membro avaliado.

Um dos voluntários foi excluído da amostra devido ao alto nível de ruído no sinal eletromiográfico, o que impossibilitou a visualização dos picos de contração durante as tarefas. Assim, este teve a participação de 11 voluntários.

3.3 EQUIPAMENTOS

O Sistema de Aquisição de Sinais Biológicos (SASBio), construído no Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS) com a tecnologia do sistema de avaliação RHD2000 (Intan Tech, EUA), foi utilizado para aquisição dos sinais de

eletromiografia e os sinais EMG foram coletados a 1 kHz com o amplificador RHD2216 (Intan Tech, EUA) por meio de eletrodos de superfície (Ag/AgCl, 36 mm, Kendall Meditrac, USA).

O sistema de captura de movimento OptiTrack (NaturalPoint, Inc., EUA) com 10 câmeras infravermelhas foi empregado para capturar a trajetória dos marcadores a 100 Hz. Um total de dezoito marcadores reflexivos foram posicionados no corpo do voluntário, para o mapeamento e posterior reprodução dos movimentos realizados durante as tarefas, utilizando um modelo biomecânico da parte superior do corpo. O software de análise de movimento Visual3D (v5, C-motion Inc., EUA) foi utilizado para construir o modelo biomecânico e analisar a amplitude do movimento.

3.3.1 ÓRTESE ATIVA DE PUNHO

A órtese ativa do punho avaliada nesta pesquisa pesa 0,85 kg, e as mudanças realizadas na estrutura da OAP ao longo desta pesquisa podem ser vistas no Apêndice A. O design atual do dispositivo está sob registro de patente no Instituto Nacional de Propriedade Industrial sob o número BR10 2014 023282 6. O atuador da órtese é um servomotor linear DC (LM 2070-080-11, Faulhaber, Alemanha), que é leve (283,5 gramas) e de alta precisão de controle (MCLM 3006 S, Faulhaber, Alemanha). Esses recursos são importantes para garantir a precisão durante a repetição dos movimentos de flexão e extensão do punho.

As partes da órtese são mostradas na Figura 1 e identificadas pelos números de 1 a 8:

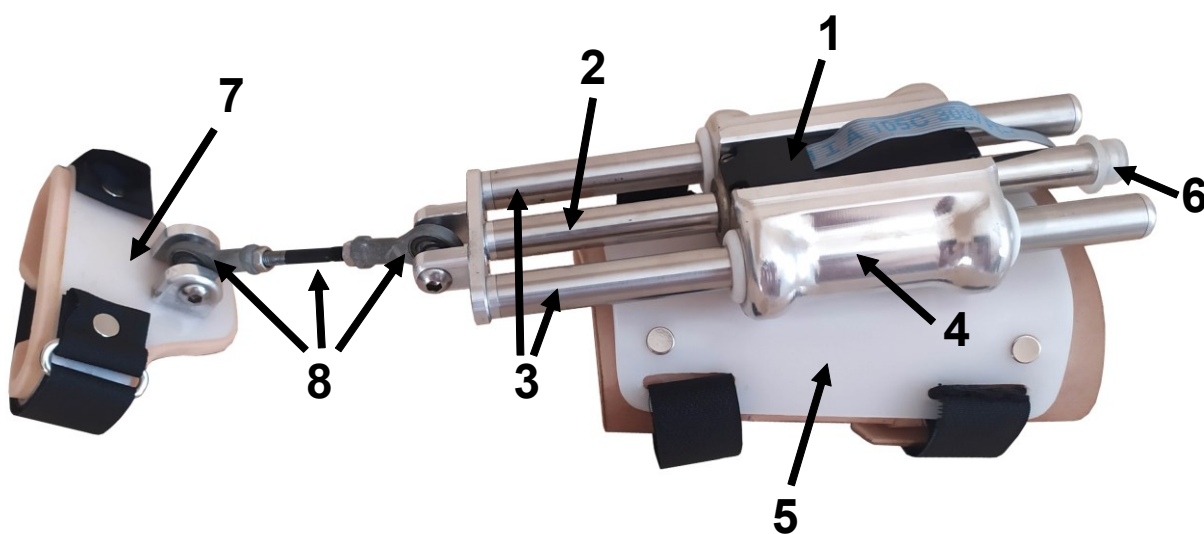


Figura 1. Identificação das partes que compõem a órtese: (1) atuador, (2) eixo cilíndrico do atuador, (3) Eixos cilíndricos auxiliares desenvolvidos para dar mais estabilidade ao movimento do atuador, (4) Case do atuador, (5) Estrutura que se fixa ao antebraço, (6) Limitador de deslocamento usado para segurança, (7) estrutura que se acopla a mão e (8) Juntas esféricas que permitem movimento multidimensional da mão.

3.4 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Todo o protocolo experimental foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia (FAEFI-UFU). A coleta de sinais EMG e dados cinemáticos ocorreu simultaneamente e foi realizada em duas etapas. Na primeira etapa, a tarefa foi realizada sem o uso da OAP nos seguintes cenários: Extensão Sem Órtese (ESO) e Flexão Sem Órtese (FSO). Na segunda etapa, a tarefa foi realizada com a órtese acoplada ao membro superior dominante do voluntário (antebraço, punho e mão) durante o Extensão Com Órtese (ECO) e Flexão Com Órtese (FCO).

Os procedimentos realizados foram:

- (i) Calibrar o sistema de coordenadas do sistema de captura de movimento OptiTrack (NaturalPoint, Inc., EUA). O sistema de coordenadas padrão usado pelo Visual3D, com Z indicando a direção vertical, X a direção medial-lateral e Y a direção anteroposterior, foi o escolhido;
- (ii) Acomodar o participante em uma cadeira, como indicado na Figura. 2, com os dois antebraços apoiados (membro não dominante sobre uma mesa e membro dominante sobre um suporte de altura ajustável);
- (iii) Realizar o alongamento da articulação do punho. O alongamento teve duração total de 60 segundos (30 segundos de flexão e 30 segundos de extensão);
- (iv) Realizar a assepsia e abrasão da pele e em seguida posicionar os eletrodos para aquisição dos sinais EMG na configuração bipolar. Os eletrodos foram colocados nos músculos flexores e extensores do carpo, na região de maior ativação muscular (ventre muscular), que foi identificada de forma individual para cada indivíduo, por um profissional da área da saúde treinado. O eletrodo de referência foi colocado no dorso da mão não dominante do voluntário;
- (v) Coletar a Contração Voluntária Máxima (CVM) dos músculos flexores e extensores do carpo, na condição ativa resistida, como referência para quantificar a atividade muscular necessária para realizar as tarefas que fazem parte do protocolo. Para a aquisição do CVM, foram realizadas três séries de 11 segundos (3 segundos de

repouso (sinal base), contração de 5 segundos e 3 segundos de repouso), com intervalo de 120 segundos entre cada série para evitar fadiga muscular [54].

- (vi) Posicionar os 18 marcadores reflexivos como indicado pela Figura 2.
- (vii) Executar as tarefas motoras propostas no protocolo experimental, que consistiu em movimentos sequenciados de flexão e extensão de punho, no plano sagital em torno do eixo transversal, executados em 3 séries de 10 repetições com intervalo de 60 segundos entre as séries e movimento iniciado pela extensão de punho. Os movimentos de adução e abdução da articulação do punho não foram avaliados.

A estrutura principal da órtese que é acoplada ao antebraço (Figura 1 - parte 5) foi posicionada a 6 cm do processo estiloide da ulna para todos os voluntários. Essa escolha foi baseada em um estudo piloto que sugeriu que essa distância geralmente permitiria a maior MA de flexão e extensão de punho para os voluntários. Após o final de cada coleta as medidas antropométricas, peso e estatura, de cada indivíduo foram aferidas para posterior aplicação no modelo biomecânico. Ao aplicar os dados da captura de movimentos ao modelo, deve-se alterar o peso e a estatura do voluntário que está sendo analisado, para que o modelo seja ajustado.

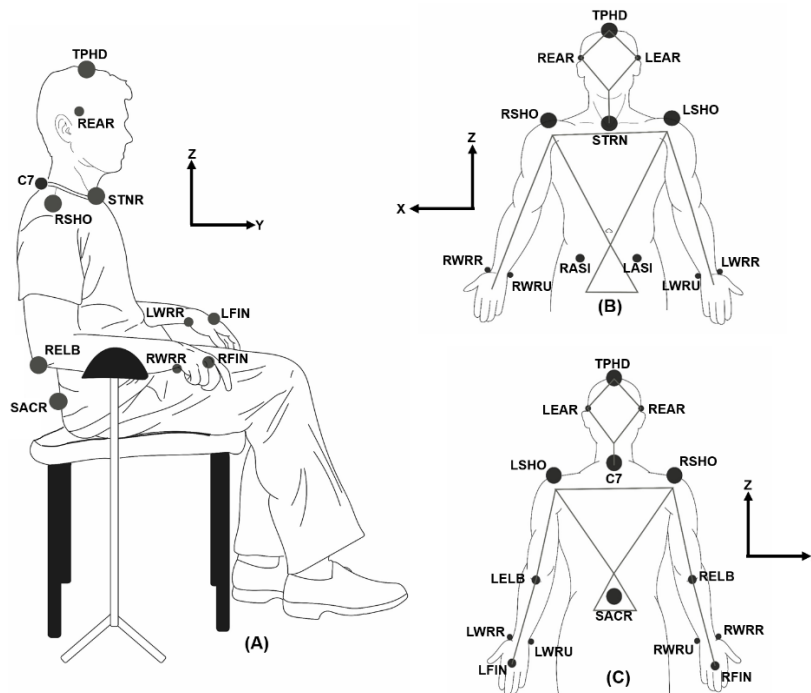


Figura 2. Diagrama indicando (A) o posicionamento do voluntário durante o experimento e dos marcadores reflexivos para a captura de movimento (B) vista frontal e (C) marcadores vista posterior. As coordenadas do laboratório no momento da calibração do software estão indicadas.

Os dados provenientes da captura de movimentos, adquiridos com o sistema da OptiTrack, foram exportados para o formato C3D para construir o modelo biomecânico da extremidade superior do corpo (cabeça, membros superiores e tronco) usando o Visual 3D (v5, C-motion Inc., EUA) para avaliar a ADM da articulação do punho.

A construção do modelo foi baseada no tutorial para o Modelo de Extremidade Superior Rab, obtido na Documentação do Visual3D Wiki [55] e no posicionamento dos marcadores para a construção do modelo, seguindo o proposto por Rab et al. [56] Os modelos estimados estão disponíveis no repositório do Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde [57].

Os marcadores da cabeça foram posicionados com a ajuda de uma touca. Foram colocados marcadores nas têmporas direita (REAR) e esquerda (LEAR) e na parte superior da cabeça (TPHD). No tronco, os marcadores foram colocados no esterno, na incisura escapular (STRN), na sétima vértebra da coluna cervical (C7) e no acrômio direito (RSHO) e esquerdo (LSHO). Na construção dos segmentos dos braços e mãos, os marcadores foram posicionados no olécrano direito (RELB) e esquerdo (LELB), distalmente no rádio direito (RWRR) e esquerdo (LWRR), no processo estilóide da ulna do lado direito (RWRU) e esquerdo (LWRU) e na parte dorsal da terceira articulação metacarpofalângica direita (RFIN) e esquerda (LFIN). Para a construção do segmento da pelve, foram colocados marcadores no sacro (SACR) e na espinha ilíaca antero superior direita (RASI) e esquerda (LASI).

3.5 PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Os sinais EMG foram processados usando a sequência de etapas para detectar os principais picos no envelope de sinal, conforme sugerido em [58]. Diferente da estratégia adotada em [59] e [60], que utilizou um filtro digital passa alta na configuração Butterworth, neste trabalho os ruídos e tendências dos sinais foram removidos utilizando wavelets. Essa estratégia foi adotada pois sinais de EMG de indivíduos acometidos pela DP apresentam maior nível de ruído e menor amplitude de sinal, devido aos diferentes sinais / sintomas motores apresentados pelos indivíduos.

Os sinais foram decompostos em 5 níveis de coeficiente de detalhe para a remoção de ruídos e tendências utilizando Wavelets 5 Daubechies [61]. Os coeficientes de detalhe 1 e 2, que continham os ruídos e tendências, foram descartados. O sinal filtrado, foi obtido somando os coeficientes de detalhe dos níveis 3, 4 e 5 e o sinal resultante foi suavizado por um filtro de média móvel com uma janela deslizante definida para 100 amostras.

A envoltória do sinal foi estimada por meio do valor quadrático médio (*Root Mean Square* - RMS) em uma janela deslizante de tamanho 200 amostras. Em seguida, a envoltória do sinal passou por um novo estágio de suavização composto por um filtro passa-baixa com uma frequência de corte de 1Hz, seguido pela aplicação de um filtro média móvel com uma janela deslizante configurada para 100 amostras para eliminar pequenas flutuações ainda presentes no sinal.

O valor médio da CVM para cada paciente, foi estimado a partir de uma janela de 5 segundos dividida em janelas menores de 1 segundo cada, como indicado na Figura 3. O valor máximo de amplitude do envelope EMG de cada janela foi detectado e o valor médio dos 15 pontos (5 pontos para cada uma das três séries) foi definido como CVM^E e CVM^F para os extensores e flexores do carpo, respectivamente.

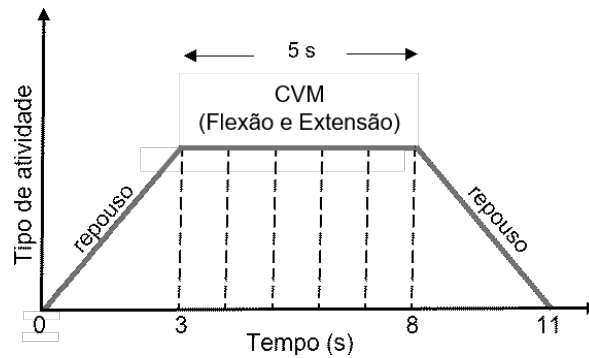


Figura 3. Linha do tempo do movimento da aquisição da CVM para os movimentos de flexão e extensão, e ilustração das janelas para determinar a CVM.

Os picos de sinal EMG dos flexores e extensores do carpo (30 picos para cada músculo, isto é, 10 picos para cada uma das três séries) foram detectados usando um limiar (*threshold*) calculado a partir da média da envoltória do sinal. Desta forma o limiar é definido de forma personalizada para cada indivíduo. A Figura 4 mostra um exemplo dos picos extraídos do sinal de EMG após o processamento.

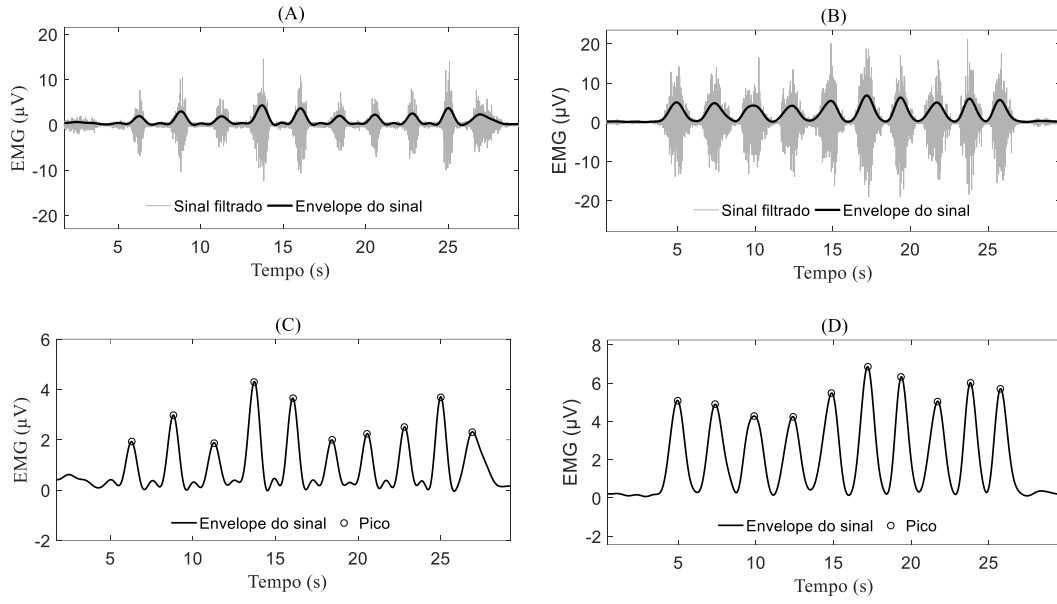


Figura 4. Sinal EMG filtrado típico e estimativa da envoltória FSO (A) e ESO (B). Envelope de sinal com picos detectados para FSO (C) e ESO (D).

As variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} e EMG_p^{FCO} foram definidas para representar os picos de EMG para os cenários ESO, ECO, FSO e FCO. As versões normalizadas dessas variáveis (em%), em relação ao CVM, foram estimadas como base nas equações de 1 a 4 para cada cenário.

$$P_{EMG}^{ESO} = (\overline{EMG_p^{ESO}} / CVM^E) \cdot 100 \quad (1)$$

$$P_{EMG}^{ECO} = (\overline{EMG_p^{ECO}} / CVM^E) \cdot 100 \quad (2)$$

$$P_{EMG}^{FSO} = (\overline{EMG_p^{FSO}} / CVM^F) \cdot 100 \quad (3)$$

$$P_{EMG}^{FCO} = (\overline{EMG_p^{FCO}} / CVM^F) \cdot 100 \quad (4)$$

O método de reamostragem *Bootstrap*, usado quando o tamanho da amostra é pequeno para uma estimativa precisa das medidas estatísticas [62–65], foi empregado para estimar a média das variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} e EMG_p^{FCO} com base em 1.000 amostras de *bootstrap* para cada variável. Para a realização da técnica foi utilizada o pacote *boot* [66] no *software* R, que consiste em gerar subamostras randomicamente com reposição, isto é, cada dado tem possibilidade de ser selecionado mais de uma vez em cada subamostra..

Para o cálculo do ângulo articular da flexão e extensão do punho, os dados da captura de movimento de cada voluntário foram aplicados ao modelo biomecânico criado, considerando

dados antropométricos individuais (ou seja, peso e altura). A identificação dos ângulos de flexão e extensão do punho foi baseado na descrição de [67], que utilizou a função *Compute Model Based Data* configurada para estimar o *Joint_Angle* (ângulo articular). O *Joint_Angle* requer a definição de dois segmentos: o segmento de referência (antebraço direito) e a definição do segmento que será utilizado (mão direita) para avaliar a amplitude do movimento. Também é necessário definir a sequência de Cardan, definida de acordo com o sistema de coordenadas utilizado na calibração do software de captura. Nesta pesquisa, foi utilizada a sequência padrão usada pelo Visual3D, considerando o eixo Z vertical, o eixo X medial-lateral e o eixo Y anterior-posterior. A sequência Cardan equivalente para este sistema de coordenadas é X-Y-Z, onde X é o eixo em torno do qual ocorrem os movimentos de flexão e extensão, Y é o eixo de adução e abdução e Z é a rotação medial e lateral. A Configuração correta para estimar os ângulos para a flexão e extensão de punho por meio do *Compute Model Based Data* no Visual3D, é mostrada na Figura 5.

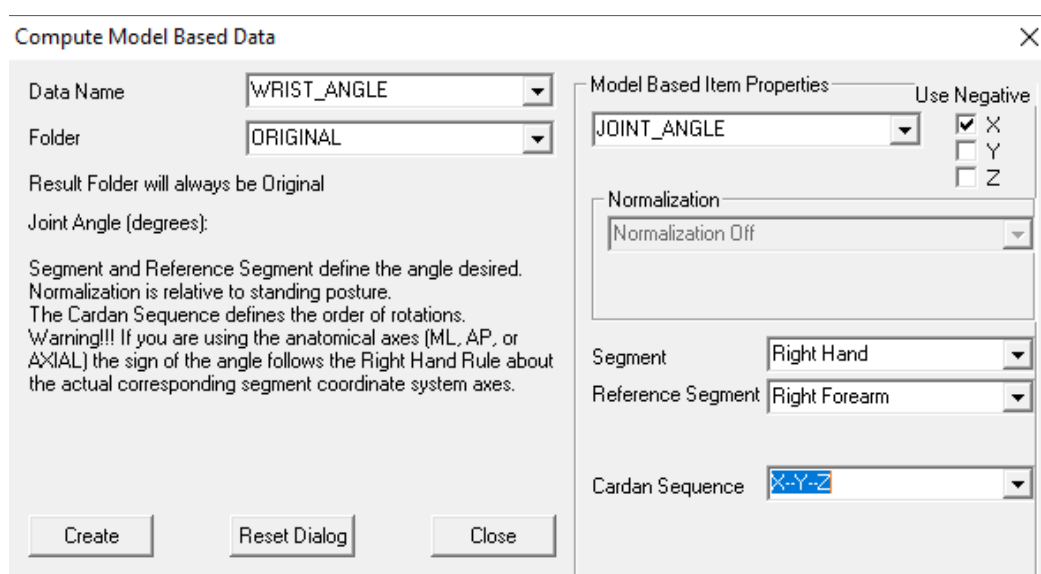


Figura 5. Configuração para estimativa da ADM no software Visual3d.

Nesta pesquisa, a flexão e extensão do punho foram realizadas no plano sagital ao redor do eixo transversal. Como na calibragem do sistema de coordenadas fixas do laboratório o eixo X estava para a direita, a posição em que foi realizada a flexão e extensão do punho fez com que o eixo X do sistema de coordenadas do modelo biomecânico ficasse para a esquerda, neste caso é necessário marcar que o eixo está negativo no momento da configuração para estimar os ângulos.

Os picos e vales da ADM (30 picos e 30 vales, ou seja, 10 para cada uma das três séries) foram detectados. As variáveis ANG_p^{ESO} e ANG_p^{ECO} foram definidas para representar os picos (extensão) para os cenários ESO e ECO. Para os cenários FSO e FCO, as variáveis ANG_v^{FSO} e ANG_v^{FCO} foram definidas para representar os vales (flexão). Após a detecção dos picos e vales o método de reamostragem *Bootstrap* também foi empregado para estimar a média das variáveis ANG_p^{ESO} , ANG_p^{ECO} , ANG_v^{FSO} e ANG_v^{FCO} com base em 1.000 amostras de *bootstrap* para cada variável. A Figura 6 mostra um exemplo dos picos e vales extraídos representando, respectivamente, os movimentos de extensão e flexão do punho.

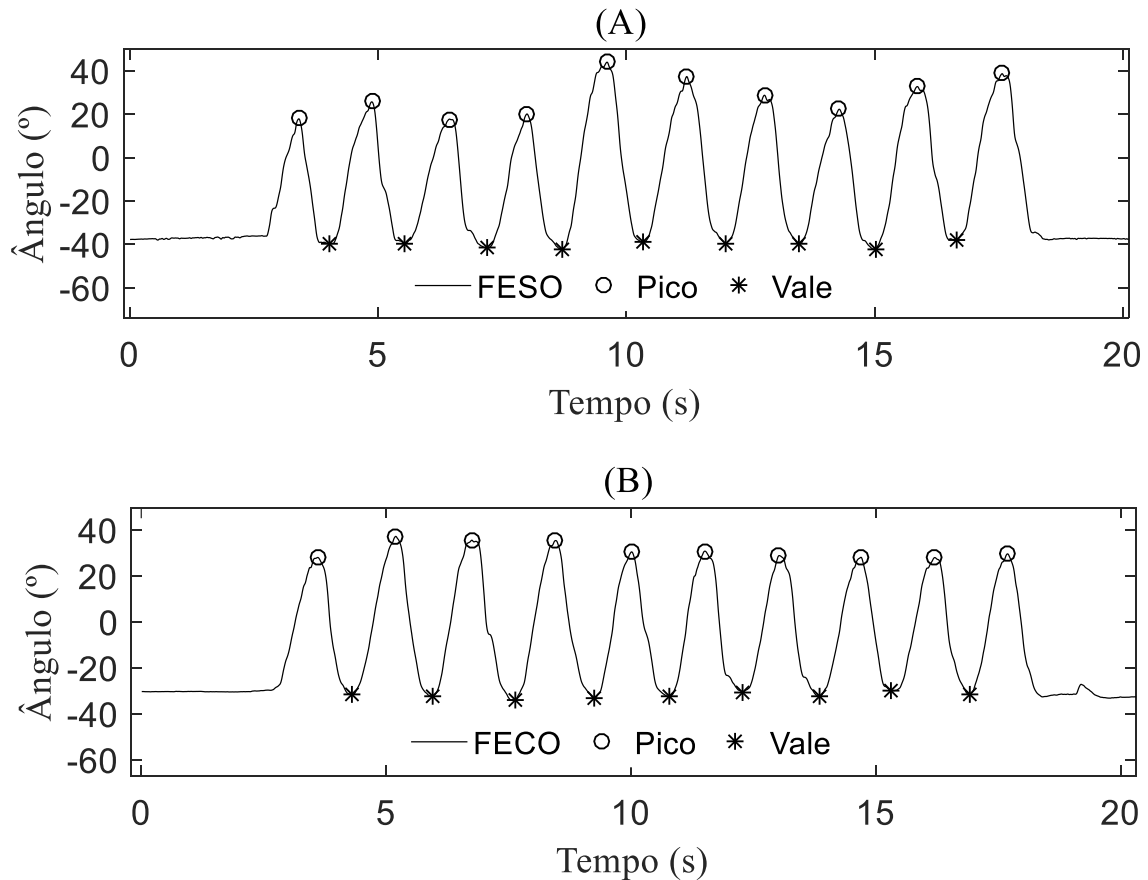


Figura 6. Estimativas típicas dos picos (extensão) e vales (flexão) a partir do ângulo, para a flexão e extensão sem (A) e com a órtese (B). FESO é a flexão e extensão sem órtese, enquanto FECO representa o cenário com órtese

Também foram definidas variáveis para representar a amplitude de movimento média dos picos e vales para cada voluntário nos seguintes cenários:

- P_{ANG}^{ESO} : Média dos picos dos ângulos para cada voluntário no cenário ESO;
- P_{ANG}^{ECO} : Média dos picos dos ângulos para cada voluntário no cenário ECO;
- V_{ANG}^{FSO} : Média dos vales dos ângulos para cada voluntário no cenário FSO;
- V_{ANG}^{FCO} : Média dos vales dos ângulos para cada voluntário no cenário FCO.

3.6 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

O software R Project for Statistical Computing [68], foi utilizado para todas as análises estatísticas, que considerou a avaliação conjunta dos dados dos 11 participantes, aplicados à avaliação da distribuição de probabilidade da média de cada um. Essa distribuição foi calculada com base em 1.000 amostras de bootstrap para as variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} , EMG_p^{FCO} , ANG_p^{ESO} , ANG_p^{ECO} , ANG_p^{FSO} e ANG_p^{FCO} .

A normalidade das variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} , EMG_p^{FCO} , P_{EMG}^{ESO} , P_{EMG}^{ECO} , P_{EMG}^{FSO} , P_{EMG}^{FCO} , ANG_p^{ESO} , ANG_p^{ECO} , ANG_p^{FSO} , ANG_p^{FCO} , P_{ANG}^{ESO} , P_{ANG}^{ECO} , V_{ANG}^{FSO} e V_{ANG}^{FCO} foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov com um nível de significância de 0,05 ($p > 0,05$).

Após o teste de normalidade, o teste de Wilcoxon pareado com um nível de significância de 0,05 ($p < 0,05$), foi utilizado para verificar a equivalência estatística da distribuição da média para as variáveis que não apresentaram uma distribuição normal.

Para as variáveis que apresentaram uma distribuição normal, o teste t pareado com um nível de significância de 0,05 ($p < 0,05$) foi utilizado para verificar a equivalência estatística.

Sintomas secundários, como a discinesia, também podem ser observados por meio do modelo biomecânico. Na Figura 9 é mostrada a trajetória irregular dos marcadores posicionados no segmento da cabeça e também a irregularidade da trajetória do movimento de flexão e extensão do punho quando comparado a trajetória do voluntário da Figura 8.

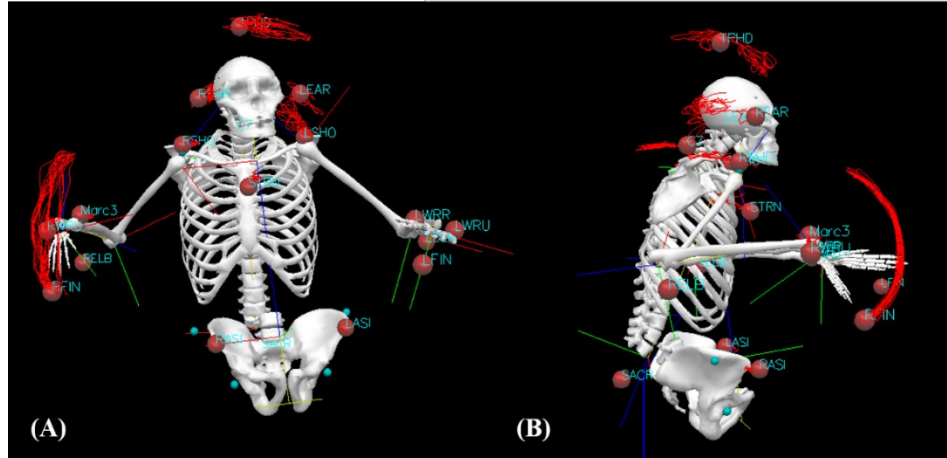


Figura 9. Modelo biomecânico de um indivíduo com discinesia: vista frontal (A) e vista da lateral direita (B).

4.2 RESULTADOS DAS ANÁLISES ESTATÍSTICAS

A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste Kolmogorov – Smirnov, onde os resultados sugeriram a não normalidade da distribuição para as variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} , EMG_p^{FCO} , ANG_p^{ESO} , ANG_p^{ECO} , ANG_v^{FSO} e ANG_v^{FCO} , deste modo foi usado o teste Wilcoxon pareado que evidenciou diferença estatística significativa para as seguintes comparações: EMG_p^{ESO} vs. EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} vs. EMG_p^{FCO} , ANG_p^{ESO} vs. ANG_p^{ECO} e ANG_v^{FSO} vs. ANG_v^{FCO} . Os resultados dos testes estatísticos realizados para estas variáveis podem ser vistos na Tabela 1.

Tabela 1. Comparação das variáveis que representam os movimentos de flexão e extensão de punho com e sem órtese, para o EMG e para a ADM.

| Variável | Teste estatístico | |
|---------------|--------------------|------------------------|
| | Kolmogorov-Smirnov | Wilcoxon |
| | p-valor | p-valor |
| EMG_p^{ESO} | < 0,001 | * < 0,001 ^a |
| EMG_p^{ECO} | < 0,001 | |
| EMG_p^{FSO} | < 0,001 | * < 0,001 ^b |

| | | |
|---------------|-----------|---------------|
| EMG_p^{FCO} | $< 0,001$ | |
| ANG_p^{ESO} | $< 0,001$ | |
| ANG_p^{ECO} | $< 0,001$ | $* < 0,001^c$ |
| ANG_v^{FSO} | $< 0,001$ | |
| ANG_v^{FCO} | $< 0,001$ | $* < 0,001^d$ |

* $p < 0,05$, diferença significativa pelo teste Wilcoxon pareado

a – Comparação entre as variáveis EMG_p^{ESO} e EMG_p^{ECO} b – Comparação entre as variáveis EMG_p^{FSO} e EMG_p^{FCO}

c – Comparação entre as variáveis ANG_p^{ESO} e ANG_p^{ECO} d – Comparação entre as variáveis ANG_v^{FSO} e ANG_v^{FCO}

Para as variáveis P_{EMG}^{ESO} , P_{EMG}^{ECO} , P_{EMG}^{FSO} , P_{EMG}^{FCO} , P_{ANG}^{ESO} , P_{ANG}^{ECO} , V_{ANG}^{FSO} e V_{ANG}^{FCO} o teste Kolmogorov – Smirnov, aceitou a hipótese de normalidade ($p > 0,05$).

Desta forma a equivalência estatística foi verificada por meio do teste t pareado com nível de significância de 0,05 ($p < 0,05$) e os seguintes pares de variáveis foram comparados:

P_{EMG}^{ESO} vs. P_{EMG}^{ECO} , P_{EMG}^{FSO} vs. P_{EMG}^{FCO} , P_{ANG}^{ESO} vs. P_{ANG}^{ECO} e V_{ANG}^{FSO} vs. V_{ANG}^{FCO} .

Os resultados dos testes estatísticos realizados para estas variáveis podem ser vistos na Tabela 2.

Tabela 2. Comparação das variáveis normalizadas a partir do EMG e das variáveis que representam amplitude de movimento média dos picos e vales, para cada voluntário.

| Variável | Teste estatístico | |
|-----------------|--------------------|--------------------------|
| | Kolmogorov-Smirnov | Teste t |
| | p-valor | p-valor |
| P_{EMG}^{ESO} | 0,92 | $* < 0,001^a$ |
| P_{EMG}^{ECO} | 0,94 | |
| P_{EMG}^{FSO} | 0,96 | |
| P_{EMG}^{FCO} | 0,63 | $*0,48^b$ |
| V_{ANG}^{ESO} | 0,93 | $*6,30 \cdot 10^{-03}^c$ |
| V_{ANG}^{ECO} | 0,92 | |
| V_{ANG}^{FSO} | 0,82 | $*0,50^d$ |
| V_{ANG}^{FCO} | 0,86 | |

* $p < 0,05$, diferença significativa pelo teste t pareado

a – Comparação entre as variáveis P_{EMG}^{ESO} e P_{EMG}^{ECO} b – Comparação entre as variáveis P_{EMG}^{FSO} e P_{EMG}^{FCO}

c – Comparação entre as variáveis V_{ANG}^{ESO} e V_{ANG}^{ECO} d – Comparação entre as variáveis V_{ANG}^{FSO} e V_{ANG}^{FCO}

4.3 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS RELACIONADAS AO EMG

A atividade eletromiográfica mínima necessária para iniciar os movimentos de flexão e extensão do punho com e sem o uso da órtese foi analisada. A distribuição e comparação entre as variáveis relacionadas à avaliação do EMG é mostrada na Figura 10, para os movimentos de flexão e extensão do punho, com e sem o uso da OAP.

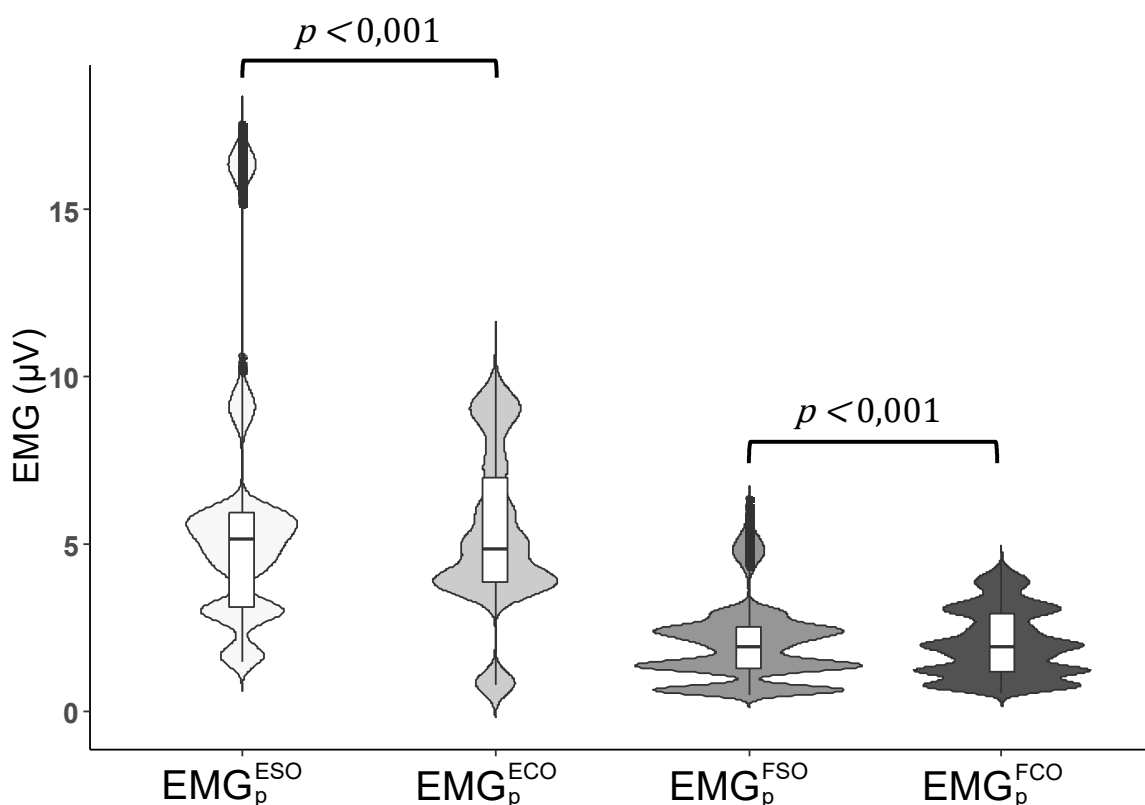


Figura 10. Violin plot mostrando a densidade de probabilidade e a distribuição da média para as variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} e EMG_p^{FCO} .

A Figura 10 mostra que as variáveis relacionadas ao EMG apresentam distribuição multimodal, com a concentração de picos em diferentes posições e com amplitudes distintas, demonstrando heterogeneidade da capacidade muscular e do comprometimento motor dos indivíduos avaliados.

Para as variáveis que representam o movimento de extensão, é possível observar que a mediana de EMG_p^{ESO} e EMG_p^{ECO} possui valores semelhantes, porém o terceiro quartil de EMG_p^{ECO} apresenta valores superiores aos do terceiro quartil de EMG_p^{ESO} , indicando aumento da atividade eletromiográfica nos extensores do carpo ao utilizar a órtese. Para os movimentos

de flexão, é possível observar que a mediana de EMG_p^{FSO} e EMG_p^{FCO} são semelhantes, indicando uma influência menos expressiva da órtese na atividade muscular, o que era esperado pois o movimento de flexão é realizada a favor da gravidade.

Além dos resultados apresentados na Figura 10, uma análise comparativa entre as variáveis normalizadas P_{EMG}^{ESO} , P_{EMG}^{ECO} , P_{EMG}^{FSO} e P_{EMG}^{FCO} foi realizada para verificar a influência da OAP na ativação muscular dos flexores e extensores do carpo. O teste t pareado indicou que P_{EMG}^{ESO} é significativamente menor que P_{EMG}^{ECO} e que entre P_{EMG}^{FSO} e P_{EMG}^{FCO} , não há diferença significativa. O resultado desta comparação é apresentado na Figura 11.

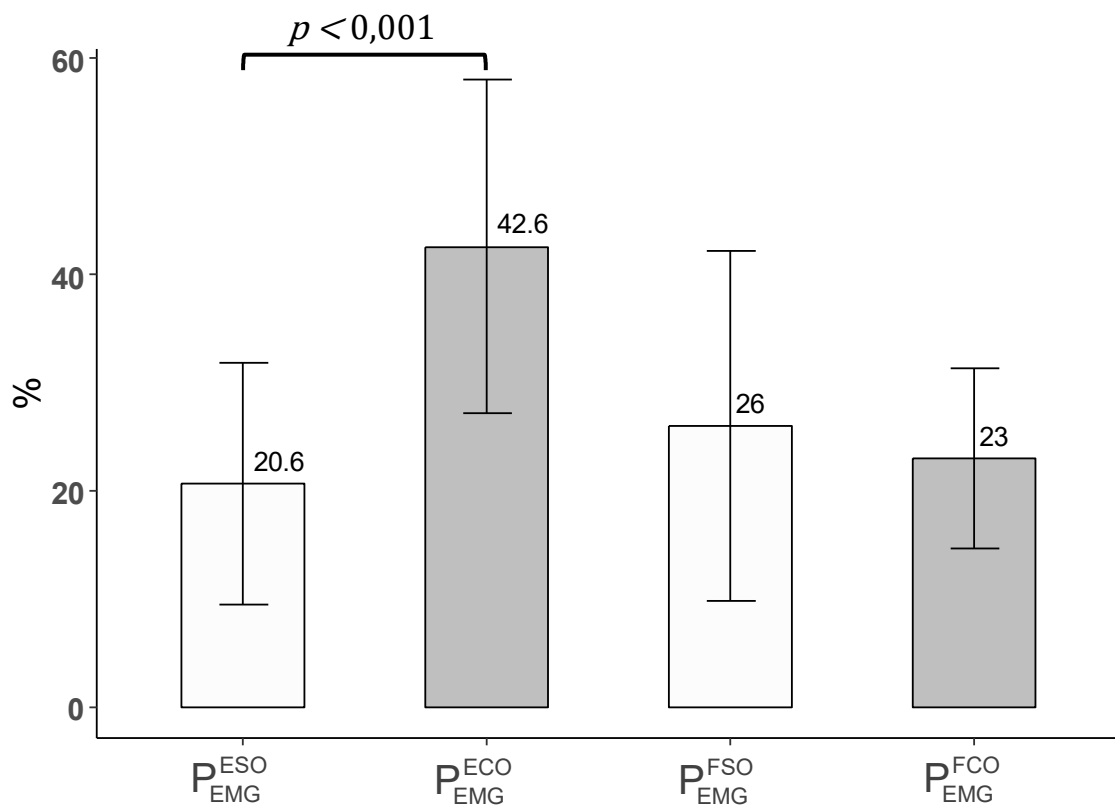


Figura 11. Comparação entre variáveis estimadas a partir do EMG dos músculos flexores e extensores do carpo. A média e o desvio padrão estimados a partir dos dados dos 11 participantes são mostrados.

4.4 ANÁLISE DAS VARIÁVEIS RELACIONADAS A ADM

A influência do uso da órtese na amplitude de movimento da flexão e extensão natural do punho também foi avaliada e, a partir dos resultados (Figura 12), é possível verificar a influência da órtese na ergonomia da ADM durante a flexão e extensão do punho.

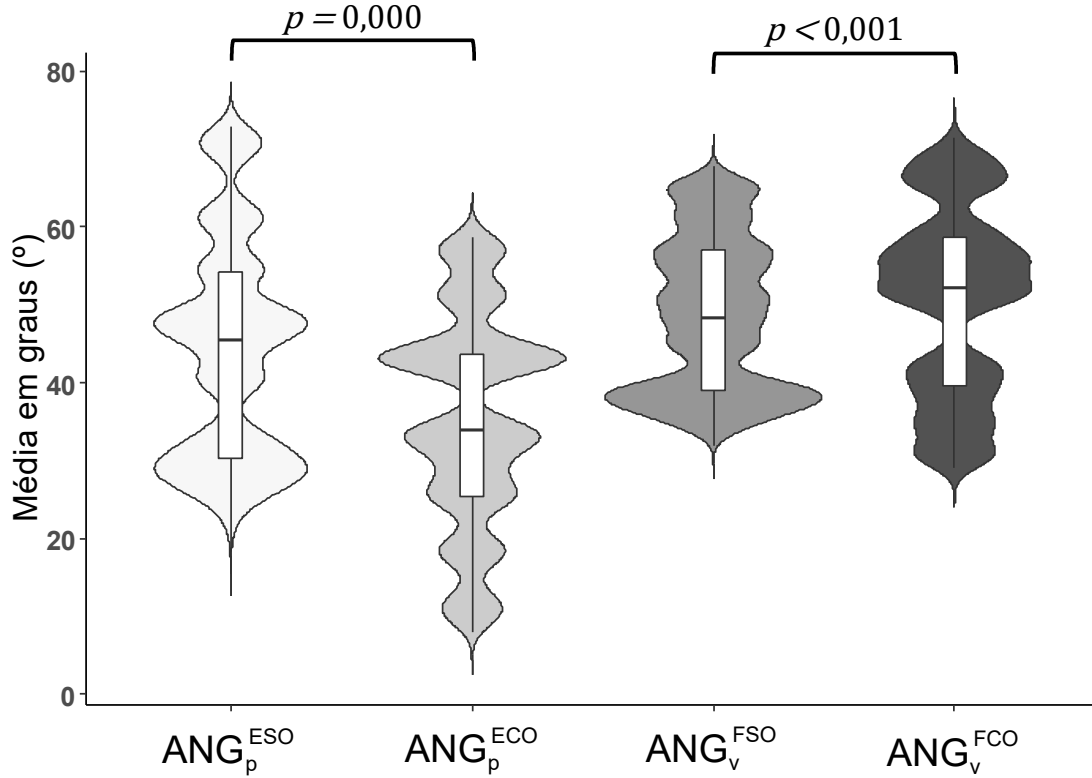


Figura 12. Violin plot mostrando a densidade de probabilidade e a distribuição da média para as variáveis ANG_p^{ESO} , ANG_p^{ECO} , ANG_v^{FSO} e ANG_v^{FCO} .

As variáveis utilizadas para avaliar a ADM também apresentam uma distribuição multimodal, como mostra a Figura 12. A mediana das variáveis relacionadas aos movimentos de extensão tem valores diferentes, ou seja, a mediana de ANG_p^{ESO} é maior que a mediana de ANG_p^{ECO} . Isso indica que a órtese causou uma limitação da ADM no movimento de extensão do punho.

A mediana de ANG_v^{FCO} é um pouco maior que a mediana de ANG_v^{FSO} , indicando que o uso da órtese aumentou a ADM para flexão.

A Figura 13 mostra a comparação da ADM média do grupo por meio das variáveis P_{ANG}^{ESO} , P_{ANG}^{ECO} , V_{ANG}^{FSO} e V_{ANG}^{FCO} . O teste t pareado indicou que P_{ANG}^{ESO} é significativamente maior que P_{ANG}^{ECO} e que entre V_{ANG}^{FSO} e V_{ANG}^{FCO} , não há diferença significativa. É possível observar que o uso da órtese

causa uma limitação da ADM no movimento de extensão do punho. Quanto ao movimento de flexão, a ADM média com e sem o uso da órtese é muito próxima, corroborando os achados mostrados na Figura 12.

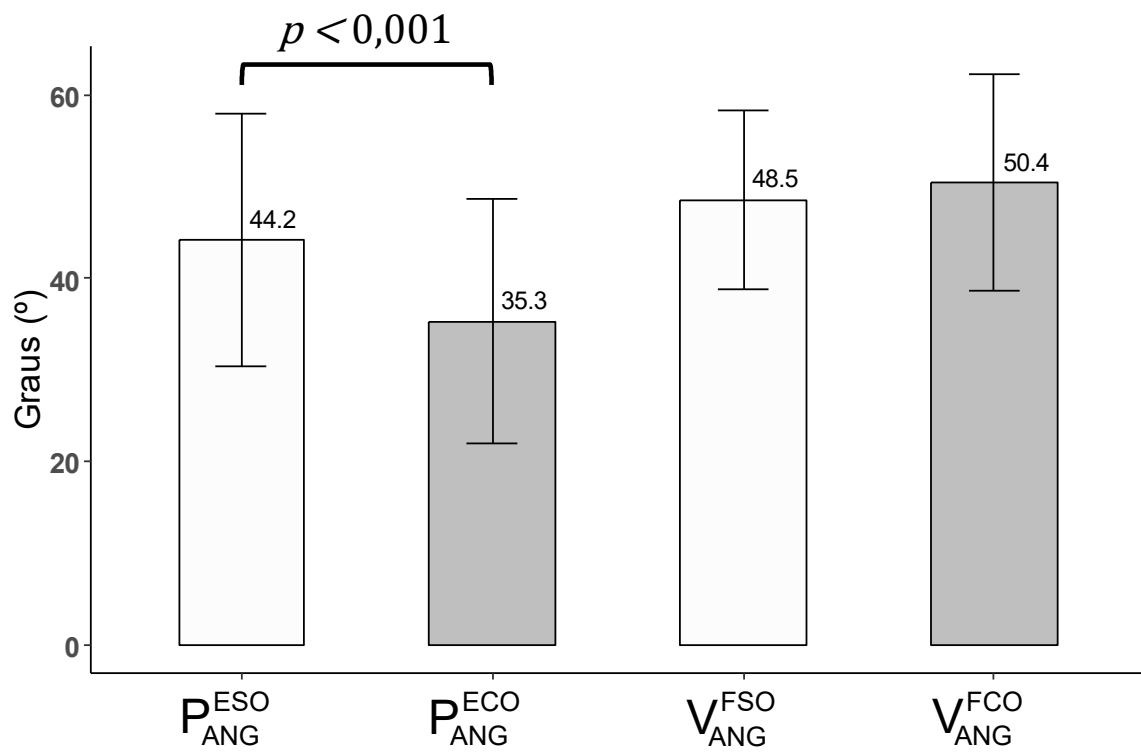


Figura 13. Comparação entre variáveis de amplitude de movimento. A média e o desvio padrão estimados a partir dos dados dos 11 participantes são mostrados.

5. DISCUSSÃO

A presente pesquisa avaliou o impacto de uma OAP na atividade muscular dos flexores e extensores do carpo e na amplitude de movimento de flexão e extensão do punho em 11 indivíduos, acometidos pela doença de Parkinson. O objetivo dessa avaliação foi verificar a influência e possíveis limitações de uma órtese ativa de punho, e identificar as melhorias necessárias para que o dispositivo possa ser adotado na prática clínica para reabilitação da amplitude da ADM da flexão e extensão de punho em indivíduos com DP, uma vez que os sinais / sintomas motores causados pela doença promovem limitações devido à perda da funcionalidade desta articulação.

A análise das variáveis baseadas na atividade eletromiográfica, EMG_p^{ESO} e EMG_p^{FSO} , na Figura 10, destaca a presença de valores discrepantes (*outliers*) nos movimentos realizados sem a órtese, o que pode ser uma consequência da maior variabilidade de movimentos irrestritos. O eixo central do atuador acaba atuando como referência para o início e o fim do movimento, reduzindo assim, a variabilidade inerente ao movimento voluntário. Esse resultado é corroborado por estudos que afirmam que a reabilitação robótica oferece estímulos mais repetitivos, cíclicos e padronizados [37, 69].

As Figuras 10 e 12 mostram a presença de uma distribuição multimodal para as variáveis EMG_p^{ESO} , EMG_p^{ECO} , EMG_p^{FSO} , EMG_p^{FCO} , ANG_p^{ESO} , ANG_p^{ECO} , ANG_v^{FSO} e ANG_v^{FCO} . Indicando a heterogeneidade do grupo com relação antropometria, sintomas motores da DP e impacto do uso da órtese ativa de punho. Embora todos os indivíduos avaliados apresentassem rigidez no punho avaliado, sintomas como fraqueza muscular, tremor, bradicinesia e discinesia também foram observados durante a coleta de dados. O comportamento multimodal da distribuição de probabilidade também indica que a influência da órtese no movimento do punho pode ser modulada pelo sintoma motor mais prevalente presente no paciente.

É possível observar na Figura 11 que a média (em %) da atividade muscular necessária para realizar o movimento de extensão do punho com a órtese (P_{EMG}^{ECO}) apresenta um aumento de 22% quando comparada a atividade muscular sem o uso do dispositivo (P_{EMG}^{ESO}), corroborando os achados mostrados na Figura 10. Para o movimento de flexão do punho com órtese, foi observado uma redução na atividade muscular (3%) quando comparado ao movimento de flexão realizado sem órtese. Essa redução pode estar associada ao peso de algumas partes da órtese (Figura 1, partes 2, 3, 6 e 8) que juntas pesam 306,3 gramas e ao movimento realizado a favor da gravidade.

No entanto, o aumento de 22% da atividade muscular para P_{EMG}^{ECO} , não interfere na capacidade do indivíduo de realizar a tarefa proposta. Esse achado está de acordo com os resultados obtidos por Sylos-Labini et al. [70], que observaram um aumento da atividade muscular durante o uso de exoesqueleto de membros inferiores. Esses achados também estão alinhados com os resultados encontrados por White et al. [71]. Neste estudo os autores simularam o peso de três órteses ativas do membro superior e avaliaram a relação entre o peso do dispositivo e a ativação muscular gerada pelo seu uso. Os pesos simulados foram de 0,81, 1,25 e 2,27 kg, e uma maior ativação do bíceps braquial foi observada para as órteses mais pesadas, mostrando a correlação positiva entre o aumento do peso do dispositivo e a ativação muscular.

A órtese ativa de punho avaliada nesta pesquisa é compacta e leve (0,85 kg), seguindo as recomendações de [71], que apontaram que o peso de uma solução ortótica não deve exceder 1,25 kg, pois de acordo com [22] o peso do dispositivo é um aspecto relevante na avaliação ergonômica. No entanto, estudos que identifiquem materiais mais leves para substituir o alumínio usado no suporte e os eixos cilíndricos auxiliares do atuador (Figura 1, partes 3 e 4) devem ser realizados.

Ao analisar a compatibilidade cinemática por meio da ADM, a diferença para o ângulo de extensão do punho com (P_{ANG}^{ECO}) e sem (P_{ANG}^{ESO}) o uso da órtese foi de aproximadamente 9 graus (Figura 13). Não houve limitação na amplitude de movimento para flexão do punho. A limitação angular estimada é comparável aos resultados relatados em estudos anteriores [39, 52, 53]. Embora esses estudos tenham avaliado dispositivos para articulações de mãos e dedos, foram observadas limitações angulares entre 11° e 18° ao comparar a amplitude de movimento com e sem o uso do dispositivo avaliado.

De acordo com [12], a amplitude angular funcional do punho para realizar a maioria das atividades da vida diária, como higiene pessoal, alimentação, segurar um copo, uso do telefone, leitura, entre outras, é de 10° de flexão a 35° de extensão. Ressalta-se que, embora a órtese ativa de punho cause uma limitação angular de 9°, ela ainda oferece uma amplitude de extensão de punho de 35°, garantindo o movimento funcional dessa articulação. Esta redução da amplitude de movimento pode estar relacionada à configuração genérica da órtese, pois a variabilidade entre os sujeitos de parâmetros antropométricos como massa, tamanho e volume dificultam a adaptação da órtese ativa de punho para grande variedade de usuários sem nenhuma limitação [51].

Durante a coleta de dados, observou-se que indivíduos com um antebraço mais longo apresentaram uma maior limitação da ADM. Estudos adicionais que investigam a correlação entre o comprimento do antebraço e a limitação da articulação do punho durante o uso do dispositivo devem ser realizados. Se essa relação for confirmada, uma solução possível seria tornar a posição da parte 4 (Figura 1), responsável pela proteção e acoplamento do atuador, ajustável na parte 5 (Figura1), que se encaixa no antebraço. Dessa forma, seria possível adaptar o dispositivo a todos os indivíduos.

CONCLUSÃO

Nesta pesquisa foi possível concluir que a órtese ativa de punho avaliada pode ser classificada como um dispositivo ergonômico e com potencial para ser utilizada na reabilitação do punho de paciente com DP em ambiente clínico. O uso dos parâmetros de atividade eletromiográfica e amplitude de movimento, na avaliação ergonômica da órtese, nos permitiu verificar que o uso do dispositivo proporciona uma padronização dos movimentos de flexão e extensão do punho, sem interferir na amplitude de movimento funcional do punho. Também foi observado que o aumento da atividade muscular induzido pelo uso da órtese não afeta o desempenho da tarefa avaliada.

O estudo realizado também apontou que a substituição de parte das estruturas que compõem o sistema de eixo do atuador, podem tornar o órtese mais leve, portanto mais ergonômica. A implantação de um sistema de ajuste de posicionamento da estrutura que acopla o atuador à estrutura que se fixa ao antebraço, também se mostra relevante para o contexto da pesquisa. Tornar essa estrutura ajustável possibilita a adaptação da órtese ativa para indivíduos com diferentes antropometrias, diminuindo a limitação angular causada pelo dispositivo. É importante ressaltar que indivíduos com distúrbios motores causados por outras patologias também podem se beneficiar dessa solução ortótica, uma vez que durante os estudos de revisão desta pesquisa, foram observadas pesquisas que adotam soluções semelhantes para reabilitação de sintomas motores causados por acidente vascular cerebral.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As maiores limitações encontradas foram durante a revisão da literatura para o desenvolvimento desta pesquisa e metodologia. Para o desenvolvimento do referencial teórico foi identificada a escassez de trabalhos relacionados ao desenvolvimento e estudos ergonômicos de órteses ativas de membro superior com foco na rigidez de articulações para indivíduos com DP, grande parte dos dispositivos são elaborados com foco da supressão de tremor.

No que tange a metodologia uma das maiores limitações encontradas está relacionada à órtese ativa de punho avaliada nesta pesquisa. A primeira versão da órtese não era estável e não se acoplava de forma confortável e firme a antebraços mais finos ou com maior diâmetro. No Apêndice A, é mostrado o que foi feito para mitigar essa limitação.

Outra limitação foi o tempo necessário para construção do modelo biomecânico. Este estudo foi o primeiro a utilizar o software em nosso laboratório de pesquisa e foi necessário bastante tempo para aprender a utilizá-lo, o que acarretou atraso na pesquisa e impediu a coleta com um grupo controle.

Também é importante as singularidades da coleta de dados em indivíduos com DP. O posicionamento dos eletrodos de eletromiografia em pessoas mais idosas é afetado pela flacidez da pele, pela fraqueza muscular, e um cuidado maior teve que ser tomado ao se posicionar os eletrodos. Na coleta dos dados da amplitude de movimento, a perda frequente da localização dos marcadores reflexivos pelo software de captura devido a movimentos involuntários (discinesia) ou postura do voluntário durante a coleta, fez com que o processo fosse repetido várias vezes, deixando mais cansativo para o voluntário.

O processamento dos dados eletromiográficos de indivíduos com DP também requer uma atenção especial. Estudos pilotos para definição de protocolo de coleta e de estratégias para processamento do sinal foram realizados com pessoas hígdas. Ao processar os dados de indivíduos com DP, foi observado que os sintomas motores e os diferentes estágios da doença tornam o sinal eletromiográfico mais ruidoso e com menor amplitude.

TRABALHOS FUTUROS

Como trabalhos futuros, com intuito de tornar a órtese ainda mais ergonômica, é interessante realizar estudos que identifiquem materiais mais leves que possam substituir o alumínio utilizado no suporte e eixos cilíndricos auxiliares do atuador. Além do desenvolvimento de um sistema de ajuste de posicionamento do suporte do atuador, o que permitirá o uso por indivíduos com diferentes biotipos e diminuirá a limitação da amplitude do movimento de extensão. Após o desenvolvimento do design final, a próxima etapa é utilizar a órtese na reabilitação de indivíduos com punho rígido e verificar seu desempenho. A realização de um estudo para verificar a relação entre o aumento da atividade eletromiográfica dos extensores do carpo e a limitação angular do movimento de extensão do punho, também pode contribuir para o entendimento das limitações da órtese. Pois acredita-se que ao realizar a extensão de punho e ter a amplitude de movimento limitada, o movimento deixa de ser ativo e passa a ativo resistido ao encontrar uma limitação, o que causaria um aumento da atividade muscular dos extensores do carpo.

TRABALHOS PUBLICADOS

TRABALHOS DIRETAMENTE RELACIONADOS A ESSA PESQUISA:

- Costa S, Faustino N, Rabelo A, et al (2020) Ergonomic aspects of an active wrist orthosis: effects on wrist flexion and extension in individuals with Parkinson's disease. Submetido para a revista *Applied Ergonomics* e **aguardando revisão**.
- Costa S, Bourget J, Jablonski G, et al (2018) Ergonomic Evaluation of an Active Wrist Orthosis for the Treatment of Muscular Rigidity in Individuals with Parkinson's Disease. IFMBE Proc 70:635–640 . doi: 10.1007/978-981-13-2119-1_97.
- Andrade A, Bourget J, Costa S, et al (2018) Ergonomic assessment of an active orthosis for the rehabilitation of flexion and extension of wrist. IFMBE Proc 68:565–568 . doi: 10.1007/978-981-10-9038-7_104.
- Costa S, Rabelo A, Andrade A (2019) Análise do esforço muscular durante a execução dos movimentos de flexão e extensão de punho em pacientes com Doença de Parkinson - Um estudo piloto. XI Simpósio Eng Biomédica. doi: 10.5281/zenodo.3459863.
- Costa S, E. Rodrigues M, G. Rabelo A, O. Andrade A (2018) Avaliação Ergonômica Da Amplitude De Movimento Ao Utilizar Uma Órtese Ativa De Punho - Um Estudo Preliminar. X Simoósio de Engenharia Biomédica. doi: 10.29327/xiseb.128361.
- Costa S, M. D. Luiz L, R. Moraes C, et al (2017). Proposta de uso de uma órtese ativa para atenuação do tremor de membro superior em indivíduos acometidos pela Doença de Parkinson. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. Even3, Uberlândia, Minas Gerais, pp 1097–1098. doi: 10.29327/cobecseb.79076.

TRABALHOS EM COLABORAÇÃO COM OUTROS PESQUISADORES DURANTE O MESTRADO:

- Silva G, Queiroz C, Walter S, et al (2020) EMDRLS – Single channel approach for filtering EEG signals strongly contaminated with facial EMG. Submetido para a revista *PLOS ONE* e **aguardando revisão**.
- Da Silva K, Luvizutto G, Bruno, A et al (2020) Electroencephalographic gamma-band activity and motor development in music trained children. Submetido para a revista *Perceptual and Motor Skills* e **aguardando revisão**.
- Luiz L, Rabelo A, Jablonski G, et al (2018) On the use of inertial sensors for the assessment of step and stride time variability in individuals with Parkinson’s disease: Preliminary study. IFMBE Proc 70:327–331 . doi: 10.1007/978-981-13-2119-1_50.
- Rabelo A, Jablonski G, Maire L, et al (2018) A Protocol for the Quantification of Simple Reaction Time: A Case Study. IFMBE Proc 70:721–725 . doi: 10.1007/978-981-13-2517-5_110.
- Silva GM, Oliveira FHM, Peres LB, et al (2018) Methodology for quantification of frontal muscle electromyography contamination in the electroencephalogram. IFMBE Proc 68:535–539 . doi: 10.1007/978-981-10-9038-7_98.

REFERÊNCIAS

1. Rocca WA (2018) The burden of Parkinson's disease: a worldwide perspective. *Lancet Neurol* 17:928–929 . [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30355-7](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30355-7)
2. Dorsey ER, Sherer T, Okun MS, Bloem BR (2018) The Emerging Evidence of the Parkinson Pandemic. *J Parkinsons Dis* 8:S3–S8 . <https://doi.org/10.3233/JPD-181474>
3. Dorsey ER, Elbaz A, Nichols E, et al (2018) Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet Neurol* 17:939–953 . [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30295-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30295-3)
4. Dickson JM, Grünewald RA (2004) Somatic symptom progression in idiopathic Parkinson's disease. *Park Relat Disord* 10:487–492 . <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2004.05.005>
5. Fung VSC, Burne JA, Morris JGL (2000) Objective quantification of resting and activated parkinsonian rigidity: A comparison of angular impulse and work scores. *Mov Disord* 15:48–55. [https://doi.org/10.1002/1531-8257\(200001\)15:1<48::AID-MDS1009>3.0.CO;2-E](https://doi.org/10.1002/1531-8257(200001)15:1<48::AID-MDS1009>3.0.CO;2-E)
6. Raiano L, di Pino G, di Biase L, et al (2020) PDMeter: A Wrist Wearable Device for an at-Home Assessment of the Parkinson's Disease Rigidity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 28:1325–1333. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.2987020>
7. Morris ME, Iansek R (1996) Characteristics of motor disturbance in Parkinson's disease and strategies for movement rehabilitation. *Hum Mov Sci* 15:649–669. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00020-6](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00020-6)
8. Connolly BS, Lang AE (2014) Pharmacological Treatment of Parkinson Disease. *JAMA* 311:1670 . <https://doi.org/10.1001/jama.2014.3654>
9. Hariz MI, Rehncrona S, Quinn NP, et al (2008) Multicenter study on deep brain stimulation in Parkinson's disease: An independent assessment of reported adverse events at 4 years. *Mov Disord* 23:416–421. <https://doi.org/10.1002/mds.21888>
10. Keus SHJ, Munneke M, Nijkrake MJ, et al (2009) Physical therapy in Parkinson's disease: Evolution and future challenges. *Mov Disord* 24:1–14. <https://doi.org/10.1002/mds.22141>

11. Bruder AM, Taylor NF, Dodd KJ, Shields N (2013) Physiotherapy intervention practice patterns used in rehabilitation after distal radial fracture. *Physiotherapy* 99:233–240.
12. Brumfield RH, Champoux JA (1984) A Biomechanical Study of Normal Functional Wrist Motion. *Clin Orthop Relat Res* 23–25. <https://doi.org/10.1097/00003086-198407000-00004>
13. Gisbert R, Schenkman M (2015) Physical Therapist Interventions for Parkinson Disease. *Phys Ther* 95:299–305. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130334>
14. Santos VV, Araújo MA, Nascimento OJM, et al (2012) Effects of a physical therapy home-based exercise program for Parkinson’s disease. *Fisioter em Mov* 25:709–715 . <https://doi.org/10.1590/S0103-51502012000400003>
15. Hu J, Yi-Je Lim, Ye Ding, et al (2011) An advanced rehabilitation robotic system for augmenting healthcare. In: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, United States, pp 2073–2076. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090384>
16. Volpe BT, Krebs HI, Hogan N (2003) Robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation. *Adv Neurol* 92:429–433
17. Aisen ML, Volpe BT (1997) The Effect of Robot-Assisted Therapy and Rehabilitative Training on Motor Recovery Following Stroke Robot-aided sensorimotor arm training. *JAMA Neurol* 54:443–446 . <https://doi.org/10.1001/archneur.1997.00550160075019>
18. Schiele A, Van der Helm FCT (2006) Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 14:456–469 . <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2006.881565>
19. Sangha S, Elnady AM, Menon C (2016) A compact robotic orthosis for wrist assistance. *Proc IEEE RAS EMBS Int Conf Biomed Robot Biomechatronics* 1080–1085 . <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523775>
20. Wu Q, Wang X, Chen B, Wu H (2018) Patient-Active Control of a Powered Exoskeleton Targeting Upper Limb Rehabilitation Training. *Front Neurol* 9: . <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00817>
21. Chen T, Casas R, Lum PS (2019) An Elbow Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation With Series Elastic Actuator and Cable-Driven Differential. *IEEE Trans Robot* 35:1464–

- 1474 . <https://doi.org/10.1109/TRO.2019.2930915>
22. Chiri A, Cempini M, De Rossi SMM, et al (2012) On the design of ergonomic wearable robotic devices for motion assistance and rehabilitation. In: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, pp 6124–6127. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347391>
 23. Fromme NP, Camenzind M, Riener R, Rossi RM (2019) Need for mechanically and ergonomically enhanced tremor-suppression orthoses for the upper limb: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* 16:93 . <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0543-7>
 24. Christoforetti G, Cândido ER, Olmedo L, et al (2012) Effects of a cognitive-motor intervention on depressive symptoms in patients with Parkinson’s disease | Efeito de uma intervenção cognitivomotora sobre os sintomas depressivos de pacientes com doença de Parkinson. *J Bras Psiquiatr* 61:78–83 . <https://doi.org/10.1590/S0047-20852012000200004>
 25. Bütetisch C, Hummelsheim H, Denzler P, Mauritz K-H (1995) Repetitive training of isolated movements improves the outcome of motor rehabilitation of the centrally paretic hand. *J Neurol Sci* 130:59–68 . [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(95\)00003-K](https://doi.org/10.1016/0022-510X(95)00003-K)
 26. Andrade AO, Pereira AA, Walter S, et al (2014) Bridging the gap between robotic technology and health care. *Biomed. Signal Process. Control* 10:65–78. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2013.12.009>
 27. Riener R (2007) Robot-aided rehabilitation of neural function in the upper extremities. In: *Operative Neuromodulation*. Springer Vienna, Vienna, pp 465–471. https://doi.org/10.1007/978-3-211-33079-1_61
 28. Furnari A, Calabrò RS, De Cola MC, et al (2017) Robotic-assisted gait training in Parkinson’s disease: a three-month follow-up randomized clinical trial. *Int J Neurosci* 127:996–1004 . <https://doi.org/10.1080/00207454.2017.1288623>
 29. Alwardat M, Etoom M (2019) Effectiveness of robot-assisted gait training on freezing of gait in people with Parkinson disease: evidence from a literature review. *J Exerc Rehabil* 15:187–192 . <https://doi.org/10.12965/jer.1836618.309>
 30. Picelli A, Melotti C, Origano F, et al (2012) Does robotic gait training improve balance in Parkinson’s disease? A randomized controlled trial. *Parkinsonism Relat Disord* 18:990–993 . <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2012.05.010>

31. Alwardat M, Etoom M (2019) Effectiveness of robot-assisted gait training on freezing of gait in people with Parkinson disease: evidence from a literature review. *J Exerc Rehabil* 15:187–192 . <https://doi.org/10.12965/jer.1836618.309>
32. Herrnsstadt G, Menon C (2017) Elbow orthosis for tremor suppression - A torque based input case. In: *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. Springer Verlag, pp 292–302. https://doi.org/10.1007/978-3-319-56148-6_25
33. Herrnsstadt G, Menon C (2016) Voluntary-driven elbow orthosis with speed-controlled tremor suppression. *Front Bioeng Biotechnol* 4: . <https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00029>
34. Perry JC, Rosen J, Burns S (2007) Upper-limb powered exoskeleton design. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. pp 408–417. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2007.901934>
35. Seki M, Matsumoto Y, Ando T, et al (2011) Development of robotic upper limb orthosis with tremor suppressibility and elbow joint movability. In: *Conference Proceedings - IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*. pp 729–735. <https://doi.org/10.1109/ICSMC.2011.6083728>
36. M. Selki H (2017) A Literature Review of Ergonomics Programs. In: *IEC2017 Proceedings Book*. Ishik University, pp 191–202. <https://doi.org/10.23918/iec2017.21>
37. Colombo G, Jorg M, Dietz V (2000) Driven gait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients. In: *Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143)*. IEEE, pp 3159–3163. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2000.901556>
38. Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V (2000) Treadmill training of paraplegic patients using a robotics orthosis. *J Rehabil Res Dev* 37:693–700
39. Hansen C, Gosselin F, Ben Mansour K, et al (2018) Design-validation of a hand exoskeleton using musculoskeletal modeling. *Appl Ergon* 68:283–288 . <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.11.015>
40. D’Elia N, Vanetti F, Cempini M, et al (2017) Physical human-robot interaction of an active pelvis orthosis: toward ergonomic assessment of wearable robots. *J Neuroeng Rehabil* 14:29 . <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0237-y>

41. Johansson L, Björing G, Hägg GM (2004) The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Appl Ergon* 35:129–136 . <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2003.11.004>
42. Norali A, Som M (2009) Surface Electromyography Signal Processing and Application: A Review. *Int Conf Man-Machine Syst* 11–13
43. Desplenter T, Zhou Y, Edmonds BP, et al (2020) Rehabilitative and assistive wearable mechatronic upper-limb devices: A review. *J Rehabil Assist Technol Eng* 7:205566832091787 . <https://doi.org/10.1177/2055668320917870>
44. Johansson L, Björing G, Hägg GM (2004) The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Appl Ergon* 35:129–136 . <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2003.11.004>
45. Van Petten AMVN, Ávila AF (2010) Effect of Using Wrist Orthoses on Forearm Flexor and Extensor Muscle Activation. *Rev Bras Ortop (English Ed)* 45:72–78 . [https://doi.org/10.1016/S2255-4971\(15\)30220-2](https://doi.org/10.1016/S2255-4971(15)30220-2)
46. Xu F, Liu Z, Zhao Y, Fan M (2014) Discomfort evaluation of upper limb joint motion. *J Med Imaging Heal Informatics* 4:370–373 . <https://doi.org/10.1166/jmihi.2014.1263>
47. Marcolino AM, Fonseca M, Colombari F, et al (2014) Influence of volar and dorsal static orthoses in different wrist positions on muscle activation and grip strength in healthy subjects. *Hand Ther* 19:114–125 . <https://doi.org/10.1177/1758998314563722>
48. Pang M, Guo S, Huang Q, et al (2015) Electromyography-Based Quantitative Representation Method for Upper-Limb Elbow Joint Angle in Sagittal Plane. *J Med Biol Eng* 35:165–177 . <https://doi.org/10.1007/s40846-015-0033-8>
49. Gomes AD, Ricci FPFM, Zampar AC, et al (2018) Influence of static wrist orthosis on muscle activity and shoulder and elbow range of motion during a functional task: a biomechanical study. *Fisioter e Pesqui* 25:56–64 . <https://doi.org/10.1590/1809-2950/17016425012018>
50. Grujic T, Bonkovic M (2015) Measurement and Analysis of Human Hand Kinematics. *Int J Biomed Biol Engineering* 9:97–102 . doi: doi.org/10.5281/zenodo.1098112
51. Schiele A (2008) Fundamentals of ergonomic exoskeleton robots. Delft University of Technology
52. Jiting L, Ruoyin Z, Yuru Z, Jianchu Y (2011) iHandRehab: An interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation. In: 2011 IEEE International

- Conference on Rehabilitation Robotics. IEEE, pp 1–6.
<https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975387>
53. Guo S, Zhang F, Wei W, et al (2014) Kinematic analysis of a novel exoskeleton finger rehabilitation robot for stroke patients. In: 2014 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. IEEE, pp 924–929.
<https://doi.org/10.1109/ICMA.2014.6885821>
 54. De Luca CJ (1997) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. J Appl Biomech 13:135–163 . <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
 55. C-Motion (2014) Tutorial: Rab Upper Extremity Model - Visual3D Wiki Documentation. https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Tutorial:_Rab_Upper_Extremity_Model. Accessed 15 Jun 2020
 56. Rab G, Petuskey K, Bagley A (2002) A method for determination of upper extremity kinematics. Gait Posture 15:113–119 . [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00155-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00155-2)
 57. Faustino NO, Costa SC, Andrade A de O (2020) Upper body biomechanical model for the analysis of the wrist motion amplitude. Zenodo.
<https://doi.org/10.5281/zenodo.3901845>
 58. Andrade A (2005) Decomposition and Analysis of Electromyographic Signals. doi: 10.13140/RG.2.2.33350.06727
 59. Andrade AO, Bourget J, Costa S, et al (2019) Ergonomic assessment of an active orthosis for the rehabilitation of flexion and extension of wrist. IFMBE Proc 68:565–568 .
https://doi.org/10.1007/978-981-10-9038-7_104
 60. Costa S, Bourget J, Jablonski G, et al (2019) Ergonomic Evaluation of an Active Wrist Orthosis for the Treatment of Muscular Rigidity in Individuals with Parkinson’s Disease. In: IFMBE Proceedings. pp 635–640. https://doi.org/10.1007/978-981-13-2119-1_97
 61. Mallat SG (1989) A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. <https://doi.org/10.1109/34.192463>
 62. Chernick M., Murthy V., Nealy C. (1985) Application of bootstrap and other resampling techniques: Evaluation of classifier performance. Pattern Recognit Lett 3:167–178 .
[https://doi.org/10.1016/0167-8655\(85\)90049-2](https://doi.org/10.1016/0167-8655(85)90049-2)

63. Efron B (1983) Estimating the Error Rate of a Prediction Rule: Improvement on Cross-Validation. J Am Stat Assoc 78:316–331 .
<https://doi.org/10.1080/01621459.1983.10477973>
64. Glick N (1978) Breaking Records and Breaking Boards. Am Math Mon 85:2–26 .
<https://doi.org/10.1080/00029890.1978.11994501>
65. Lachenbruch PA, Mickey MR (1968) Estimation of Error Rates in Discriminant Analysis. Technometrics 10:1–11 . <https://doi.org/10.1080/00401706.1968.10490530>
66. Ripley B (2007) boot: Bootstrap R (S-Plus) Functions (Canty). In: R Packag. version 1. <https://cran.r-project.org/web/packages/boot/boot.pdf>. Accessed 24 May 2020
67. C-Motion (2018) Joint Angle - Visual3D Wiki Documentation. https://c-motion.com/v3dwiki/index.php/Joint_Angle. Accessed 15 Jun 2020
68. R Core Team (2019) A language and environment for statistical computing. In: R Found. Stat. Comput. Vienna, Austria. <http://www.r-project.org/>. Accessed 24 May 2020
69. Atlihan M, Akdogan E, Arslan MS (2014) Development of a therapeutic exercise robot for wrist and forearm rehabilitation. In: 2014 19th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR). IEEE, pp 52–57.
<https://doi.org/10.1109/MMAR.2014.6957324>
70. Sylos-Labini F, La Scaleia V, D'Avella A, et al (2014) EMG patterns during assisted walking in the exoskeleton. Front Hum Neurosci 8:1–12 .
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2014.00423>
71. White MM, Morejon ON, Liu S, et al (2017) Muscle loading in exoskeletal orthotic use in an activity of daily living. Appl Ergon 58:190–197 .
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.06.010>

APÊNDICE A – EVOLUÇÃO DA ESTRUTURA DA ÓRTESE

A Figura 1 ilustra a estrutura da versão anterior da órtese ativa de punho avaliada nessa pesquisa era toda em alumínio e pesava um total de 950 gramas.

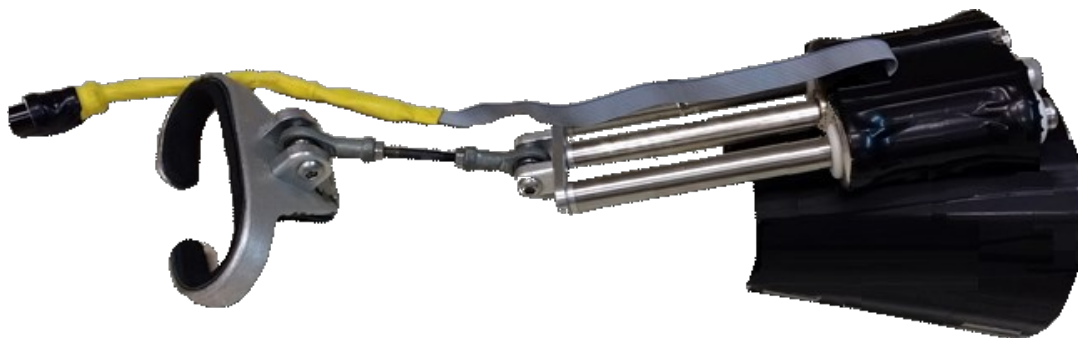


Figura 1. Versão anterior da órtese ativa de punho com estrutura feita em alumínio

A primeira melhoria realizada foi o desenvolvimento de um suporte impresso em 3D. Esse suporte era acoplado ao antebraço na parte inferior da órtese para melhorar a instabilidade. O suporte desenvolvido pode ser visto na Figura 2.

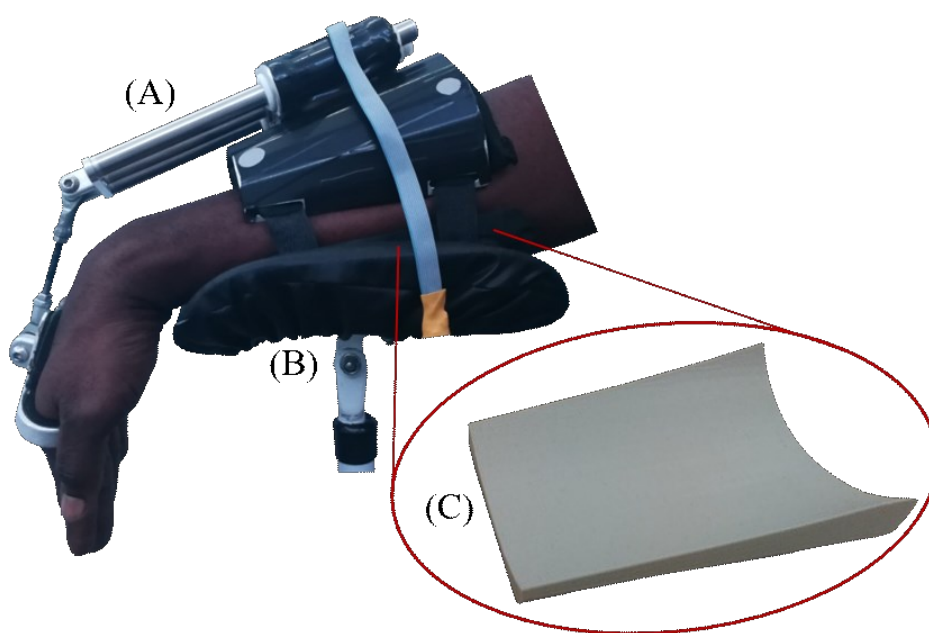


Figura 2. Estrutura anterior da órtese ativa de punho (A), sobre suporte de angulação ajustável (B) com suporte projetado e impresso em 3D para melhorar a estabilidade acoplado a órtese.

Mesmo após a construção do suporte a órtese ainda não era confortável para indivíduos pequenos e magros, e não era estável para pessoas de maior estatura e com maior massa corpórea. Para resolver esses problemas as estruturas que se prendem a mão e ao antebraço foram substituídas por um material termoplástico utilizado na fabricação de órteses e próteses

para a fixação foi utilizado couro, espuma e alças de velcro que permitem adaptar o acoplamento para indivíduos de diferentes biotipos. A versão atual pode ser vista na Figura 3.



Figura 3. Estrutura atual da órtese com parte do corpo em material termoplástico e sistema de ajuste por meio de faixas de velcro.

Na figura 4 é possível notar que a versão atual se adapta melhor ao antebraço. EA troca das estruturas que se fixam a mão e ao antebraço fez com que o dispositivo ficasse mais leve (850 gramas), mais estável e mais confortável.

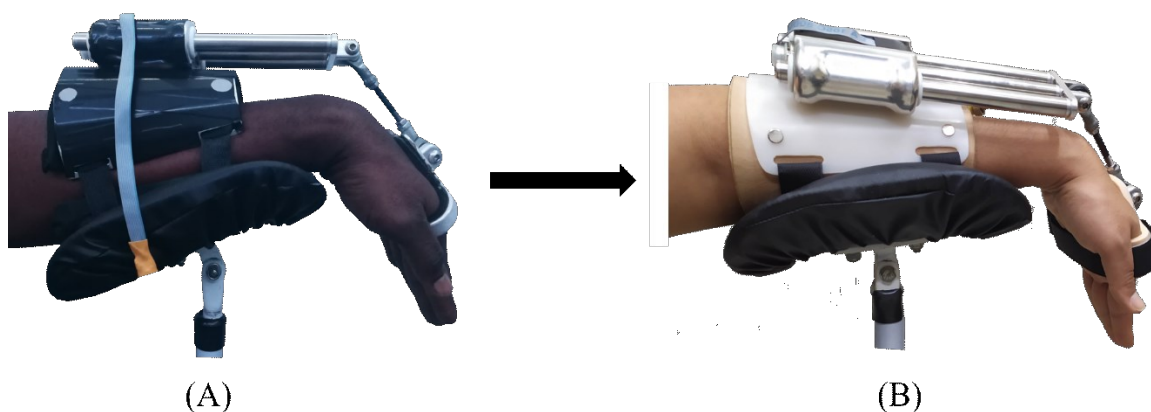


Figura 4. Comparação do acoplamento entre a versão anterior e a atual da órtese.