Universidade de São Paulo
Escola de Engenharia de São Carlos
Departamento de Engenharia Mecânica

Marcello Cláudio de Gouvêa Duarte

Sistema Modular de Controle Aplicado ao Desenvolvimento de Órtese Ativa para Mão Humana

São Carlos
2020

Marcello Cláudio de Gouvêa Duarte

Sistema Modular de Controle Aplicado ao Desenvolvimento de Órtese Ativa para Mão Humana

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia de São Carlos para obtenção do título de doutor em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Dinâmica das Máquinas e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Glauco Augusto de Paula Caurin

ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA VERSÃO CORRIGIDA. A VERSÃO ORIGINAL ENCONTRA-SE DEPOSITADA NO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA DA EESC-USP

São Carlos

2020

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

D812s

Duarte, Marcello Cláudio de Gouvêa
Sistema modular de controle aplicado ao desenvolvimento de órtese ativa para mão humana / Marcello Cláudio de Gouvêa Duarte; orientador Glauco Augusto de Paula Caurin. -- São Carlos, 2020.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Dinâmica das Máquinas e Sistemas. -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2020.

1. Reabilitação robótica. 2. Artrite reumatoide. 3. Órtese ativa. 4. Controle de impedância. 5. Avaliação de membros superiores. 6. Eletrônica embarcada. I. Título.

Elaborado por Eduardo Graziosi Silva - CRB-8/9937

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **MARCELLO CLAUDIO DE GOUVÊA DUARTE.**

Título da tese: " Sistema modular de controle aplicado ao desenvolvimento de órtese ativa para mão humana".

Data da defesa: 04/05/2020

Comissão Julgadora	**Resultado**
Prof. Titular **Glauco Augusto de Paula Caurin (Orientador)** (Escola de Engenharia de São Carlos – EESC/USP)	Aprovado
Prof. Associado **Carlos Alberto Fortulan** (Escola de Engenharia de São Carlos – EESC/USP)	Aprovado
Profa. Associada **Valéria Meirelles Carril Elui** (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/FMRP-USP)	Aprovado
Prof. Dr. **Thiago Luiz de Russo** (Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)	Aprovado
Profa. Dra. **Cristina Kurachi** (Instituto de Física de São Carlos/IFSC-USP)	Aprovado

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Carlos de Marqui Junior**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Titular **Murilo Araujo Romero**

Dr Luiz, Dra Ruth,
vosso legado fora sequenciado. Meu muito mais que obrigado. Recebam este trabalho seja lá em que comprimento de onda estiverem, pois a vocês o dedico. Vocês foram Luz e serão Luz para sempre!

AGRADECIMENTOS

Agradecer é louvar. Louvar é enaltecer, declarar-se digno de aprovação. Assim me sinto ao concluir esta tarefa edificante, reveladora e repleta de ensinamentos maiúsculos. Agradeço a Deus por me legar saúde física e mental e por me conduzir neste desafio tardio, mas sadio.

Agradeço em especial ao professor Glauco pela orientação sempre colaborativa e instigante, pela confiança e ensinamentos vários e permanentes. À professora Valeria, meu muitíssimo obrigado pela oportunidade do convívio e pela ajuda essencial para a concretização deste trabalho. Também agradecimento explícito à colaboração primorosa do professor Fortulan. Igualmente decisiva a colaboração do professor Leonardo nestes meses finais de conclusão do trabalho e na parceria e revisão de artigos. Aos professores Adriano e Becker pelo incentivo e sugestões certeiras.

Aos colegas do cotidiano no laboratório, que honra em tê-los conhecido. Uma a um, cada qual com seu brilho foram fonte de inspiração e busca constante por mais e mais, sempre mais. Gustavo nas discussões sobre controle e sobre a academia, Henrique no suporte múltiplo de tudo um pouco e essencial quando o assunto era código, Viviane por me alertar de prazos e e colaborar com aspectos da monografia. E quanta prosa ótima, produtiva, inteligente trocamos Larissa, Leonardo, Matheus, Ivan, Lucas, Guilherme, Caio, Moreira, Marão, e aos colegas professores Kleber e Willian.

Meu agradecimento também aos alunos Rodrigo e Vitor com quem tive a satisfação de lidar estreitamente ao lhes supervisionar o Trabalho de Conclusão de Curso, a vossa colaboração para este trabalho foi enorme, obrigado. Agradecimento igualmente enorme ao aluno Marcio de Ribeirão Preto, pelo acolhimento nas demandas de impressão 3D e sugestões na eletrônica embarcada.

Agradecimento fraterno e caloroso aos técnicos de laboratórios da EESC-USP, Luiz, seu Zé e Tiberti. E ao corpo de secretária do programa de pós-graduação, Iara e Beth, um beijo a vocês. E a Ana Paula, *in memorian*, minhas orações. À Elena da biblioteca pela revisão prestimosa e decisiva para a versão final do trabalho.

Por fim agradeço aos meus com o calor do coração. À Mana Priscila e filhota Bruna pelas constantes ajudas nas traduções ao longo do período. A você Iago, por me fazer entender que valeria a pena. Giovanni, meu pequeno, pelas perguntas incessantes e brilhantes, algumas por responder. Se estive um pouco ausente, nunca o estive em mente. Vocês sabem. E a você Simoni, minha companheira das horas todas, agradeço por me inspirar decisivamente e me colocar para frente, sempre. Cheguei aqui porque todos vocês estiveram comigo. Obrigado e amém.

RESUMO

DUARTE, M. C. G. **Sistema modular de controle aplicado ao desenvolvimento de órtese ativa para mão humana**. 2020, 215 p. Tese (para o doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, São Paulo, 2020.

Este trabalho de pesquisa insere-se no campo da reabilitação robótica de membros superiores. É, portanto, de caráter multidisciplinar. A motivação do trabalho foi a aplicação da tecnologia robótica à uma órtese dinâmica projetada para artrite reumatoide tendo-se como objetivo ampliar a capacidade de movimentação de extensão das articulaçoes da mão em relação àquela obtida com as órteses não atuadas (não controladas), e permitir a customização com base no desenvolvimento em ciclos de otimização. Neste sentido aplicou-se técnicas de controle de interação consagradas como o controle de impedância à junta de flexo-extensão dos dedos, parametrização ao projeto das partes mecânicas não comerciais da órtese, e manufatura flexível para a sua construção. A parametrização adotada para a definição da geometria da órtese permitiu reduzir o tempo do projeto mecânico auxiliado por computador. Com a sua combinação à manufatura aditiva foi possível realizar ciclos de otimização do projeto quanto a: i) ergonomia; ii) resistência e durabilidade; iii) transmissão entre junta e atuador; e iv) sintonia dos parâmetros do controle de impedância. A cada ciclo de otimização pode-se observar o aumento da amplitude dos movimentos de extensão dos dedos (unidos em peça de dedais fixos) do cliente voluntário, melhoria no funcionamento da transmissão dos atuadores, aumento do conforto e facilidade no vestir, de acordo com relatos de voluntários. A Órtese objeto deste trabalho é do tipo Longa auto Articulada projetada para a correção do Desvio Ulnar dos dedos das mãos, a OLADU. A OLADU foi equipada com um atuador e passou a ser chamada OLADUi. O atuador tem a função de auxiliar o movimento de extensão da articulação dos dedos somando esforços à iniciativa de mobilidade do cliente voluntário nos seus exercícios de reabilitação. A estratégia de controle de impedância se adequa dinamicamente a ação ditada pelo usuário. Quando ele inicia um movimento de extensão dos dedos o atuador é ligado e o ajuda proporcionalmente à sua dificuldade em cumprir esta tarefa. Na posterior flexão dos dedos de volta à posição inicial o atuador é desligado e ele realiza o movimento de retorno por sua própria conta. O conjunto eletrônico do controlador foi modularizado e embarcado resultando numa única e pequena caixa (5,5 x 8,5 x 11,5 cm). Esta caixa é ligada por um único cabo ao atuador que está fixo à estrutura da órtese. Isto permite boa mobilidade ao cliente voluntário portador do sistema modular órtese-controlador da OLADUi. O processo tem aprovação de comitê de ética em pesquisa. Um ganho em extensão nos exercícios padrão de flexo-extensão com a órtese robótica foi verificado em testes com voluntário portador da artrite reumatoide com o desvio ulnar dos dedos. O sistema de controle da OLADUi mostrou-se promissor quanto a sua utilização como ferramenta de colaboração para a recuperação de indivíduos acometidos pela artrite reumatoide.

Palavras-chave: Reabilitação Robótica. Artrite Reumatoide. Órtese Ativa. Controle de Impedância. Avaliação de Membros Superiores. Eletrônica Embarcada.

ABSTRACT

DUARTE, M. C. G. **Modular control system applied to the development of an active human hand orthosis.** 2020, 215 p. Tese (para o doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, São Paulo, 2020.

This is a multidisciplinary study in the field of upper-limb robotic rehabilitation. The aim of this research was to apply robotics technology to a dynamic orthosis designed for rheumatoid arthritis (RA) to obtain increased extension of the joints of the hands as compared to that obtained with passive orthoses, as well as to allow customization based on the development of optimization cycles. Therefore, widely recognized interaction control techniques were applied, including impedance control to the flexion/extension joint of the fingers, parametrization of the design of non-commercial mechanical parts of the orthosis, and flexible manufacturing system. The parametrization used to define the orthosis geometry enabled computer aided mechanical design time reduction. Combination with additive manufacturing, made it possible to carry out the optimization cycles of the following: i) ergonomics; ii) strength and durability; iii) transmission between joint and actuator; and iv) tuning of the impedance control parameters. In every optimization cycle, there is a clear increase in the patient volunteer's finger extension amplitude (joined together with fixed finger thimbles), an improvement in the performance of the actuator's transmission, and, according to volunteer clients, it is more comfortable and easier to put on. The present study describes a long-articulated orthosis that was designed for correction of the ulnar deviation of the fingers, denominated OLADU (a Portuguese acronym that stands for *Órtese Longa Articulada para Desvio Ulnar*). It was equipped with an actuator and renamed as OLADUi. The role of the actuator is to provide assistance in finger joint extension, maximizing volunteer patient's mobility initiative during rehabilitation exercises. The impedance control strategy dynamically conforms to the actions performed by the user. When the orthosis user initiates a finger extension movement, the actuator is turned on, assisting, proportionally, the user needs to accomplish this task. During the subsequent flexion of the fingers to return to the initial position, the actuator is turned off, and the user makes the motion by himself/herself. The controller electronic set was fully modularized and embedded, and the product resulted in a single small sized box (5.5 x 8.5 x 11.5 cm). This box is connected, using a single cable, to the actuator attached to the orthosis structure allowing the OLADUi orthosis volunteer users to have good mobility. The process was approved by a research ethics committee. Better extension was identified in standard flexion/extension exercises with the robotic orthosis in the tests conducted in volunteer RA clients with ulnar deviation of the fingers. The OLADUi's control system has proven to be promising as a collaborative tool for the recovery of individuals suffering from rheumatoid arthritis.

Keywords: Robotic rehabilitation. Rheumatoid Arthritis. Active Orthosis. Impedance control. Upper limb Evaluation. Embedded Electronics

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação da imagem usada outora por Nicolas Andry de Bois-Regard em seu livro "ORTHOPEDIE", publicado em 1741. 42

Figura 2: Forças aplicadas sobre três pontos no suporte A. Forças aplicadas sobre dois pontos no suporte B. 53

Figura 3: Três pontos de apoio por articulação. 56

Figura 4: Análise de um sistema de três pontos, onde os segmentos A, C e D precisam ser estendidos e o segmento B flexionado. 57

Figura 5: (A e B): Durante a máxima extensão do pulso um movimento de 50° ocorre na articulação mediocarpal e apenas 35° na articulação radicarpal 59

Figura 6: O primeiro metacarpo se move no trapézio como se estivesse no interior de uma rosquinha. 61

Figura 7: O ponto de convergência dos dedos situado no terço distal do lado radial do antebraço. 62

Figura 8: Movimento equiangular do caminho da falange distal durante a contração simultânea de todos os flexores. 62

Figura 9: O aperto polidigital (A). Com o arco transverso achatado o aperto polidigital cheio é impossível (B). Com um arco transverso exagerado, as pontas dos dedos colidem (C) 63

Figura 10: Em pronação a força da mola compensa o peso da mão (A). Em supinação a força da mola é adicionada ao peso da mão. 65

Figura 11: Representação do diagrama de blocos de um típico sitema servo-controlado 69

Figura 12: Diagrama de Bloco da representação de um robô acoplado a um ambiente. O robô é representado por uma impedância Z_r e o ambiente é representado por uma admitância (Y_e). 71

Figura 13: Modelagem "Duas Portas". No lado esquerdo, a força $\mathbf{F_1}$ e a velocidade $\boldsymbol{v1}$ da representação do atuador de um robô e, do lado direitoa a força $\mathbf{F_2}$ e a velocidade $\boldsymbol{v2}$ da representação do ambiente. Entre eles a dinâmica arbitrária. Este modelo pode ser usado para qualquer robô SISO 73

Figura 14: Especificações de projeto para um servomecanismo. 76

Figura 15: Diagrama de blocos estrutural de um servomecanismo 77

Figura 16: Especificações de projeto para "Controlador de Interação" 78

Figura 17: Diagrama de blocos estrutural de um sistema de "Controle de Interação". 79

Figura 18: *Bond Graph* da representação de uma rede equivalente da estrutura mínima necessária de uma máquina controlada por impedância, incluindo tanto a impedância nodal (Zo) como a não-nodal (Zn). 84

Figura 19: *Bond Graph* da representação de um manipulador multi-eixos com impedância nodal controlada interagindo com a admitância do ambiente. O *bond graph* para o manipulador é uma rede equivalente generalizada de Norton 88

Figura 20: B*ond Graph* de uma rede equivalente representando a superposição de várias impedâncias acopladas a uma admitância. Cada componente da impedância total é representado por uma rede equivalente generalizada de Norton. As impedâncias não-nodais podem ser incluídas neste sistema, definindo a fonte de fluxo virtual correspondente a zero 89

Figura 21: *Bond graph* da representação da rede equivalente de um manipulador controlado por impedância interagindo com a admitância do ambiente. Cada ligação (*bond*) representa um vetor de fluxos de energia ao longo de vários graus de liberdade. 95

Figura 22: Órtese para correção do Desvio Ulnar dos dedos OLADU 109

Figura 23: Versões da órtese OLADUi 110

Figura 24: Forças aplicadas pela órtese no sistema de alavanca de três pontos visando a correção da deformidade do desvio ulnar 111

Figura 25: Medidas da órtese: e-antebraço distal; f-antebraço proximal; i-metacarpo lateral; j-espessura palma da mão distal; k-espessura palma mão proximal; c-diâmetro da palma; d2;d3;d4;d5-altura da falange proximal de cada dedo 112

Figura 26: Modelo CAD da versão 4 da órtese OLADUi com a indicação de suas partes 115

Figura 27: Órtese OLADUi versão 4a, palmar únida à calha do antebraço. 115

Figura 28: Ilustração CAD da órtese OLADUi 4b, com suas hastes de palmar estendidas 116

Figura 29: Partes estruturais da versão atual órtese OLADUi 5, dedais e calha do antebraço 117

Figura 30: Ilustrações do atuador instalado e dos componentes de transmissão do torque do atuador para a articulação nos dedais. 118

Figura 31: Ilustração do cálculo do dimensionamento das correias da OLADUi 5. 119

Figura 32: Elementos de conexão da polia intermediária e a calha do antebraço na OLADUi 5. 120

Figura 33: Elementos de conexão da polia dos dedais e a calha do antebraço na OLADUi 5. 120

Figura 34: Polia do motor, conectores do motor em seu compartimento na calha do antebraço. 121

Figura 35: Conjunto estrutural da OLADUi 5 e seu motor acoplado. 121

Figura 36: Teste de carga em voluntário com desvio ulnar dos dedos. 122

Figura 37: Especificações do kit do motor (A) e imagem real do motor com o cabo da órtese 123

Figura 38: Controlador de Posição EPOS 2 24/2. 124

Figura 39: Conexão entre EPOS 2 24/2, computador, motor e fonte de alimentação. 124

Figura 40: Primeiro sistema robótico/OLADUi (A) e segundo sistema robótico/ OLADUi (B) 125

Figura 41: Diagrama de blocos do DMC - eletrônica embarcada da OLADUi 5. 126

Figura 42: Estudo da disposição circuital do DMC – caixa renderizada para acomodar os módulos. 127

Figura 43: Ilustrações das fases de montagem dos módulos do DMC – OLADUi 5 127

Figura 44: Vista dos circuitos embarcados mostrados no diagrama de blocos da fig. 40 128

Figura 45: Vistas do conjunto DMC e órtese OLADUi 5. 129

Figura 46: Terceiro sistema robótico/OLADUi 5. 129

Figura 47: Visão do Sistema OLADUi 5 e seu DMC integrado. 130

Figura 48: Esquema da Estratégia de Controle de Impedância. 133

Figura 49: Trajetória virtual $v0$ e v movimento real do manipulador 136

Figura 50: Interface Gráfica Matlab do Jogo da Barra em Matlab. 142

Figura 51: Interface Gráfica Matlab do Jogo da Barra em uso com a órtese ativada. 143

Figura 52: Posiçao com a mão fechada (A) e (B) posição de máxima extensão dos dedos. 149

Figura 53: Ilustração da técnica de aferição de extensão das MFs de clientes voluntários 150

Figura 54: Indicação de medidas de posição: mão fechada (A) e (B) posição de máxima extensão ativa (voluntária) das MFs. 150

Figura 55: Indicação de medidas com goniômetro do Desvio Ulnar do cliente voluntário. 152

Figura 56: Indicação de medidas com goniômetro do Desvio Ulnar do cliente voluntário portando a órtese a órtese OLADUi versão 5. 153

Figura 57: Indicação do desvio ulnar. Sem a órtese (A), com a órtese OLADUi 5 (B) 154

Figura 58: Medida da extensão ativa média das MFs com a órtese a órtese OLADUi versão 5. 155

Figura 59: Ilustração da extensão passiva das MFs do cliente voluntário. 156

Figura 60: Órtese OLADUi versão 4a acomodada na mão direita do voluntário. 160

Figura 61: Sequência de movimentos da extensão dos dedos com a órtese OLADUi versão 4b. 162

Figura 62: Sequência de movimentos da extensão das MFs, órtese OLADUi versão 5. 163

Figura 63: Sequência de testes com a órtese OLADUi versão 5 utilizando o jogo da Barra. 165

Figura 64: Sequência de testes com a órtese OLADUi versão 5, fevereiro 2020. 166

Figura 65: Resultados de testes da OLADUi, versão 4a com voluntário no CER-FMRP/USP. A parte superior o gráfico indica o teste com a órtese sem ativação do motor (A). Na parte inferior a indicação gráfica do teste com a órtese ativada (B) 170

Figura 66: Três situações distintas do teste com a órtese OLADUi, versão 4a. 171

Figura 67: Três indicações de medidas distintas do teste com a órtese OLADUi, versão 5. 172

Figura 68: Resultados de testes atuais com e sem o jogo da Barra, OLADUi 5 ativada 174

Figura 69: Resultados de testes atuais com e sem o jogo da Barra, OLADUi 5 ativada em usuário-típico sem AR 175

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Intervalo Dimensional de Parametrização das Peças 113
Tabela 2: Exemplo de dados medidos diretamente na mão deste pesquisador para o projeto personalizado das peças..... 114
Tabela 3: Medidas do desvio ulnar dos dedos de cliente voluntário, sem a órtese e com a órtese OLADUi versão 5, ainda inativa (sem o atuador)..... 154
Tabela 4: Medidas da extensão ativa dos dedos de cliente voluntário, sem a órtese e com a órtese OLADUi versão 5, ainda inativa (sem o atuador)..... 155
Tabela 5: Medidas da extensão passiva das MFs do cliente voluntário, sem a órtese e com a órtese OLADUi versão 5, ainda inativa (sem o atuador)..... 157

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AHA	*American Heart Association*
AR	Artrite Reumatoide
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades da Vida Diária
BBBw	*Beaglebone Black Wireless*
CAD	*Computer Aided Desing*
CAN	Controle de Admitância Natural
CER	Centro de Reabilitação
CPD	Controlador de Posicionamento Digital
DMC	Dispositivo Modular de Controle
DOF	*Degree Of Freedon*
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
FDM	*Fused Deposition Modeling*
FMRP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
HC	Hospital das Clínicas
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDE	*Integrated Development Environment*
IFs	InterFalangeanas
IP	*Internet Protocol*
MFs	MetacarpoFalengeanas
OLADU	Órtese Longa Auto-Articulada para correção de Desvio Ulnar, a
OLADUi	Órtese Longa Auto-Articulada para correção de Desvio Ulnar-inteligente
OLTF	*Open Loop Transfer Function*
SD	*Secure Digital*
SISO	*Single In – Sinle Out*
STL	*STereo Lithography*
SUS	Sistema único de Saúde
TCP	do inglês *Transmission Control Protocol*
USB	*Universal Serial Bus*
USP	Universidade de São Paulo
VA	*Veterans' affairs*

LISTA DE SIMBOLOS

$G_p(S)$	=	*Função de Transferência da Planta*	ω_d	=	*largura de banda do Distúrbio*
$G_c(S)$	=	*Função de Transferência do Controlador*	ω_p	=	*Valor máximo entre as larguras de Banda*
r(S)	=	*Entrada de Referência*	*L e C´*	=	*Acoplamento de Entrada-Saída do Manipulador*
e(S)	=	*Sinal de Erro Atuante*	*Q(S)*	=	*Valor que define a Dinâmica do Sistema*
u(S)	=	*Sinal de Controle*	*E(S)*	=	*Valor que define a parâmetros do Ambiente*
y(s)	=	*Sinal de saída*	*ABS*	=	Valor Absoluto
Z_r	=	*Impedância do Robô*	$B_t, \emptyset_t(s)$	=	*Matrizes para análise de Desempenho e Comando do Sistema*
Y_e	=	*Admitância do Ambiente*	C_t, L_t *e* C'_t	=	*Matrizes para análise de Desempenho e Comando do Sistema*
F_1	=	*Força do Ambiente*	*T(S)*	=	*Matriz que integra o compensador e a Planta*
F_2	=	*Força do Ambiente*	*S(S)*	=	*Matriz que opera a Inversa de T(s)*
v_1	=	*Velocidade do* Robô	*C(S)*	=	*Matriz que opera T(s) e sua Inversa*
v_2	=	*Velocidade do Ambiente*	*W*	=	*Trabalho Mecânico*
T_{ij}	=	*Funções de Transferência*	*F*	=	*Força*
G_i	=	*Compensadores*	*X*	=	*Posição e/ou Posição do end point*
$K(s)$	=	*Compensador de Avanço*	*:{C}*	=	*Modulação pelo Conjunto de Comandos*
$\emptyset, B, C$	=	*Representam a Planta*	*Y*	=	*Admitância*
M(s)	=	*Parcela dependente da frequência vinculada ao erro de modelagem*	*Z*	=	*Impedância*
d(s)	=	*Perturbação*	Z_0	=	*Impedância Nodal*
n(s)	=	*Entrada de Ruído*	ω_b	=	*largura de banda de controle desejada*

Z_n	=	*Impedância Não-Nodal*
$S(*)$	=	*Força Estática / Relação de Deslocamento*
X_0	=	*Posição Virtual e/ou Posição Comandada (Virtual)*
V_0	=	*Velocidade Virtual e/ou Velocidade Comandada (Virtual)*
f	=	*Fluxo (velocidade)*
t	=	*Tempo*
$S(*)$	=	*Força Estática / Relação de Deslocamento*
X_0	=	*Posição Virtual e/ou Posição Comandada (Virtual)*
V_0	=	*Velocidade Virtual e/ou Velocidade Comandada (Virtual)*
f	=	*Fluxo (velocidade)*
t	=	*Tempo*
z	=	*Variáveis de Estado de Impedância*
$Z_S(*)$	=	*Equações de Estado de Impedância*
$Z_0(*)$	=	*Equações de Impedância de Saída*
y	=	*Variáveis de Estado de Admitância*
$Y_S(*)$	=	*Equações de Estado de Admitância*
$Y_0(*)$	=	*Equações de Admitância de Sada*
v	=	*Velociade*
V	=	*Velocidade do end point*
S_f	=	*Fonte de Fluxo*
F_{ext}	=	*Força Externa*
F_{int}	=	*Força de Interface*

$K(*)$	=	*Força / Relação de Deslocamento*
$B(*)$	=	*Força / Relação de Velocidade*
$L(*)$	=	*Equações de Acoplamento Cinemático*
$F(*)$	=	*Impedância Não-Inercial*
θ	=	*Posição do Atuador (ou ângulo)*
ω	=	*Velocidade do Atuador*
$J(\theta)$	=	*Matriz Jacobiana*
M	=	*Tensor de Inércia em Coordenadas do end point*
m	=	*Massa*
I	=	*Inércia*
M_e	=	*Tensor de Inércia do Ambiente*
$I(\theta)$	=	*Tensor de Inércia em Coordenadas do Atuador*
$C(\theta,\omega)$	=	*Torques de Acoplamentos Inerciais*
$V(\omega)$	=	*Torques Dependentes da Velocidade*
$S(\theta)$	=	*Torques Dependentes da Posição*
$G(\theta,\omega)$	=	*Termos de Acoplamento Aceleratívos*
T_{at}	=	*Força ou Torque do Atuador*
T_{int}	=	*Torque de Interface*
$Y(\theta)$	=	*Tensor de Mobilidade em Coordenadas do Atuador*
S_e	=	*Fonte de Esforço*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 27
1.1 REABILITAÇÃO ROBÓTICA 28
1.1.2 Reabilitação Robótica para Extremidade Superior 31
1.2 ARTRITE REUMATOIDE 34
1.2.1 Desvio Ulnar dos Dedos 36
1.3 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS 37
1.4 ORGANIZAÇÃO E ESTRUTURA DO TRABALHO 39
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 41
2.1 ÓRTESES 41
2.1.1 Breve Contexto Histórico 41
2.1.2 O Conceito de Órtese 45
2.1.3 Órteses de Membros Superiores 48
2.2 ASPECTOS MECÂNICOS E BIOMECÂNICOS 51
2.2.1 Sistema de Mobilização de Três Pontos 55
2.2.2 Imitação do Sistema Biocinemático 58
2.3 CONCEITUANDO O "CONTROLE DE INTERAÇÃO" 66
2.4 CONTROLE CLÁSSICO X CONTROLE DE INTERAÇÃO 69
2.4.1 Especificação de Projeto para um Servomecanismo 76
2.5 APRESENTANDO O "CONTROLE DE IMPEDÂNCIA" 81
2.5.1 Suposições de Contorno para Garantia da Superposição dos Efeitos 83
2.5.2 Superposição de impedâncias: Bond Graph - Equivalente de Norton 88
2.5.3 Implementação Clássica do "Controle de Impedância" 90
2.5.4 Descrição do Equacionamento para o "Controle de Impedância" 91
2.5.5 Considerações adicionais 100
2.6 ASPECTOS QUE RELACIONAM A IMPEDÂNCIA MECÂNICA COM O CONTROLE MOTOR 102
2.6.1 Considerações Adicionais: Impedância Mecânica 104
2.6.2 Fatores que Afetam a Impedância Mecânica 106
3 MATERIAIS 109
3.1 A ÓRTESE OLADUI 109
3.1.1 Materiais da Órtese OLADUi 111
3.1.2 Materiais do Atuador e do Controlador do Atuador 122

3.2 OTIMIZAÇÃO DA OLADUI – DISPOSITIVO MODULAR DE CONTROLE (DMC) 126
4 MÉTODOS 132
4.1 FUNCIONAMENTO DO CONJUNTO ATUADOR-CONTROLADOR DO ATUADOR 132
4.1.1 Controle do Motor 132
4.1.2 Considerações Sobre o Algoritmo Implementado 135
4.2 BLOCOS PRINCIPAIS DO ALGORITMO DE CONTROLE DE IMPEDÂNCIA 138
4.3 INTERFACE PARA *GAME* 140
4.3.1 Subsistemas para a Interface de Gamificação 140
4.3.2 Jogo da Barra (Matlab) 142
4.3.3 Aspectos do Código para o Jogo da Barra 144
4.3.4 Mensagens de Tela do Algorítmo ao Terapeuta ou Responsável pelos Testes 146
4.5 METODOLOGIA DE AFERIÇÃO 149
4.5.1 Medidas Instrumentais 152
4.6 SESSÕES DE TESTES COM VOLUNTÁRIO PORTADOR DE AR 158
5 DISCUSSÃO E RESULTADOS 167
5.1 ESTRATÉGIA DE CONTROLE 167
5.2 RESULTADOS DE TESTES COM VOLUNTÁRIO PORTADOR DE AR 169
5.2.1 Resultados de Testes com a OLADUi versão 4a 169
5.2.2 Resultados de Testes com a OLADUi versão 5 172
6 CONCLUSÃO 177
REFERÊNCIAS 181
APÊNDICE A – ESQUEMA ELÉTRICO DO DISPOSITIVO MODULAR DE CONTROLE 197
APÊNDICE B – FICHA DE TESTES - DADOS DE PARÂMETROS DO ALGORÍTIMO DO CONTROLE DE IMPEDÂNCIA 199
APÊNDICE C – CURVAS AUMENTADAS DA FIGURA 66, PÁG. 171 201
APÊNDICE D – CURVAS AUMENTADAS DA FIGURA 68, PÁG. 174 203
APÊNDICE E – CURVAS AUMENTADAS DA FIGURA 69, PÁG. 175 205
ANEXO 1 - RESUMO DAS FUNÇÕES DA EPOS2 UTILIZADAS 206
ANEXO 2 - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA 210
ANEXO 3 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (OLADUI) 212

1 INTRODUÇÃO

Desde que no processo evolutivo nossos antepassados hominídeos desenvolveram uma alteração anatômica nas mãos, o polegar opositor, temos interagido com o ambiente a nossa volta explorando-o e modificando-o de acordo com a nossa curiosidade e necessidades.

Esta incrível habilidade aliada a outra habilidade evolutiva anterior, a aquisição de ampla mobilidade quando aqueles hominídeos se tornaram bípedes, modificou para sempre a maneira do lidar com o ambiente. As poderosas alterações no "*hardware* corporal" dos habitantes daquela era se somadas à uma capacidade cognitiva crescente, telencéfalo altamente desenvolvido, fizeram com que nossos ancestrais subjugassem os outros seres vivos e adequassem o ambiente onde quer que fossem criando artefatos e mais artefatos, abrigos, dispositivos e sistemas os mais complexos simplesmente porque podiam.

E tem sido assim, nosso cotidiano tornou-se um contínuo ir e vir e um contínuo manipular de coisas e instrumentos. Diariamente cumprimos um sem número de tarefas sequenciais, muitas vezes de forma quase involuntária. De fato, como vários dos atos motores da vida diária são inconscientes, muitas vezes desconhecemos sua complexidade.

Embora estejamos conscientes da intenção de realizar uma tarefa, como dirigir um carro e planejar certas sequências de ações, os detalhes de nossos movimentos geralmente parecem ocorrer automaticamente. Ações, como servir uma bola de tênis ou executar um arpejo em um piano, ocorrem muito rapidamente para serem moldadas pelo *feedback* sensorial.

Em vez disso, centros, como o cerebelo, fazem uso de modelos preditivos que simulam as ações consequentes dos comandos de saída e permitem correções de latência muito curtas. Assim, processos conscientes não são necessários para o controle do movimento momento a momento ou para o controle das contrações musculares necessárias nesses momentos (KANDEL et al., 2013).

Mas, e quando não mais podemos realizar essas tarefas motoras de forma natural, tendo sido impedidos por doenças degenerativas musculoesqueléticas como Artrite Reumatoide (AR) ou por doenças neurológicas como o Acidente Vascular Cerebral (AVC), por exemplo?

Para estas situações é que se fazem úteis os inúmeros processos terapêuticos, químicos e fisioterápicos, procedimentos e serviços de reabilitação cuja demanda cresce rapidamente. O envelhecimento da população acarreta um significativo aumento da incidência de transtornos relacionados com a idade.

1.1 Reabilitação Robótica

O crescimento da população de idosos, em números absolutos e relativos, é um fenômeno mundial e está ocorrendo a um nível sem precedentes. Em 1950, eram cerca de 204 milhões de idosos no mundo e, já em 1998, quase cinco décadas depois, este contingente alcançava 579 milhões de pessoas, um crescimento de quase 8 milhões de pessoas idosas por ano. As projeções indicam que, em 2050, a população idosa será de 1.900 milhões de pessoas e representará 20% da população mundial (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE, 2012).

Nos Estados unidos há cerca de 795 mil clientes com novos derrames a cada ano, e a AHA (*American Heart Association*) estima que os americanos pagaram cerca de US $ 73,7 bilhões em 2010 para acidente vascular cerebral relacionados com custos médico-clínicos e inabilidades decorrentes. O fato impulsiona a busca de novas abordagens que contribuam com a melhoria da operação e a eficácia de técnicas de reabilitação. Surge então uma oportunidade sem precedentes para o desenvolvimento e implantação de tecnologias como a robótica visando auxiliar nos processos terapêuticos de recuperação (KREBS; VOLPE, 2013).

Isso, em essência, constitui uma mudança de paradigma que move o campo da reabilitação robótica a uma nova classe de robôs fisicamente interativos e fáceis de usar, os quais podem colaborar na recuperação prestada pela tecnologia assistiva que ajuda um indivíduo a lidar com o ambiente (próteses e órteses).

Os "robôs de reabilitação" podem ser usados para aumentar a "caixa de ferramentas" do clínico. A robótica de reabilitação pode apoiar e melhorar a produtividade e a eficácia dos procedimentos médicos ao somar esforços para tentar facilitar a recuperação do indivíduo (KREBS; VOLPE, 2013).

Anteriormente, a robótica foi incorporada em dispositivos auxiliares para ajudar os portadores de necessidades especiais no sentido de "acomodar suas dificuldades". A robótica de reabilitação, por outro lado, modela uma nova classe de robôs interativos e de fácil utilização que projetam o aumento dos objetivos clínicos dos médicos no sentido de facilitar a recuperação, não só avaliando, mas também fornecendo terapia específica aos clientes (KREBS; CAURIN; BATTISTELLA, 2014).

Robôs e computadores estão sendo aproveitados para apoiar e melhorar a produtividade dos clínicos, facilitando assim a recuperação funcional do indivíduo com alguma deficiência, particularmente motora. Este desenvolvimento representa uma mudança de usos anteriores da robótica como uma tecnologia assistiva para os portadores de necessidades especiais.

A nova ênfase nos mecanismos de recuperação e no tratamento baseado em evidências, juntamente com os desenvolvimentos que facilitam a interação homem-máquina, abriu o caminho para o aumento da pesquisa acadêmica, que começou no início da década de 1990 (KREBS; CAURIN; BATTISTELLA, 2014).

O primeiro robô implantado em ensaios clínicos com terapia de reabilitação, o *MIT-Manus*, foi desenvolvido em 1989. O cliente era motivado a conduzir um braço robótico até um alvo, orientava-se por uma realimentação sonora e visual numa tela, uma ideia brilhante.

Pouco tempo depois Hogan et al. (1992) surge uma implementação do *MIT-Manus* bastante significativa na terapia de reabilitação. Na sequência Krebs et al. (2003, 2008) aparece a ideia da terapia de assistência progressiva baseda em desempenho.

E de lá até a atualidade, multiplicam-se as implementações com estratégias diversas e criativas, muitas incluindo a interatividade, como a vivenciada em jogos monitorados por alguma interface sensorial. Os benefícios medidos para além do tratamento, devem ser permanentes e factíveis de serem demonstrados em tarefas não treinadas, isto é, deve haver evidência de generalização das melhorias para outras tarefas que não envolvam diretamente o treinamento (KREBS; VOLPE, 2015).

Em ensaios de Krebs e Volpe (2015) ficou demonstrado que houve ganhos aferidos por parâmetros cinemáticos objetivos (BOSECKER et al., 2010; KREBS et al., 2014) no uso da reabilitação robótica para membros superiores para sequelas oriundas de AVC. Esses ganhos podem ser generalizados e reproduzidos para tarefas não treinadas (DIPIETRO et. al., 2007, 2009).

Estes ensaios e um multicêntrico ensaio randomizado (LO et al., 2009) levou a AHA, e uma área de política pública americana ligada a veteranos de guerra, o VA (*Veterans' affairs*), além do próprio Departamento de Defesa americano a endossar o uso da reabilitação robótica para extremidade superior (MILLER et al., 2010; VA/DD 2010).

Os resultados apontam para um cenário promissor para a reabilitação robótica, seja na terapia de recuperação motora, seja na neurologia e nas práticas da medicina física de modo geral. Os desafios, no entanto, são enormes. Como em toda área do conhecimento sempre há mais e mais por fazer, por tentar, por modificar e melhorar.

De acordo com Ibarra (2014) citando vários autores:

> A melhoria dos dispositivos robóticos para reabilitação encontra na atualidade dois desafios: primeiro, a definição de um conjunto de critérios para a avaliação das medidas terapêuticas utilizadas (com e sem robôs) (ZHANG et al., 2013); e segundo, a realização de estudos clínicos controlados encaminhados à comparação entre diferentes técnicas e à identificação de métodos adequados para cada uma das múltiplas especificações de terapia .

1.1.2 Reabilitação Robótica para Extremidade Superior

Tipicamente os dispositivos de reabilitação robótica mais usuais são os agrupados em duas categorias principais: para a extremidade superior e inferior.

O foco deste trabalho é o de colaborar com os procedimentos de reabilitação para membros superiores. Segue um breve resumo de citação de alguns dos dispositivos de reabilitação robótica para extremidades de membros superiores. Este resumo baseia-se no relato de Krebs, Caurin e Battistella (2014).

Observando um usuário-cliente com AVC executando movimentos espaciais gerais especificados por um robô em sessão recuperação, Erlandson (1990) assim descreveu o dispositivo tecnológico: um "parceiro de exercício inteligente". Uma observação: com estes dispositivos os usuários-clientes devem que ser capazes de se mover independentemente ou por meio do uso de membro contralateral para se mover e orientar o membro comprometido. Foram relatados resultados positivos usando esse sistema em um ambiente clínico (ERLANDSON et al., 1995).

O movimento independente também é essencial para o uso do dispositivo de freio controlável 3D (terceira dimensão) da Rosen (MAXWELL, 1990), órtese funcional do membro superior que pode incluir um videogame como interface.

Outras ferramentas robóticas de extremidade superior, no entando, não exigem que os clientes sejam capazes de movimento independente. Forças controladas podem ser exercidas para mover o cliente ou para medir aspectos do estado motor tais como rigidez ou tonicidade muscular. Hesse (2000) e Lum (1993, 1995) descreveram a concepção e aplicação de dispositivos assistivos robóticos focados em tarefas bi-manuais para promover a recuperação motora. Embora as tentativas de adaptar ou reconfigurar robôs industriais para uso em robótica de reabilitação parecem ser uma abordagem razoável, ela sofre de uma desvantagem crítica: cerca de vinte anos de experiência com robôs industriais mostram que a baixa impedância comparável ao braço humano não pode ser alcançada com praticamente todas essas máquinas (máquinas de alta impedância intrínseca).

Em contraste com essas abordagens, outros grupos desenvolveram tecnologia robótica configurada para operação segura, estável e compatível em contato físico próximo com seres humanos.

Por exemplo, o robô MIT-MANUS desenvolvido no Laboratório Newman para Biomecânica e Reabilitação Humana foi projetado especificamente para aplicações clínicas neurológicas e garante um comportamento de complacência suave (HOGAN et al., 1992, 1995; KREBS et al., 1998). Outros dispositivos de reabilitação de baixa impedância são o Guia ARM de Reinkensmeyer (2000), o EMUL de Furusho (2003).

Operacionalmente, esses robôs podem "sair do caminho" conforme necessário. Podem, por conseguinte, ser programados para permitir que o sobrevivente de um acidente vascular cerebral em fase de recuperação expresse movimento, no todo ou em parte, mesmo quando as tentativas são fracas ou descoordenadas. Esta característica parece ser crucial para uma terapia eficaz.

A robótica de extremidade superior provou sua eficácia quando a terapia oferece uma experiência interativa. Além disso, estes dispositivos interativos podem obter medições não corrompidas da função sensório-motor de um cliente (ver por exemplo Bosecker, 2010; Colombo, 2000; Krebs et al., 1998, 1999; Reinkensmeyer et al., 2002; Rohrer et al., 2002).

Registre-se que os dispositivos listados anteriormente representam apenas um instantâneo de alternativas e, como em qualquer campo emergente, existe uma pletora de novos desenvolvimentos de *hardware*, incluindo:

- para os segmentos de articulação proximal, o *MIT* antigravidade (KREBS, 2004), *Armin* (NEF, 2007), o *Braccio-di-Ferro*, que é um clone de *MIT-MANUS* (CASADIO, 2006);
- para treinamento bilateral proximal, o *Bi- Manu-Trak* (HESSE, et al., 2003);
- para as articulações mais distais, o *RiceWrist* (GUPTA et al., 2008), o *MIT Wrist* (KREBS, 2007).

Vários estudos demonstraram as oportunidades e benefícios emocionantes de integrar a tecnologia robótica no programa de reabilitação diária dos clientes desde os primeiros resultados há mais de uma década, como por exemplo (AISEN et al., 1997; COLOMBO, 2000; FASOLI et al., 2003 e 2004; FERRARO et al., 2003, HESSE et al., 000; KREBS et al., 1998, 2000, LO, 2010; LUM et al., 2002, REINKENSMEYER et al., 2002, VOLPE et al., 1999, 2000, 2001, 2009).

A pesquisa em robótica de reabilitação evoluiu rápida e vibrantemente durante a última década e agora é possível misturar robôs com seres humanos, apoiando ou participando de atividades de terapia. implantação de terapia robótica para a extremidade superior, (KREBS; CAURIN; BATTISTELLA, 2014).

Concluem Krebs, Caurin e Battistella (2014):

> A curto prazo haverá uma gama de melhoria dos robôs de reabilitação existentes, mas a barreira para o progresso não está no desenvolvimento de novos *hardwares*, mas sim na busca da maneira mais eficaz de aumentar a neuro-recuperação (...) imaginamos muitos paradigmas de treinamento clínico e de neurociência baseados em habilidades funcionais aproveitando o potencial e comprometimento do usuário-cliente.; imaginamos a combinação de robótica de reabilitação trabalhando sinergicamente com novas técnicas fisioterápicas, novos agentes farmacológicos, estimulação magnética ou elétrica do cérebro, neuro-regeneração ou regeneração de tecidos para obter resultados mais e mais significativos.

As áreas de foco da pesquisa em reabilitação robótica incluem não apenas acidentes vasculares cerebrais, mas também deficiências motoras associadas a diversas condições neurológicas como paralisia cerebral, doença de Parkinson, esclerose múltipla, lesão medular, bem como condições ortopédicas e artríticas (FASOLI, 2003, 2004; KREBS, 2006, 2008).

As lesões do tipo artríticas constituem o campo de investigação para este trabalho de pesquisa. A literatura é bem pouco farta no que se refere à reabilitação robótica de sequelas advindas da artrite reumatoide. Citam-se como representativos os trabalhos de Elui (2016) e Elui et al. (2017).

1.2 Artrite Reumatoide

Artrite reumatoide (AR) é uma artrite inflamatória e pode afetar várias articulações. Ela afeta o corpo simetricamente e normalmente começa nas pequenas articulações das mãos e pés e se espalha proximalmente ao longo do tempo.

É uma doença sistêmica, autoimune, caracterizada pelo acometimento de articulações periféricas, sobretudo dos pés e das mãos (ALMEIDA 2015; MOTA et al., 2012). Observa-se prevalência até três vezes maior entre mulheres e incidência crescente a partir dos 25 anos, com maior ocorrência para populações entre 35 e55 anos (LIPSKY, 2010).

O tecido sinovial, localizado ao redor das articulações sendo responsável pela lubrificação dessas juntas torna-se inflamado e engrossado, e esta inflamação produzida pela membrana sinovial (pannus) provoca a erosão tanto a cartilagem quanto o osso subjacente. A genética e o tabagismo foram identificados como fatores de risco (*ARTHRITIS RESEARCH* UK, 2012).

Embora não exista consenso sobre a etiologia da AR, observa-se que a combinação entre a inflamação e hipertrofia sinovial favorece a destruição de cartilagens e ossos, promove dano e instabilidade articular (PITZALIS et al., 2013) e afeta predominantemente as articulações do punho, metacarpofalangeanas e interfalangeana proximais nos membros superiores (BEASLEY, 2012).

Acrescenta-se o que escreve Bianchin et al. (2010), quando a sinuvite não é contida, as estruturas capsuloligamentares vão se afrouxando, tornando o problema não apenas bioquímico, mas, também mecânico.

Consequentemente as articulações instáveis não mantêm as forças atuantes para a estabilização durante os movimentos prejudicando suas funções normais como as de pinça e preensão, com isso as articulações deformam em sentidos patológicos provocando a subluxação ou até luxação (ARAUJO, 2008).

O processo destrutivo observado na doença pode resultar em deficiência de tendões, músculos e nervos levando a deformidades articulares, e consequentemente em uma diminuição funcional nas atividades da vida diária (AVD), bem como no trabalho e lazer (ARAUJO, 2008; BUCKNER, 2005; LOUZADA et al., 2007; NOODHOCK; LOSCHIAVO, 2007; VANNUCI et al., 2006).

Explica-nos Elui, (2016, p. 24) citando Callinan (2005):

> As deformidades nas mãos causadas pela AR podem atingir todas as articulações causando subluxações e deformidades principalmente em articulações **MetacarpoFalengeanas (MFs), InterFalangeanas (IFs)** e punhos. Em mão saudável há um equilíbrio de forças e do funcionamento entre o músculo, o sistema tendíneo, o sistema ósseo e as estruturas articulares". Na AR, a sinóvia inflamada pode resultar em distensão capsular, destruição da cartilagem, erosões subcondrais, perda das inserções ligamentares com consequente perda das funções de deslizamento dos tendões, levando a uma desorganização articular.

Por essas razões, o tratamento de clientes diagnosticados com AR deve ser iniciado o mais brevemente possível, com o objetivo de reduzir a atividade inflamatória da doença e até mesmo a remissão dos sintomas (MOTA et al., 2010).

A combinação entre o tratamento medicamentoso e o tratamento de reabilitação visa potencializar as possibilidades de intervenção, (MARION, 2011) retardar o aparecimento de novos sintomas, reduzir incapacidades, minimizar sequelas e diminuir o impacto dos sintomas (HAND; LAW, 2011).

Artrite reumatoide afeta cerca de 3% da população mundial, relato recorrente em muitos autores, como em Bianchin et al. (2010). No Brasil estima-se em dois milhões os portadoresde AR. A progressão da doença dificulta os movimentos e afeta a qualidade de vida das pessoas.

De acordo com a recente publicação do *College of Occupational Therapists* (2015) a AR pode afetar todo o corpo, incluindo os pulmões, coração e olhos, e a pessoa também pode ficar mais suscetível a condições de perturbações neurológicas, infecções variadas (garganta, ossos) e a alguns tipos de tumores malígnos.

Um sintoma fundamental da AR é a dor nas articulações; isso pode ser pior à noite e no início da manhã ou após períodos de atividade prolongada ou intensa. Inchaço e rigidez também são características, além de mal-estar geral e fadiga (LUQMANI et al., 2009).

As intervenções clínicas centram-se no controle da dor e da inflamação, reduzindo os danos articulares e mantendo ou melhorando a função física, visando a manutenção das atividades da vida diária (AVD) (McARTHUR et al., 2013.

Conclui-se que a AR desponta como um sério problema de saúde pública, com graves consequências clínicas, psíquicas, sociais e econômicas (ABREU et al., 2006; CARVALHO et al., 2006; LOUZADA et al., 2007; RODRIGUES et al., 2005).

1.2.1 Desvio Ulnar dos Dedos

O Desvio Ulnar dos dedos, conta-nos Elui (2016) citando Lede e Veldhoven (2002), é uma das deformidades causadas pela destruição dos ligamentos do punho. Movimentos no sentido de seu desvio radial acabam por transferir uma força excessiva aos tendões extensores favorecendo o colapso dos ligamentos dos dedos. A consequência é um desvio na direção do osso ulna, localizado na parte externa dos braços, no lado dos dedos mínimos. Ó que se denomina de desvio ulnar das articulações MFs.

Elui (2016, p. 25) complementa, “com a progressão do processo da doença reumatoide, o equilíbrio muscular normal é afetado e as estruturas do sistema ligamentar são atingidas, com consequente desenvolvimento de deformidades manifestadas pelo aumento do desvio ulnar”.

Uma vez ocorrido o desvio, as forças deformantes, desencadeadas por pressões externas (manuseio de objetos com movimentos na direção ulnar) e/ou internas (desequilíbrio das estruturas articulares e musculares) acabam favorecendo a progressão da deformidade (NOORDEHOEK; BARDOSA, 2004). As necessidades de terapia ocupacional daqueles com artrite reumatóide precoce são diferentes daquelas de indivíduos com a doença de longa data.

Ambos podem ter perda de função devido à dor nas articulações, mas a etiologia dos sintomas é diferente: ou seja, a atividade da doença inadequadamente controlada é tipicamente o principal fator para a dor nas articulações no início doença.

Para doença de longa duração há também potencial para a dor devido à alteração da mecânica do corpo secundária ao dano articular, com ou sem atividade da doença (COLLEGE OF OCCUPATIONAL THERAPISTS, 2015).

Terapias biológicas mais recentes, como a dos fármacos anti-tumor (anti- TNF α Agente Antifator de Necrose Tumoral) têm tido um bom impacto na artrite reumatóide e, para algumas pessoas que não responderam bem a outros tratamentos farmacológicos, estas têm "revolucionado a via da doença" (McARTHUR et al., 2013).

A melhoria funcional não pode, no entanto, ser sem desafios, e a pesquisa destacou a necessidade de disponibilidade de envolvimento enfocando a terapia ocupacional para maximizar o potencial de ganho profissional (McARTHUR et al., 2014).

As **órteses** têm sido uma excelente ferramenta nas mãos de e fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. De acordo com Elui (2016) terapias não farmacológicas para clientes com AR, a exemplo das órteses visam à prevenção e correção das deformidades, diminuição da dor e melhora da funcionalidade e participação social. Recomenda-se a utilização para o tratamento em estágios não avançados da doença, como a intenção de retardar o aumento das deformidades e promover independência funcional (TIJHUIS, 1998).

A principal função da órtese é otimizar o aparelho locomotor por meio de forças externas direcionadas que auxiliem na mobilidade articular. Tais dispositivos ortóticos baseiam-se em princípios mecânicos de engenharia, a exemplo de sistema de alavancas de primeira classe (ELUI 2016; LUZO; MELLO; CAPANEMA, 2004).

1.3 Motivação e Objetivos

A área do conhecimento no escopo deste trabalho é a da reabilitação robótica; o campo de investigação, o desvio ulnar dos dedos causado por artrite reumatoide.

O dispositivo de reabilitação propriamente dito, uma órtese ativa (ELUI, 2016) e a estratégia de controle para o comando da órtese robótica, o controle de interação baseado em algoritmos como os do Controle de Impedância (HOGAN, 1985; HOGAN; BUEGER, 2005).

O cenário crescente da reabilitação robótica, cada vez mais abrangente e funcional, e a verificação do também crescente aumento de disfunções motoras causadas por doenças degenerativas, potencializadas pelo envelhecimento da população, fornecem motivação sustentada para o desenvolvimento deste trabalho de pesquisa.

A carência de trabalhos de reabilitação robótica em AR configura **originalidade** a este trabalho. A **relevância** do trabalho deve-se à sua contribuição em somar esforços ao ferramental clínico então disponível, colaborando para o acolhimento funcional de indivíduos acometidos pela disfunção motora.

Neste contexto as seguintes hipóteses são formuladas:

I. *Órteses Ativas são funcionais e de fato podem auxiliar no tratamento de recuperação de portadores de deformidades causadas pela AR, como o Desvio Ulnar dos Dedos.*

II. *Uma estratégia de Controle de Interação, como o Controle de Impedância, é eficaz para o problema e pode se ajustar às necessidades de interação variadas como as do movimento das mãos de clientes com graus de restrição distintos.*

Estas afirmações apontam para o **objetivo geral** deste trabalho que é o de projetar, contruir e implementar um sistema modular eletrônico de controle para uma órtese robótica ativa.

Para tanto listam-se as seguintes tarefas como **objetivos específicos**:

(i) inteirar-se do funcionamento das órteses de correção do desvio ulnar dos dedos;

(ii) colaborar para a otimização eletromecânica da Órtese Longa Auto-Articulada para correção de Desvio Ulnar, a OLADU (GOIA, 2012) e OLADUi (ELUI, 2016);

(iii) estudar e sugerir estratégias de controle de interação para o problema;

(iv) testar a funcionalidade da órtese-ativa em usuários-clientes portadores do desvio ulnar dos dedos;

(vi) estudar a melhor disposição eletrônica (motor-controlador-bateria-interface) para a órtese projetada, baseada no desenvolvimento da órtese OLADUi visando uma solução embarcada.

1.4 Organização e estrutura do trabalho

Apresenta-se nesta seção a capitulação e organização estrutural do texto deste trabalho de pesquisa, para além das páginas já percorridas.

O capítulo 2 está reservado para a revisão bibliográfica. Primeiramete apresenta-se uma Contextualização Histórica sobre as Órteses, seguida do Conceito de Órtese para depois apresentar aspectos das Órteses para Membros Superiores bem como aspectos das Órteses Ativas ou Dinânimas. Seguindo tem-se as considerações de Aspectos Mecânicos e Biomecânicos do projeto de órteses para Membros Superiores. Na sequência do capítulo 2 apresenta-se o Controle de Interação e suas diferenças para o Controle Clássico. Depois disso traz-se o conceito de Controle de Impedância, mostrando aspectos do algoritmo de implementação proposto por Hogan (1985). No encerramento do capítulo faz-se uma revisão de aspectos que relacionam a Impedância Mecânica e o Controle Motor Humano.

No capítulo 3, Materiais, apresenta-se a órtese OLADUi, otimizada neste trabalho, os materiais componentes deste trabalho de pesquisa: as partes estruturais da órtese OLADUi e as partes eletrônicas do Sitema Modular de Controle, o conjunto Atuador-Controlador-Energia.

Na sequência do capítulo apresenta-se o projeto de otimização da OLADUi através da modularização para embarcar seus módulos eletrônicos e seus módulos de *software*.

O capítulo 4 está reservado para a apresentação da metodologia de trabalho, no que se refere a Estratégia e Controle como para a Coleta de Dados de usuários-pacientes que apresentam a deformidade do Desvio Ulnar dos Dedos causadas pela AR. Primeiramente faz-e um relato do funcionamento do conjunto atuador-controlador do atuador. Depois apresenta-se uma interface de gamificação e característica do jogo desenvolvidas para melhorar a motivação dos voluntários nos testes.

O capítulo 5 traz a Discussão sobre de aspectos relevantes do trabalho. Inicia-se com um relato sobre a estratégia de controle. Depois discute-se sobre resultados de testes com usuário-pacinete voluntário portador de AR com o desvio ulnar dos dedos.

O capítulo 6 apresenta a Conclusão do trabalho e contribuições para trabalhos futuros.

Então listam-se as referências bibliográficas.

O apêndice A traz o diagrama esquemático do Dispositivo Modular de Controle.

O apêndice B traz uma ficha de coleta de dados de acaompanhamento dos testes com voluntário. Os apêndices C, D e E trazem as repetições de curvas levantadas nos testes de forma a que ocupem toda a página pra melhorar a definição de escalas e contribuir para uma melhor visualização dos resultados apresentados.

No Anexo 1 apresenta-se um resumo das funções utilizadas da biblioteca Maxon/ EPOS 2.

No Anexo 2 encontra-se o documento referente à aprovação da pesquisa por Comitê de Ética para a órtese OLADUi.

No Anexo 3 encontra-se o documento referente ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, destinado a voluntários em testes com a OLADUi.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Órteses

Nesta seção realiza-se um breve histórico sobre o desenvolvimento das ferramentas ortopédicas e terapêuticas que levaram as órteses.
Depois apresenta-se um apanhado sobre a órtese e suas funções e finalmente aspectos das órteses para membros superiores, objeto deste trabalho.

2.1.1 Breve Contexto Histórico

A busca por dispositivos que pudessem auxiliar o ser humano diante de perdas de segmentos do corpo ou perdas funcionais de algum de seus membros tem sido uma preocupação de personagens com espírito investigador desde épocas remotíssimas.

O seguinte relato foi adaptado de Slawomir Wronski (200.?) na sua revisão intitulada “História dos Dispositivos Ortóticos”.

Relatos do Rig Veda, poema indiano escrito por volta de 2500-2000 AC, e de Herodotus em 484 AC, descrevem situações onde guerreiros sofriam amputações nos membros inferiores e retornavam às suas atividades após receberem uma prótese. Pinturas da quinta dinastia egípcia 2750- 2625 AC já mostram homens usando órteses e atribui-se a Hipócrates, médico grego do século IV AC, a confecção de vários tipos de aparelhos ortopédicos, como talas para tratamento de fraturas, luxações e deformidades congênitas (BRASIL, 2016; p.4; CARVALHO, 2005).

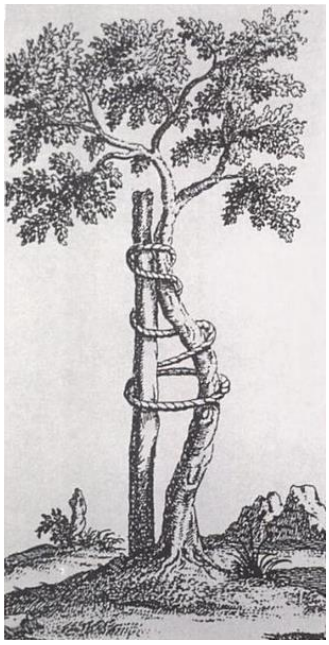
Durante o Renascimento, Abroise Paré (1510-1590), considerado por muitos como o pai dos aparelhos ortopédicos e como o “fundador dos princípios modernos das amputações”. Quando tinha 20 anos, trabalhou como cirurgião no exército francês. Graças a essa experiência, descreveu métodos mais humanitários do tratamento ferido. Seu talento foi notado e ele se tornou um cirurgião particular do rei Henrique II e, em seguida, do rei Francisco II, Carol II e Henrique III (WRONSKI, 2017).

Paré contribuiu tanto para o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas quanto para elaboração de novos projetos de próteses e órteses, tais como próteses com articulação de joelho e órteses para correção de escoliose, confeccionadas em aço perfurado (BRASIL, 2016, p.5).

Nicolas Andry de Bois-Regard (1658-1742) foi médico e escritor francês. Ele desempenhou um papel fundamental na parasitologia e ortopedia. Escreveu um livro chamado "ORTHOPEDIE", publicado em 1741. Foi traduzido para o inglês em 1743 como "Orthopaedia" e foi pensado para ser usado também pelos pais, além dos médicos. O livro mostra a teoria da anatomia humana, estrutura do esqueleto e um método para corrigir as deformações. Andry explica em seu livro que seu título se baseia em duas palavras gregas: “Orthos”, que significa reto (sem deformações) e “Paid”, significando criança.

O termo foi usado em conexão com a correção do raquitismo, uma deformação comum naqueles dias. Na capa da obra "ORTHOPEDIE" foi entalhada uma haste reta incisa em uma árvore torta. Era uma metáfora da correção da deformação das crianças. Esta imagem é o símbolo internacional da ortopedia e é usado muito frequentemente por várias instituições em muitos paises (WRONSKI, 2017), desenho ilustrativo na figura 1.

Figura 1: Representação da imagem usada outora por Nicolas Andry de Bois-Regard em seu livro "ORTHOPEDIE", publicado em 1741.



O frances Jean-André Venel (1740-1791), filho do médido Jean-François Venel, estudou medicina em Montpellier, Paris e Estrasburgo. Venel abriu em 1778 em Yverdon o primeiro da escola de parteira na Suíça. Em seguida, ele estabeleceu o primeiro na clínica ortopédica mundial em 1780 em Orbe.

Em seu hospital havia serviços de ortopedia, reabilitação e profilaxia. Foi a primeira clínica onde as crianças com deformação esquelética foram tratadas de forma abrangente. Seu instituto foi o modelo para outros hospitais na Europa. Além disso, Venel projetou e fabricou vários dispositivos ortopédicos para seus clientes (WRONSKI, 2017).

No século XIX, Antonius Mathijsen (1805-1878), cirurgião holandês do Exército dos países Baixos, inventou o molde de gesso e, como inovação, usou-o para imobilizar os ossos fraturados. Ele usou o gesso pela primeira vez durante o trabalho no hospital em 1851 em Haarlem. Ele publicou os resultados de suas pesquisas na revista médica holandesa 'Repertory' em 1852 (WRONSKI, 2017).

Depois disso veio Hugh Owen Thomas (1834-1891), um brilhante cirurgião galês considerado o pai da ortopedia no reino unido. Sua família tinha uma prática de longa duração no reparo de ossos quebrados. Hugh foi aprendiz de médico com seu tio o doutor Owen Roberts e, em seguida, ele estudou medicina em Edimburgo e na universidade de Londres. Em 1857, ele voltou a Londres e trabalhou com seu pai, mas suas personalidades incompatíveis não permitiram a cooperação. Em 1859 Hugh lançou sua própria prática na parte pobre da cidade.

A contribuição de Thomaz para a ortopedia britânica foi enorme. No tratamento dos ossos quebrados, ele recomendou o repouso que deveria ser forçado, sustentado e de longa data. Para isso, ele criou "*Thomas splint*", que permitia estabilizar o fêmur e prevenia contra as infecções. Criou também muitas outras inovações médicas. A "coleira de Thomas" foi usada para o tratamento da tuberculose. O teste de Thomas é o método para diagnosticar as deformidades das articulações do quadril enquanto o cliente está na cama (WRONSKI, 2017).

Hugh Owen Thomas foi um dos cientistas mais ativos na história ortopédica. O domínio perfeito da anatomia humana o permitiu criar métodos muito eficazes (alguns drásticos), principalmente no tratamento de fraturas. Seu trabalho não foi plenamente reconhecido, mas seu sobrinho, Sir Robert Jones, usou as talas de Thomaz na Primeira Guerra Mundial.

Em 1916-1918 ele diminuiu a taxa de mortalidade, causada pela fratura do fêmur, de 87% para 8%. Assim, este dispositivo foi usado comumente. Sir Robert Jones, depois do fim da Primeira Guerra Mundial, promoveu o trabalho de Thomas no Liverpool, por meio de cursos, o que melhorou o desenvolvimento de dispositivos ortóticos no Reino Unido (WRONSKI, 2017).

Apenas no século XX houve o desenvolvimento protético estimulado pelos resultados da I Guerra Mundial e II e epidemia de poliomielite e os registros das primeiras patentes de dispositivos como *splints, órteses* e próteses.

Também foi apenas no século XX a criação dos primeiros fóruns e instituições, como a Associação Americana de Órteses e Próteses, com a intenção de discutir e desenvolver padrões éticos, programas científicos e educacionais, além de alternativas para melhorar o relacionamento entre os protesistas e os profissionais da área da saúde (BRASIL, 2016, p.5).

Avanços na restauração protética e ortética sempre vêm de múltiplas frentes: do desenvolvimento de novas técnicas cirúrgicas, da melhoria no tratamento de pré e pós-operatório, dos avanços na tecnologia de materiais, design e técnicas utilizadas pela indústria de OPMs (Órtese, Próteses e Materiais Especiais) e do melhor entendimento das implicações psicossociais decorrentes de perdas funcionais ou da perda de um membro (CARVALHO, 2005).

Pode-se citar como eventos de destaque nesta trajetória (CARVALHO, 2005):

i. A introdução do alumínio, substituindo a madeira em 1912;

ii. Início da fabricação de dispositivos em série: articulações de joelhos e pés em 1919;

iii. Desenvolvimento dos sistemas endoesqueléticos/modulares em 1951;

iv. Implementação do primeiro sistema mioelétrico, em 1958 e, a partir de 1980, do emprego de materiais que permitem maior conforto e resistência como o silicone, fibra de carbono e titânio.

Mais recentemente a utilização de técninas de manufatura aditiva e do emprego de eletrônica embarcada nos dispositivos OPMs proporcionam avanços funcionais em articulações de joelho e de mãos.

2.1.2 O Conceito de Órtese

A órtese, de forma generalista, pode ser definida como um dispositivo exoesquelético que aplicado a um ou vários segmentos do corpo tem a finalidade de proporcionar o melhor alinhamento possível, buscando sempre a posição funcional, ou seja, a mais adequada (BRASIL, 2016, p.6).

Para Assad, Fortulan e Medola (2015), órteses são todos dispositivos aplicados a quaisquer partes do corpo, que tem como função estabilizar ou imobilizar, prevenir ou corrigir deformidades, proteger contra lesões, auxiliar na cura ou maximizar a função (Assumpção, 2006). Órteses, segundo a Organização de Normas Internacionais (*International Standards Organization*) é um dispositivo externo ao corpo e é usado para modificação de características funcionais e/ou estruturais do sistema neuromusculoesquelético.

O projeto de uma órtese se inicia com um estudo das leis da física que direcionam a função e a construção deste dispositivo (ASSAD; FORTULAN; MEDOLA, 2015). As leis da gravidade e da ação e reação, nunca devem ser negligenciadas, pois a substituição de um membro do corpo por outro artificial de igual peso, vai certamente dar a percepção de um peso maior que o natural (LEDE; VELDHOVEN, 2002). A função principal da órtese é otimizar o sistema locomotor, mas antes de tudo, ao se considerar os princípios físicos, deve-se: especificar as adaptações anatômicas, as funções individuais e as considerações patológicas (ASSAD; FORTULAN; MEDOLA, 2015).

Carvalho (2005) e Sauron (2003), afirmam que as órteses são aparelhos aplicados externamente ao segmento corpóreo, com finalidade de proporcionar melhora funcional devido a algum tipo de disfunção ou necessidade de suporte, auxiliando em uma recuperação mais segura, rápida e eficaz junto a indivíduos com comprometimento neuro musculoesqueléticos com alterações funcionais temporárias ou permanentes.

Utilizada como um adjunto no processo de reabilitação, as órteses favorecem o tratamento terapêutico. Contudo observa-se que as mesmas devem ser criteriosamente e adequadamente indicadas, elaboradas e confeccionadas com vistas à atenção às necessidades da pessoa e, sobretudo, apropriadamente adaptadas (BRASIL, 2016, p.7].

Krebs et al. (2008) refere-se as órteses como dispositivos externos passivos ou ativos (alimentadas por motores, por exemplo) para o pescoço, membro superior, tronco e membros inferiores, projetados para guiar o movimento, suportar o peso, alinhar as estruturas do corpo, proteger as articulações ou corrigir deformidades.

Ao contrário das próteses que substituem uma parte do corpo, as órteses são projetadas para trabalhar em cooperação com o corpo intacto e controlar ou auxiliar o movimento. Sauron (2003) classifica as órteses quanto à função, sendo estáticas, quando são imobilizantes (limitam e posicionam as articulações), ou dinâmicas que são compostas de várias partes para promoverem movimentação articular, neutralizar forças deformantes e promover manutenção e fortalecimento da musculatura envolvida.

Pode-se também classificar as órteses quanto à sua confecção em órteses préfabricadas, quando confeccionadas e fabricadas em série e disponíveis em tamanhos padronizados como P, M, ou G, e em órteses sob-medida, cujo molde é elaborado sobre o próprio corpo do cliente (BRASIL, 2016, p.6).

Conhecimentos específicos se fazem necessários para a avaliação, indicação, prescrição e confecção de órteses. Sauron (2003) explica que, para que se possa prescrever, confeccionar e avaliar o real benefício de uma órtese para determinado indivíduo, é necessário que se tenha conhecimento da anatomia funcional do segmento, dos aspectos clínicos da patologia e do material/características de confecção da órtese.

Outros aspectos realcionadaos ao individuo (cognitivos, emocionais, etc) e ao ambiente (fatores físicos, sociais ou atitudinais que facilitem ou limitem a funcionalidade) devem ser considerados no processo de concessão das órteses (BRASIL, 2016, p.6-7).

As órteses (KREBS; VOLPE, 2015) aplicam forças para resistir ou transferir movimentos e cargas. Por exemplo, uma cinta de joelho restringe o movimento ao plano sagital para proteger um joelho de forças fora do eixo após cirurgia ou lesão (EDELSTEIN; BRUCKNER, 2002). Uma órtese de mão pode ser construída para proporcionar resistência elástica à extensão do dedo, aumentando assim um programa de fortalecimento após acidente vascular cerebral (FESS; PHILIPS, 1987). Moldes de Gesso moldes e dispositivos de imobilização do punho são órteses que restringem todo o movimento.

Nestes casos, as órteses agem muito como rolamentos mecânicos cujo propósito é restringir o movimento em algumas dimensões e permitir movimento sem atrito em outros. As órteses de pé são cuidadosamente projetadas para deslocar forças de apoio de carga na parte inferior do pé de uma área para outra, tipicamente para reduzir a dor ou para descarregar úlceras de pressão. Outros movimentos de transferência de órteses (KREBS; VOLPE, 2015). Uma órtese de preensão contém uma ligação que acopla o pulso aos dedos. A extensão do pulso faz com que os dedos fechem permitindo que clientes com lesão medular em C6 agarrem objetos (EDELSTEIN; BRUCKNER, 2002).

Krebs e Volpe (2015) ainda argumentam que é de especial preocupação o excesso de pressão, particularmente sobre proeminências ósseas, que pode levar a isquemia de pressão e, eventualmente, úlceras cutâneas. Este é um problema particular quando se encaixam clientes com neuropatias ou lesões da medula espinhal que não têm sensibilidade consciente.

Um princípio básico para a concepção e montagem de uma órtese é espalhar a carga sobre uma área tão grande quanto possível. O ajuste da órtese é crítico, pois eles devem carregar cargas sem interferir com a função normal da pele e do tecido (FESS; PHILIPS, 1987).

2.1.3 Órteses de Membros Superiores

Este item da seção 3.2 é um resumo fundamentado na publicação do Ministério da Saúde de maio de 2016[1] , intitulada "Diretrizes de prescrição, concessão, adaptação e manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção", no âmbito do Sistema único de Saúde (SUS). Dentre as classificações disponíveis para descrever as características da órtese de membros superiores se destacam as que agrupam os equipamentos por tipo, finalidade e modelo. No entanto, a configuração externa, as características mecânicas, as fontes de energia, os materiais e as partes anatômicas envolvidas também podem ser utilizadas para categorizar estes equipamentos (BELKIN et al., 2005; COLDITZ, 1996).

A *American Society of Hand Therapists* adotou como referência, o Sistema de Classificação de Órteses (SCO), criado por um comitê de especialistas de reconhecimento internacional, que subdivide as órteses de maneira organizada, lógica e prática. Este sistema considera quatro fatores de descrição: foco anatômico, direção cinemática, finalidade principal e inclusão de articulações secundárias (BELKIN et al., 2005). Os materiais mais comumente utilizados na confecção das órteses de membros superiores são os termomoldáveis de baixa e alta temperatura além do gesso, gesso sintético, neoprene, lona, couro e diferentes tipos de metais. Cada situação disfuncional requer uma análise aprofundada e individualizada, visando garantir a escolha do material mais apropriado a cada caso (MALICK, 1979).

Órteses de Membros Superiores: princípios gerais de confecção

O processo de confecção das órteses de membros superiores depende de profundos conhecimentos de física, anatomia, cinesiologia, biomecânica, patologia, processos cicatriciais, propriedades dos materiais e, principalmente, o entendimento sobre os protocolos de reabilitação das diversas condições que acometem os membros superiores (BRASIL, 2013).

---

[1] Consulta Pública MS / SAS Nº 2, de 12 de maio de 2016, publicada no DOU Nº 91 de 13 de maio de 2016, Seção 1, página 107.

A escolha do modelo adequado de aparelho para cada cliente faz parte de um processo semiológico (exames e avaliações físicas para o correto diagnóstico de patologias) e nosológico (área da medicina que cuida de diferentes patologias) que demanda a presença de um profissional habilitado para prescrever e confeccionar a órtese ou para supervisionar a moldagem, quando indicado.

Uma órtese bem modelada e moldada deve ser concebida de acordo com as necessidades individuais do cliente, de forma a apoiar, proteger, imobilizar, reestabelecer ou facilitar padrões coordenados de movimentos, preservando o estado fisiológico normal dos músculos e prevenindo deformidades.

De acordo com Assumpção (2005) a órtese deve ainda entre outras características:

a) manter a anatomia fisiológica dos arcos palmares;
b) garantir os eixos de movimentos adequados;
c) permitir uma função equilibrada dos músculos não afetados;
d) promover, quando possível, os padrões mais funcionais de preensões;
e) permitir a máxima mobilidade com padrão ótimo de estabilidade;
f) não limitar pregas palmares quando a órtese se propor a permitir movimentos;
g) deixar livre a maior superfície possível da palmar da mão e dos dedos para garantir a melhor percepção sensorial.

A eficácia e efetividade da órtese deve ser garantida por meio de técnicas adequadas de moldagem, que incluem:

a) o respeito aos contornos e acidentes anatômicos do membro superior;
b) a garantia do alongamento suave e prolongado de articulações e músculos que devem ser levados e mantidos em seu limite plástico, permitindo a neoformação dos tecidos;
c) a não utilização de posições extremas mantidas por curtos períodos (limite elástico) que promovem rupturas/lesões teciduais que alimentam a cascata inflamatória e podem levar ao surgimento de distrofias;
d) o aumento máximo da área de apoio da órtese de forma a distribuir suavemente a pressão no segmento que servirá de sustentação.

Além destes, outro aspecto fundamental a ser considerado no desenho e proposta de uso de uma órtese é a característica anatômica da pele dorsal da mão. Nesta região é escassa a presença de coxins gordurosos ou musculares de proteção, o que torna a pela ainda mais susceptível a pontos de pressão.

Para prevenir possíveis complicações devem ser tomados cuidados especiais com a disposição e largura dos velcros e faixas. Os mesmos devem ser posicionados de forma a evitar garroteamentos e pontos de pressão. Para a análise de Precauções Gerais de Confecção e Uso em órteses de membros superiores consulte-se as páginas 26 e 27 das "Diretrizes" supracitadas. Para a investigação de considerações para a correta indicação de "Órteses Estáticas", consulte-se a página 28 (ASSUMPÇÃO, 2005).

Órteses Dinâmicas: Considerações gerais para a Correta Indicação [MALICK, 1982; BRASIL, 2015]

Órteses dinâmicas são indicadas quando se faz necessária a aplicação de forças que se mantenham relativamente constantes nos segmentos corporais. Esta categoria de órtese pode auxiliar na redução de adesões, contraturas e restrições, manter a função articular e prevenir deformidades definitivas. Essas órteses precisam ser prescritas e construídas cuidadosamente visando promover a tração adequada associada a bom controle direcional.

A estabilidade e a manutenção da órtese na posição adequada no segmento em que ela está instalada é de primordial importância.

Órteses Dinâmicas: indicações gerais

a) oferecer suporte a ossos e articulações durante processospatológicos;

b) auxiliar ou substituir a função de músculos paralisados;

c) favorecer a cicatrização de tecidos recém reparados;

d) preservar, ganhar ou reestabelecer a mobilidade articular;

e) auxiliar no tratamento de processos inflamatórios ou dolorosos.

Os indivíduos que fazem uso de órteses dinâmicas devem permanecer em constante supervisão do terapeuta. Devem ser encorajados a manter ou restaurar os movimentos articulares de acordo com o programa de exercícios prescrito e ter seu aparelho checado e (re)ajustado regularmente. O terapeuta deve ainda mensurar acuradamente os ângulos articulares dos segmentos em tratamento. O objetivo fundamental de uma órtese dinâmica é o de promover forças constantes durante longos períodos de tempo.

Para tanto, como todo sistema de forças, este tipo de equipamento está sujeito aos princípios da mecânica, sendo os quatro fundamentais: Somatório de Forças (resultante) Transmissibilidade de Forças (efeito inalterado se ao longo da linha de ação), Equilíbrio (resultante de forças e momento resultante nulos) e Ação e Reação (interação). O entendimento destes princípios é fudamental para o processo de modelagem e moldagem da órtese dinâmica, bem como para definir a localização das partes móveis ou dos elementos da órtese que sustentam e direcionam os componentes que aplicam/transferem as forças aos segmentos corporais.

Por esta razão as forças aplicadas pela órtese devem [BRASIL, 2013]:

(a) incidir no segmento formando um ângulo de 90º;

(b) seguir rigorosamente o alinhamento da articulação;

(c) considerar a estrutura funcional da articulação e

(d) os movimentos fisiológicos que a mesma realiza.

2.2 Aspectos Mecânicos e Biomecânicos

A mão humana é a máquinas das máquinas. Um mecanismo ímpar na natureza e configura-se como dos maiores desafios da engenharia de reabilitação. O engenheiro olha para as suas próprias mãos e se dá conta do quão longe da meta está o seu brilhante projeto de imitação.

Na tarefa de ajudar uma mão ferida a reparar-se, é preciso compreender os princípios mecânicos que a fizeram trabalhar em primeiro lugar, e as razões que a fizeram parar de trabalhar adequadamente.

Portanto, ainda se tem que pensar na mão como uma máquina; aceitar e entender as diferenças e limitações entre os processos biológicos e os procedimentos artificiais de reabilitação.

Três dos aspectos principais da máquina mão (BRANT; HOLLISTER, 1992):

(1) Motor – Músculos;
(2) Transmissão – conjunto formado pelos tendões, ossos e articulações;
(3) Textura – tecidos moles e pele.

Lesões do sistema locomotor biomecânico são geralmente tratadas com manipulação, tração, imobilização, massagem. Tratamento de frio e/ou calor, eletricidade, radiação, ultrassom, ou seja, por alguma forma física de energia. Estas formas de energia são aplicadas manualmente ou por meio de dispositivos como as talas (s*plints*) e órteses (LEDE; VELDHOVEN, 1998).

Uma adequação da terminologia se faz necessária, pois alguns conceitos da física têem significados contextuais na áera médica. Senão vejamos:

A palavra "Estática (ou estático)" em medicina é um adjetivo usado para denotar o individuo que se encontra imóvel ou serve como indicação do estado do indvíduo na condição de não estar melhorando e nem piorando.

O termo para os dispositivos órticos (ou ortóticos), como talas e órteses, siginifica que o aparelho permite um pequeno ou nenhum movimento do membro envolvido pelo dispositivo.

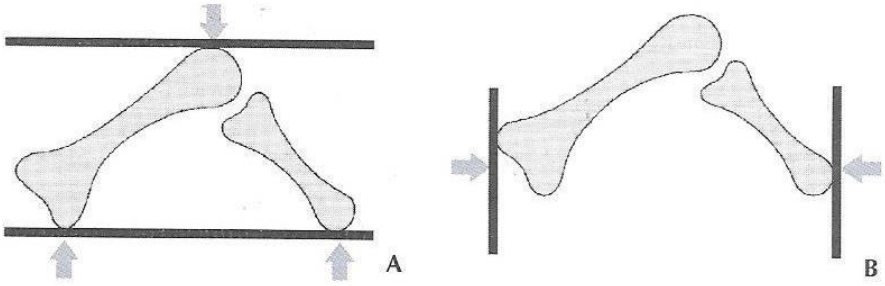
Já o significado médico do termo "dinâmica (ou dinâmico)" refere-se a presença de atividade, em contraste com a inatividade ou imobilização. A terapia dinâmica frequentemente implica na participação ativa do cliente.

Os dispositivos órticos devem constantemente lidar com forças de oposição, naturalmente a força gravitacional e, normalmente, forças de oposição músculo-esqueléticas oriundas das mais variadas patologias.

Há principalmente dois tipos de “estratégia” no projeto de dispositivos órticos para lidar com essas forças, seja impedindo-as ou vencendo-as.

Se o objetivo é manter o membro em uma linha reta, o dispositivo estará sujeito a três forças (contato). Agora, se o objetivo é manter o membro em determinado ângulo, o dispositivo estará sujeito a duas forças. As afirmações ilustram-se na figura 2.

Figura 2: Forças aplicadas sobre três pontos no suporte A. Forças aplicadas sobre dois pontos no suporte B.



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.28)

O dispositivo cuja relação de forças (ação/reação) se dá por três pontos é denominado sistema de alavanca e o da relação de forças (ação/reação) de dois pontos, é denominado sistema de circuito fechado.

Imobilização

Antes da análise de como a imobilização pode ser alcançada é necessário entender o que precisa ser imobilizado e quais os movimentos envolvidos.

Em circunstâncias normais, o corpo humano pode mover-se somente em suas articulações, em movimentos rotacionais. Contudo, quando algum ligamento se rompe, o padrão de movimento é evidentemente alterado e movimentos circulares e lineares passam a ser possíveis (LEDE; VELDHOVEN, 1998).

Como se pode impedir (restringir) um movimento?

A estratégia de desviar a influência das forças para um sistema externo pode eliminar os movimentos de dois segmentos. Isto pode ser feito diretamente unindo os segmentos com uma haste ou um molde ou indiretamente ao se colocar os segmentos em um sistema de pressão hidráulica.

O primeiro método de imobilização é chamado de imobilização mecânica e o segundo de imobilização hidráulica.

Imobilização Mecânica: as forças que atuam sobre um membro podem ser divididas em quatro tipos: **empurrar, puxar, deslizar e dobrar**.

Isto sem contar com as forças de ocorrência permnente, que ocorrem memo quando não acontece movimento algum, como a força gravitacional (procura manter o corpo na sua posição de menor energia) e a força do do tônus muscular (mantem a articulação em um ângulo voluntario).

O movimento ocorre quando uma dessas forças supera as outras ou quando duas forças paralelas agem em direções opostas (ocorre a rotação).

A flexão pode ocorrer quando duas forças opostas que são paralelas ao eixo longitudinal de um membro (ou articulação) trabalham excêntricamente. A pressão é gerada em um lado e força o lado oposto do membro. A imobilização é conseguida desviando essas forças de um segmento para outro ou neutralizando as forças internas usando forças externas.

Para excluir os movimentos de rotação, aplicam-se forças contrárias às extremidades do membro e ao eixo de movimento (articulação ou fratura). Essas forças devem, além disso, serem aplicadas a todos os planos de movimento.

Mobilização

O termo mobilização refere-se a uma transição entre uma posição inicial e uma posição final, independentemente do tempo que isto leve.

A mobilização é o resultado do trabalho através do qual a articulaçãoé colocada em uma nova posição e ocorre de duas maneiras básicas: os métodos estático e dinâmico.

Mobilização Estática: um membro é levado à sua posição final e é mantido ali pela aplicação de uma força que se opõem à força de resistência do membro. Na posição final, busca-se o equilíbrio.

Mobilização Dinâmica: implica numa interação entre a força e a resistência na medida em que ou a resistência gradualmente diminui e cede à força ou as forças dominam uma à outra, resultando alternadamente em uma ação de ida e volta.

2.2.1 Sistema de Mobilização de Três Pontos

A maioria das talas (*splints*) consistem em sistemas de alavanca simples ou uma combinação de vários sistemas de alavanca. Uma alavanca é definida como uma barra rígida, articulada em um ponto fixo e usada para transmitir forças (LEDE; VELDHOVEN, 1998).

Dependendo se uma alavanca é usada para levantar uma carga ou para aumentar um percurso de movimento, são possíveis diferentes construções. Tais construções baseiam-se na posição do ponto de apoio da alavanca (o pivô) em relação às forças de aplicação e força de resistência de carga.

Sistema de alavanca de primeira classe (interfina): O pivô está entre o braço de força e o braço de resistência. Pode ocorrer o equilíbrio da alavanca no caso de forças / distâncias iguais ou proporcionalmente distribuídas. É o que costumamos chamar de alavanca.

Sistema de alavanca de segunda classe (interresistente): O pivô está na extremidade do braço de resistência. Portanto, o braço de força é mais comprido que o braço de resistência, tornando a carga fácil de levantar, por exemplo, quando se utiliza um carrinho de mão.

Sistema de alavanca de terceira classe (interpotente): O pivô está na extremidade do braço de força. Um pequeno movimento da força resulta em um grande deslocamento da resistência. Um bom exemplo seria alguém servindo de porta-bandeira.

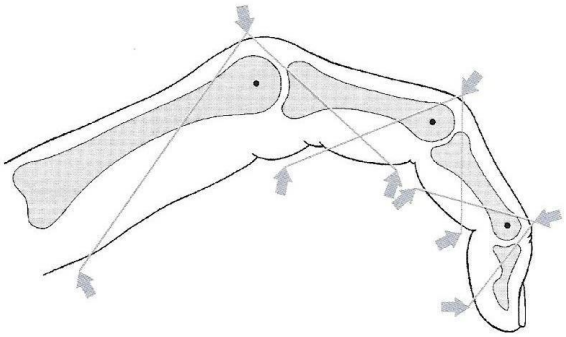
Quanto maior o braço de alavanca, melhor sua funcionalidade. Como o projetista de dispositivos ortóticos é livre para determinar o comprimento do braço de alavanca, de uma tala por exemplo, geralmente são preferidos sistemas de alavanca da segunda classe.

Músculo, por outro lado, geralmente usam sistemas de alavancas de terceira classe. Isto permite que eles produzam amplos movimentos embora contra resistência relativamente baixa. Em uma articulação flexionada o músculo extensor é inicialmente pressionado contra o osso de tal forma que a alavanca do tendão é bem reduzida.

Os dispositivos ortóticos (órteses e talas), por sua vez, são projetados para manter alavancagem máxima. É por isso que os sistemas de alavanca são tão úteis para posicionar os membros. É claro que um sistema de alavanca não pode ter mais de um pivô e consequentemente alavancas não podem mobilizar mais do que uma articulação por vez.

No entanto, é possível posicionar várias talas de alavanca ao lado ou atrás uma da outra. Eles podem até ser acoplados para formar uma única unidade. Contudo, ainda é necessário um sistema de alavanca para cada articulação a ser mobilizada. Por exemplo, se um dedo, consistindo de três falanges, requer mobilização, teoricamente, precisaríamos de 3 x 3 = 9 pontos de sustentação, como ilustra-se na figura 3.

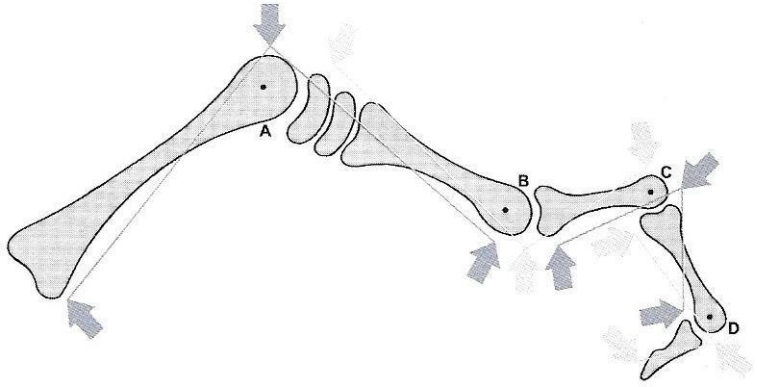
Figura 3: Três pontos de apoio por articulação.



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.38)

Devido à complexidade de uma tal posição de partida, tem de ser feito um diagrama de análise “dos três pontos”, mostrando todas as articulações e os seus desvios, como listruado na figura 4.

Figura 4: Análise de um sistema de três pontos, onde os segmentos A, C e D precisam ser estendidos e o segmento B flexionado.



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.39)

Este diagrama ajudará o projetista e o clínico a visualizarem todas as posições patológicas de partida para todas as articulações e, então, os ajudará a determinarem a localização dos eixos de movimento e o comprimento dos braços do movimento. Se uma direção de ação terapêutica é indicada, é possível e relativamente fácil encontrar os pontos de sustentação do dispositivo.

Sistemas de alavanca de três pontos são extremamente eficientes para aumentar a extensão de uma articulação. Podem ser úteis na iniciação da flexão, mas são menos eficientes para conseguir a flexão completa de uma articulação. Há duas razões para isso: a flexão total é impossível devido à presença do ponto médio do suporte, e os braços da alavanca ficam mais curtos à medida que a flexão aumenta. Isto diminui a eficácia do dispositivo.

2.2.2 Imitação do Sistema Biocinemático

A dimensão mecânica e cinemática da mão é tão complexa que garante seu próprio estudo científico abrangente. Felizmente há muitos e variados trabalhos escritos sobre o assunto (LEDE; VELDHOVEN, 1998).

Contudo, a maioria destes trabalhos referem-se à articulaçõa do joelho, em parte porque o joelho é o objeto mais freqüente de trauma e em parte porque a biomecânica desta articulação é relativamente fácil de imitar.

O movimento de uma articulação depende da construção da superfície articular e da posição dos tendões em relação ao eixo de movimento. Por exemplo, em certos casos (patológicos) os tendões podem atravessar o eixo de movimento e preencher papéis alternativos como extensores ou flexores, dependendo da sua posição de partida.

Mas em situações normais (sem patologias) maior parte das articulações executa movimentos de rotação, envolvendo uma combinação de movimentos de deslizamento e rolamento, nunca de translação pura (MOL, 1983).

Determinação da Posição do Eixo de Articulação

Para determinar o eixo de movimento de uma articulação, procure o ponto estacionário em relação às duas partes móveis quando a rotação ocorre. No entanto, os eixos anatômicos não são nem fixos nem singulares, em vez disso, são virtuais e móveis. Devido à forma irregular das superfícies articulares, o movimento de deslize é irregular e o eixo é deslocado de acordo com a curva da superfície, o que dificulta a determinação clínica do eixo fisiológico.

Diferentes métodos foram desenvolvidos para determinar a posição exata de um eixo de articulação. Cada método tem sua própria aplicação e grau de precisão.

Uma ferramenta simples, inspirada por Wright e Johns (1961), nos permite determinar o eixo de movimento de uma articulação.

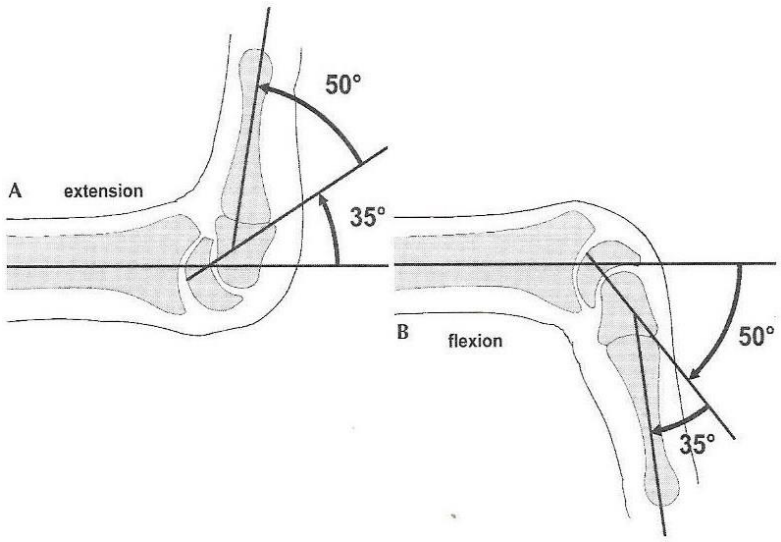
Um método rápido para determinar o eixo de articulação é simplesmente colocar a ponta de uma caneta esferográfica no segmento em movimento e movê-lo proximalmente até que a caneta esteja parada (equilibrada). Um terceiro método é usar um goniômetro (instrumento para medição angular, como um transferidor escolar, por exemplo).

A curva irregular das articulações dos dedos é mínima quando comparada com articulações maiores, como o joelho. Portanto, para o dedo, o deslocamento do eixo é desprezível.

O pulso, por contraste, se move em torno de mais de uma articulação durante a flexão e extensão, levando à clara identificação de dois eixos. Kapandji (1970) mostrou que durante a extensão máxima, um movimento angular de 35º ocorre na articulação rádiocarpal, enquanto um movimento de 50º ocorre na articulação mediocarpal, como ilustra-se na figura 5A.

O contrário é verdadeiro para a flexão, como ilustra-se na figura 5B. Clinicamente, o eixo é deslocado de aproximadamente 1 cm de proximal para distal (KAPANDJI, 1970).

Figura 5: (A e B): Durante a máxima extensão do pulso um movimento de 50° ocorre na articulação mediocarpal e apenas 35° na articulação radicarpal.



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.148)

Isso torna os dispositivos dinâmicos para pulso (talas e órteses) relativamente instáveis, de modo que elas se movem para frente e para trás durante o movimento ativo.

O que também explica por que os dispositivos dinâmicos do pulso raramente se encaixam corretamente e por que eles são considerados pouco confortáveis, o que pode comprometer a sua funcionalidade.

Múltiplos Eixos de Articulação

Brand e Hollister (1992) mostraram que a maioria das articulações tem múltiplos eixos de movimento, que não estão exatamente nos planos anatômicos e, portanto, causam uma leve rotação. Isso faz com que seja extremamente difícil encontrar "dobradiças" que possam imitar o movimento anatômico dos dedos ou do polegar.

O polegar é o dígito chave da mão humana. É uma obra-prima arquitetônica e mecânica que nos distingue da maioria dos outros primatas, como dito na primeira página deste trabalho.

É lógico que seja o dedo mais vulnerável, especialmente em sua articulação basal por causa da forma de selim desta articulação e maior mobilidade.

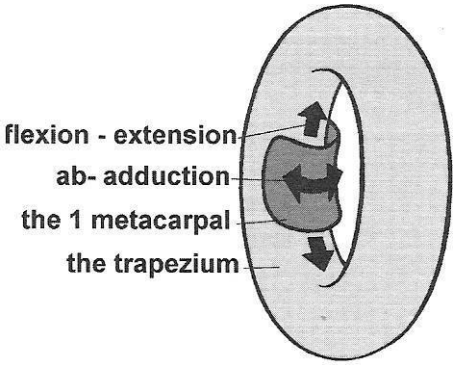
A articulação MF também é vulnerável por causa de sua posição isolada e falta de ligamentos protetores eficientes.

Quando se refere ao movimento do primeiro metacarpo no trapézio, Brand e Hollister (1992) comparam a articulação de sela do trapézio com a superfície interna de uma rosca, como ilustar-se na figura 6. O eixo de flexão-extensão ocorre em um ângulo reto através do meio da rosca e o eixo de abdução-adução é paralelo à rosca.

Uma vez que os dois eixos não se encontram em níveis anatômicos perfeitos, o movimento resultante é a rotação, embora não haja nenhum eixo longitudinal em tudo.

Para conseguir um aperto de três pontos, o polegar deve rodar ao menos 90º. Isto pode ser parcialmente alcançado através da mobilização passiva do polegar em flexão de máxima-abdução, mas a rotação completa requer uma força de rotação ativa fornecida pelo músculo oponente *pollicis*.

Figura 6: O primeiro metacarpo se move no trapézio como se estivesse no interior de uma rosquinha.



Fonte: Lele e Veldhoven (1998, p.150)

Qual é a chance de um dispositivo corretivo (uma tala ou atadura) de polegar em imitar esta rotação? É possíel imitar o padrão de movimento ativamente? Pode-se atravvésde um dispositivo ortótico impedir a rotação externa, por exemplo, quando o dedo indicador pressiona fortemente contra o polegar em um punho-para-lado aderência?

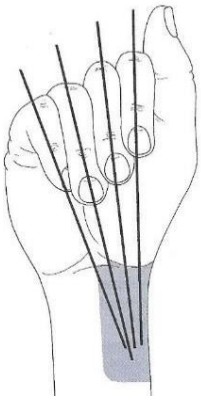
Essas perguntas podem ser respondidas com base no estudo anatômico de conformidade da mão e, no caso, do polegar. Mas uma explicação completa deve incorporar considerações biomecânicas.

É óbvio que os oponentes do polegar devem ser concebidos circunferencialmente, uma vez que pequenas talas ou ataduras do polegar, presas à mão com tiras, não são satisfatórias.

A flexão combinada dos dedos nas articulações MP é muitas vezes comparada com a abertura e fechamento de um guarda-chuva (BRAND; HOLLISTER, 1992). Os dedos giram durante a flexão e extensão para possibilitar uma aderência polidigital.

Fess (1989) mostrou que este ponto de convergência é encontrado no terço distal do lado radial do antebraço, como se verifica na figura 7.

Figura 7: O ponto de convergência dos dedos situado no terço distal do lado radial do antebraço.

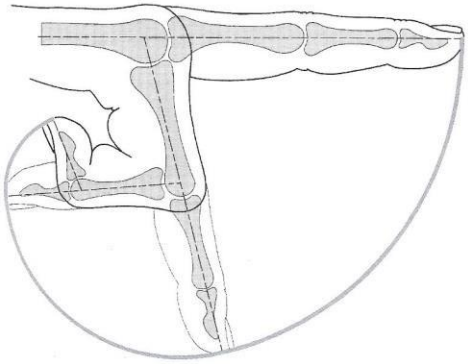


Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.152)

Mobilidade Articular Múltipla

Durante a atividade normal, as articulações raramente são movidas isoladamente (LEDE; VELDHOEN, 1998). O uso de toda a mão ou mesmo um único dedo envolve uma combinação harmoniosa de movimentos de várias articulações. Isto é conseguido por músculos longos, articulares (extrínsecos). Para mobilizar um conjunto de articulações, os dispositivos órticos devem usar uma combinação complexa de eixos. Ou simplesmente seguir o caminho do movimento global da falange distal. É lógico supor que as falanges proximais seguirão a distal. Fisiologicamente, a falange distal sofre um percurso de movimento equiangular durante a contração simultânea de todos os flexores do dedo, como ilustra-se na figura 8.

Figura 8: Movimento equiangular do caminho da falange distal durante a contração simultânea de todos os flexores.



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.151)

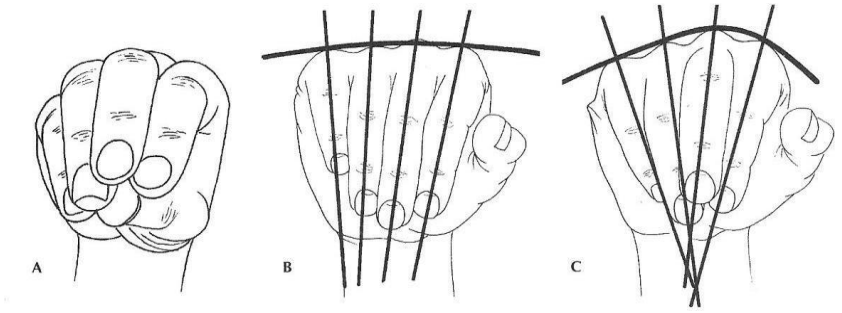
Dentro desta limitação, são possíveis muitos outros percursos de movimento que podem requerer tratamento por fissuração. Por exemplo, um dispositivo pode ser concebido para manter a extensão das articulações MP enquanto permite a flexão das articulações IP.

No que diz respeito à convergência dos dedos, isto é regido por três mecanismos: a diferença na direção dos eixos de flexão-extensão MP, a rotação dos metacarpianos (quando o arco transverso é usado) e a diferença de comprimento dos metacarpos. Durante a flexão individual do dedo, o ponto de convergência é obviamente mais distal do que quando os dedos são flexionados simultaneamente.

Quando o arco transverso é achatado, a convergência é impossível e as pontas dos dedos, articulaçãomente com o polegar, não podem tocar-se para executar um aperto polidigital, como se ilustra na figura 9B.

Pelo contrário, quando este arco é muito pronunciado, as pontas dos dedos empurram-se umas contra as outras, o que torna impossível a aderência digito-palmar, o que se verifica na figura 9C. Em uma mão saudável esta situação é impedida pela rotação das falanges proximais.

Figura 9: O aperto polidigital (A). Com o arco transverso achatado o aperto polidigital cheio é impossível (B). Com um arco transverso exagerado, as pontas dos dedos colidem (C).



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.152)

Imitação do Sistema Biocinético

O movimento corporal resulta da contração das fibras musculares. Dois grupos musculares estão sempre envolvidos: agonistas em mover o membro e antagonistas para retorná-lo à sua posição original ou movê-lo na direção oposta (LEDE; VELDHOVEN, 1998).

Uma fibra muscular é construída de uma cadeia de sarcômeros, que são os elementos de composição das fibras. A elasticidade muscular é utilizada para iniciar economicamente o movimento a partir de um ponto de partida específico, mas não influencia o curso do movimento. A ação muscular é, portanto, totalmente diferente da ação elástica utilizada nas fissuras dinâmicas tais como faixas elásticas e molas.

É preciso ter em mente que, o projeto de um dispositivo para a contração muscular e o projeto de um dispositivo que atue dinamicamente para esta contração, não são realmente comparáveis.

No entanto, existem paralelos na relação entre a espessura/força da fibra e o comprimento / estiramento da fibra em ambos os músculos e bandas de borracha. Um músculo forte é um músculo grosso e um músculo móvel é um músculo longo. Isso é semelhante a uma faixa de borracha grossa que é forte e uma borracha longa que é capaz de esticar muito. O músculo, na verdade o sitema motor, tem a vantagem adicional de ser capaz de utilizar o número apropriado de fibras para uma dada ação requerendo uma certa resistência e ser capaz de ajustar o número de fibras que estão a ser utilizadas enquanto a acção está a ser executada.

Uma biorealimentação pode ajustar a ação do músculo a qualquer momento, transmitindo mensagens sobre mudanças na resistência, velocidade de contração, sensibilidade, ruído, visão, cheiro e dor. Um músculo pode aumentar sua força sem aumentar seu movimento (contração isométrica). O contrário também é verdade; Ele pode manter sua força enquanto se move através de um caminho completo (contração isotônica).

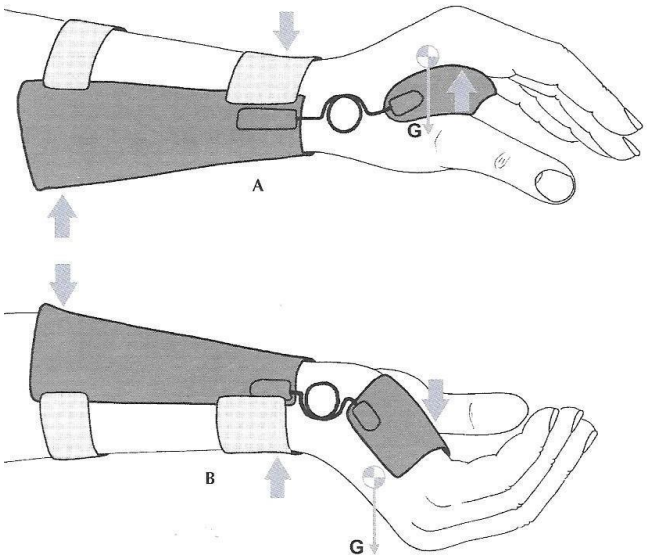
Como sabemos, elásticos e molas carecem dessas propriedades e, portanto, termos como isométricos e isotônicos não se aplicam a eles.

Um excelente exemplo da capacidade de adaptação do músculo está em um movimento como a pronação e a supinação do antebraço. Um indivíduo saudável pode executar este movimento suavemente sem permitir que o pulso caia em flexão ou extensão.

Quando se utiliza dispositivo dinâmico de extensão de pulso para suportar extensores de pulso fracos, a “força da tala” do dispositivo é calculada para suportar o peso da mão na pronação, como se ilustra na figura 10A.

No entanto, quando o braço é mantido em supinação, a gravidade se soma à “força da tala”, o que causa uma imensa dificuldade ao cliente na manutenção da mão em uma posição neutra (figura 10B).

Figura 10: Em pronação a força da mola compensa o peso da mão (A). Em supinação a força da mola é adicionada ao peso da mão.



Fonte: Lede e Veldhoven (1998, p.153)

Embora o valor funcional das talas dinâmicas seja sempre limitado, elas têm um valor terapêutico extremamente importante no tratamento de problemas biocinéticos transitórios. Para paralisias mais graves, prolongadas ou permanentes, e lesões do plexo braquial, será necessário considerar os dispositivos dinâmicos "ativos" com uma fonte de energia independente (não elástica), distinta da ação muscular agonística.

Este é justamente o propósito deste trabalho, implementar dinamicamente o controle de interação de uma órtese ativa para a reabilitação do desvio ulnar dos dedos em clientes com Artrite Reumatoide.

2.3 Conceituando o “Controle de Interação”

O estudo da manipulação, tanto humana quanto mecânica, fornece um forte incentivo para a compreensão do controle de sistemas interativos. De forma simplificada, a interação é uma a “troca de trabalho mecânico”; toda interação é fundamental para o processo de manipulação (COLGATE; HOGAN, 1988).

Entende-se que, na interação física entre um sistema controlado e algum outro objeto, as propriedades estáticas ou dinâmicas do sistema formado pelo acoplamento dos dois sistemas juntos diferem significativamente das do sistema controlado de forma isolada. (BUEGER; HOGAN, 2007).

Os sistemas de interação frequentemente trocam energia de forma significativa, mas a transferência de energia não é necessária para criar-se a interação. Por exemplo, um robô que empurra uma parede completamente rígida não transfere a ela energia líquida, mas a situação é dinamicamente bastante diferente considerando-se o mesmo robô em isolamento. A interação pode alterar o desempenho e a estabilidade do sistema controlado; isto é, um sistema que é estável e satisfaz objetivos de desempenho isoladamente pode ser instável ou funcionar inadequadamente quando acoplado a outro sistema (HOGAN; BUEGER, 2005).

Por várias décadas o controle de interação tem sido investigado, mas as ferramentas de projeto disponíveis permanecem substancialmente mais complexas e menos eficazes do que as utilizadas para o projeto clássico de servomecanismos. O braço humano é um manipulador exemplar capaz de interagir de maneira bem-comportada com um conjunto extremamente diverso de ambientes. Seu repertório inclui a habilidade de posicionar e mover um utensílio de comer de forma estável, executar tarefas dinâmicas complexas, como pegar ou jogar uma bola, e executar tarefas cinemáticas, tais como lixar uma superfície ou abrir uma gaveta (COLGATE; HOGAN, 1988).

Esta minúscula seleção de tarefas engloba, de fato, uma gama muito mais vasta do que a que pode ser obtida por um manipulador mecânico controlado pelas técnicas clássicas - como as empregadas no controle de servomecanismos “*command following”* (seguir um comando).

A maioria dos controladores para interagirem com sistemas ou regulam força direta ou regulam o comportamento estático e dinâmico na porta de interação, o local de interação (BUEGER; HOGAN, 2007).

Enquanto no controle convencional de movimento e força regulam-se variáveis que dependem de ambos os sistemas de interação, na abordagem geralmente mais robusta do controle de interação regula-se o comportamento dinâmico na porta de interação, isto é, as propriedades que dependem apenas do sistema controlado, independentemente do meio ambiente. Uma dessas propriedades é a impedância mecânica*, que determina uma força de saída (torque) como função do tempo a partir de uma velocidade de entrada (velocidade angular), uma função do tempo na mesma porta.

No trabalho que apresentou a ideia do "controle de impedância" (HOGAN, 1985) assumiu-se ser possível obter uma impedância arbitrária e postulou-se a partir disto que a estabilidade do sistema poderia ser garantida fazendo um robô emular um sistema físico que era conhecido por ser estável na execução da tarefa (por exemplo, uma mola amortecida).

Infelizmente, provou-se ser impossível alcançar uma impedância arbitrária em qualquer dispositivo robótico real, independentemente do sensor, atuador ou implementações de controle (HOGAN, 1988). Na prática, quando um controlador tenta emular dinâmicas que diferem significativamente da dinâmica intrínseca do hardware, aumenta-se o risco de instabilidade associada ou de contato (BUEGER; HOGAN, 2007).

**Uma impedancia mecânica é geralmente indicada pelo operador Z, e o seu inverso, a admitância mecânica, pelo operador Y. Ambos os operadores são exemplos de funções de porta; definem o comportamento nas portas de interação, proporcionando uma relação entre as* variáveis de energia de entrada e *saída (BUEGER e HOGAN 2007).*

Isto foi explicado usando o conceito de passividade definido por Colgate e Hogan (1988) provaram que, quando dois sistemas estáveis com funções de portas passivas estão fisicamente acoplados em conjunto, a estabilidade é garantida.

Como muitos objetos físicos são passivos (BUEGER; HOGAN, 2007) (incluindo todas as combinações de inércias, amortecedores, molas e restrições), um robô estável com impedância de porta passiva pode acoplar de forma estável para um conjunto extremamente grande e útil de ambientes, tornando a passividade uma propriedade desejável.

No entanto, ficou demonstrado que se força de realimentação no ponto terminal (*endpoint*) for usada para reduzir a inércia aparente deste ponto em mais de 50% abaixo de seu valor físico, o sistema torna-se não-passivo (COLGATE; HOGAN, 1989).

Esta limitação é resultado do efeito dinâmico (independentemente de frequência característica) entre o sensor de força e o atuador, mantém-se independentemente da implementação, e limita muito o desempenho de controladores de força e os mais avançados controladores de impedância (BUEGER; HOGAN, 2007).

O controle discreto, os atrasos de tempo, as limitações do atuador e do sensor e a dinâmica não modulada também podem comprometer a passividade, tornando a implementação de controle passivo em sistemas reais extraordinariamente desafiadora.

Reconhecendo o limite fundamental da redução da inércia aparente, Newman (1992) introduziu o “Controle de Admitância Natural” (CAN), uma abordagem que permite a redução do atrito aparente independente da inércia, facilitando o projeto de controladores de interação teoricamente passivos que rejeitam atrito.

Em teoria, a passividade (e, portanto, a estabilidade acoplada) é assegurada se a inércia do alvo for mantida acima da metade do seu valor físico; o desempenho é conseguido ajustando-se outros parâmetros de impedância do alvo (COLGATE; HOGAN, 1988).

Uma vez que o CAN oferece um meio de abordar a estabilidade e o desempenho de forma conarticulação, ele oferece uma melhoria significativa em métodos anteriores. Mas o CAN fica muito aquém das ferramentas clássicas para o projeto de servomecanismos na análise precisa e simultânea do efeito dos parâmetros de controle tanto na estabilidade como no desempenho (por exemplo, lugar das raízes, resposta em frequência).

As ameaças potenciais à estabilidade, como atrasos de tempo, não-alocação de polos, etc., não podem ser facilmente incluídas. A inércia alvo é a única medida de passividade ou estabilidade e o único parâmetro que pode ser inteligentemente projetado para margem de estabilidade (BUEGER; HOGAN, 2007).

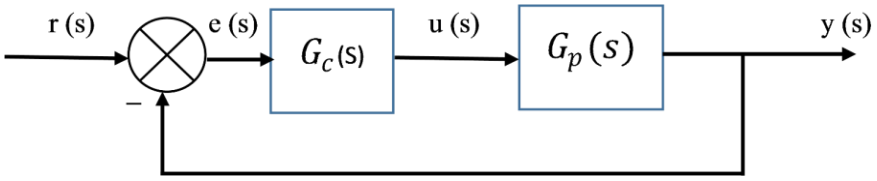
Bueger e Hogan (2007) ainda argumentam: “as deficiências das ferramentas disponíveis para o projeto de controle são um fator significativo que limita o desenvolvimento da tecnologia robótica fisicamente interativa”.

2.4 Controle Clássico X Controle de Interação

As diferenças entre as abordagens do controle clássico e do controle de interação são mais facilmente demonstradas através de funções escalares. Esta seção está inteiramente baseda nos trabalhos de Bueger e Hogan (2007) e Colgate e Hogan (1988).

No diagrama da figura 11, $G_p(S)$ é uma função de transferência escalar complexa da variável de Lapalce S que representa a dinâmica de planta de malha aberta (saída /entrada). $G_c(S)$ é a função de transferência do controlador

Figura 11: Representação do diagrama de blocos de um típico sitema servo-controlado



Fonte: composição do autor, baseda em Bueger e Hogan (2007)

Um sinal de referência r(s) é comparado com o sinal de saída y(s) e o erro e(s) é introduzido no controlador. A saída do controlador u(s), o sinal de controle, serve como entrada para a planta ou processo a ser controlado.

O sistema linear da figura 11 é mais conhecido na literatura clássica como SISO (*Single In – Sinle Out*). Dele, duas principais características podem ser destacas e são normalmente utilizadas para o projeto destes controladores.

A primeira é que, embora a estabilidade e o desempenho em malha fechada determinem o comportamento real do sistema, ambos podem ser previstos e caracterizados usando a função de transferência em malha aberta (OLTF – *open Loop Transfer Function*) dada pelo produto $G_c(S).G_p(S)$.

Análises tradicionais como as como as de *Bode, Nyquist* e Lugar das Raízes fornecem maneiras de traduzir as propriedades da OLTF para o sistema de malha fechada, de tal forma que a manipulação do primeiro produz efeitos previsíveis sobre o último.

A segunda característica chave é que o controlador aparece como ummultiplicador direto da planta na OLTF, de modo que as mudanças no controlador previsivelmente alteram a magnitude e a fase de malha aberta e, portanto, a estabilidade e o desempenho.

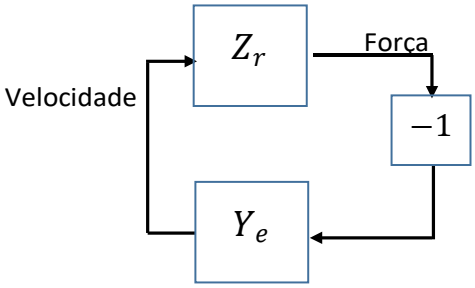
Mas como modelar um sistema em malha fechada interagindo?

A abordagem intuitiva: dicionar um bloco representando o ambiente de interação na saída do diagrama da figura 4, de tal sorte que saída y (s) fosse a entrada do ambiente. A ideia é simples, mas não é funcional e nem conceitualmente correta, uma vez que implicaria numa suposição de que o contato com o ambiente não afeta o comportamento de entrada e saída do sistema controlado, o que contradiz sumariamente a definição de interação (BUERGER; HOGAN, 2007).

Análise de diagrama de blocos de entrada-saída é pesada para problemas de interação porque requer obtenção de um conjunto completo independente de equações de estado para cada ambiente. Funções de porta fornecem uma forma superior para representar sistemas físicos acoplados na forma de diagrama de blocos, porque eles são baseados em variáveis de energia conjugadas, de tal forma que a sua conexão não implica qualquer suposição sobre o carregamento (BROWN, 2001).

Na figura 12, mostra-se um modelo diagrama de blocos de dois sistemas acoplados com um único grau de liberdade (do inglês, DOF *Degree Of Freedon*), um robô e um ambiente, representado por suas funções de porta. A representação de diagrama de blocos assemelha-se ao da Figura 1 no que se refere à equivalência a um sistema de realimentação unitária e negativa, com OLFT $Z_r Y_e (ou\ Y_e Z_r)$.

Figura 12: Diagrama de Bloco da representação de um robô acoplado a um ambiente. O robô é representado por uma impedância Z_r e o ambiente é representado por uma admitância (Y_e).



Fonte: composição do autor, baseada em Buerger e Hogan (2007)

O sistema pode ser analisado através da aplicação de ferramentas SISO clássicas para essa função. No entanto, o uso desses métodos é dispensado por vários fatores.

A Figura 12 fornece uma representação exata do sistema realimentado de interação; a estabilidade é determinada pelos pólos do sistema de malha fechado, ou as raízes de $(1 + Z_r Y_e)$. As parcelas de Nyquist $(Z_r Y_e)\ ou\ (Y_e Z_r)$ podem ser usadas para avaliar a estabilidade e também podem ser cautelosamente usadas para determinar alguma medida da "distância à instabilidade" ou margem de estabilidade, embora esta medida não se traduza diretamente em um ganho de controlador escalado neste caso e deve ser interpretadas com cuidado, como mostrado abaixo.

O desempenho, por outro lado, requer medidas alternativas aos utilizados para sistemas de servo-controle. Para o sistema na figura 11, o desempenho é medido pela relação estabelecida em sua função de transferência (y(s)/r(s)), seja o controle em malha fechada ou não.

Estas medidas não se aplicam ao sistema da Figura 15, em parte porque o modelo não possui nenhuma característica de entrada e saída relevante.

Além disso, as medidas de performance interativa podem variam dependendo do sistema e da tarefa; elas são mais bem determinadas pelo comportamento do robô controlado por si só (BUERGER; HOGAN, 2007).

Quando um robô necessita gerenciar a interação com vários ambientes diferentes ou incertos, a especificação do desempenho com base no comportamento do sistema acoplado pode ser impraticável (por exemplo, as frequências naturais, o amortecimento). Não é realista esperar comportamento dinâmico compatível para situações distintas por exemplo quando um robô se move livremente no ambiente se comparada a uma outra situação quando ele está sujeito a uma restrição rígida (um empurramento, p. ex.); contudo, ambas as situações são úteis para aplicações específicas.

Para robôs interagindo com humanos, o comportamento de porta do robô, coloquialmente chamado de "sentir", no sentido de “tocar”, é geralmente a forma de representar o desempenho desejado (BUERGER, 2005).

Os dispositivos hápticos, por exemplo, dependem da sua capacidade de emular propriedades estáticas e dinâmicas apropriadas para renderizar objetos virtuais; estas propriedades são quantificadas pela função de porta. Assim, além de qualquer benefício de estabilidade, o desejo de regular diretamente o comportamento da porta é uma motivação importante para o controle da impedância.

Em termos da notação da Figura 12, se o desempenho é medido com base no comportamento do robô sozinho (amplamente desejável), segue-se que este desempenho está relacionado com Zr, e não com Ye; é completamente independente do ambiente.

O desempenho depende exclusivamente na porção da OLTF relacionada com o robô, e medidas de desempenho devem refletir o fato. A dinâmica do robô desempenha um papel crítico na determinação da estabilidade e desempenho da interação, enquanto a

dinâmica do ambiente é igualmente crítica para a estabilidade, mas irrelevante para o desempenho.

O projeto do controlador deve considerar duas grandezas: a OLTF, ZrYe, que determina estabilidade, e a impedância de robô, Zr, que determina exclusivamente o desempenho. Esta é a primeira grande diferença entre servo-controle e controle de interação ([BUEGER; HOGAN, 2007).

Mas como se dá controle numa estrutura modelada por funções de porta?

Uma segunda grande diferença entre o controle de servomecanismos modelado por função de transferência e o controle interação modelado por funçaõ de porta é a dificuldade na manipulação previsível da dinâmica de malha fechada através do controlador de interação. No controle de interação nenhum controlador aparece diretamente, como o formulado para o controle clássico dos servomecanismos. O efeito de qualquer controlador (quando existe) é incorporado em Zr, que também inclui parãmetors do modelo físico do robô.

Assumindo-se que o *hardware* do robô é um sistema genérico ("caixa preta"), com duas características bem definidas, um atuador conduzindo as ações e a presença de uma porta de interação, um modelo possível é a representação como um sistema “de duas portas” (um sistema com duas interfaces de energia que pode ser conectado a outros sistemas).

A figura 13, ilustra o modelo de duas portas.

Figura 13: Modelagem “Duas Portas”. No lado esquerdo, a força $\mathbf{F_1}$ e a velocidade $\boldsymbol{v_1}$ da representação do atuador de um robô e, do lado direitoa a força $\mathbf{F_2}$ e a velocidade $\boldsymbol{v_2}$ da representação do ambiente. Entre eles a dinâmica arbitrária. Este modelo pode ser usado para qualquer robô SISO

Fonte: composição do autor, baseada em Buerger e Hogan (2007)

Considerando-se um modelo linear do robô, as duas portas podem ser representadas por uma matriz das funções de transferência referentes à velocidade e força, como apresenta-se na equação (1).

$$\begin{bmatrix} v_1 \\ F_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} \\ T_{21} & T_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_1 \\ v_2 \end{bmatrix} \tag{1}$$

Onde as entradas T_{ij} representam as funções de transferência. Assume-se que o atuador é uma fonte de força e que a interface do ambiente represente uma impedância.

Se as variáveis de porta $\boldsymbol{v_1}$, $\mathbf{F_2}$ e $\boldsymbol{v_2}$ são realimentadas e multiplicadas por compensadores G_1 , G_2 e G_3 respectivavmente, então uma "Estratégia Controle" pode ser encontrada, como mostra-se na equação (2).

$$F_1 = G_1 v_1 + G_2 F_2 + G_3 v_2 \tag{2}$$

Aplicando-se esta lei de controle (equação (2)) na equação (1), a impedância de saída da porta 2 pode ser encontrada como se demonstra a seguir.

Substituindo-se a equação (2) na equação (1), tem-se:

$$\begin{bmatrix} v_1 \\ F_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} \\ T_{21} & T_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} G_1 v_1 + G_2 F_2 + G_3 v_2 \\ v_2 \end{bmatrix} \tag{3}$$

Logo, efetuando-se a multiplicação matricial à direita,

$$v_1 = T_{11}\left(G_1 v_1 + G_2 F_2 + G_3 v_2\right) + T_{12} v_2 \tag{4}$$

e

$$F_2 = T_{21}\left(G_1 v_1 + G_2 F_2 + G_3 v_2\right) + T_{22} v_2 \tag{5}$$

Manipulando-se a equação (4) e isolando-se v_1, tem-se:

$$v_1 = \frac{T_{11} G_2 F_2 + (T_{11} G_3 + T_{12}) v_2}{1 - T_{11} G_1} \tag{6}$$

Manipulando-se agora a equação (5) e isolando-se v_1, tem-se:

$$v_1 = \frac{F_2(1 - T_{21}G_2) - (T_{21}G_3 + T_{22})v_2}{T_{21}G_1} \tag{7}$$

Igualando-se as equações (6) e (7) elimina-se a variável v_1,

$$\frac{T_{11}G_2F_2 + (T_{11}G_3 + T_{12})v_2}{1 - T_{11}G_1} = \frac{F_2(1 - T_{21}G_2) - (T_{21}G_3 + T_{22})v_2}{T_{21}G_1} \tag{8}$$

Manipulando-se a equação (8), tem-se:

$$F_2\left[\frac{T_{11}G_2}{(1 - T_{11}G_1)} - \frac{(1 - T_{21}G_2)}{T_{21}G_1}\right] = v_2\left[\frac{-(T_{11}G_3 + T_{12})}{(1 - T_{11}G_1)} - \frac{(T_{21}G_3 + T_{22})}{T_{21}G_1}\right] \tag{9}$$

Desta forma adequando-se a expressão (9), tem-se:

$$\frac{F_2}{v_2} = \frac{\left[\frac{-(T_{11}G_3 + T_{12})}{(1 - T_{11}G_1)} - \frac{(T_{21}G_3 + T_{22})}{T_{21}G_1}\right]}{\left[\frac{T_{11}G_2}{(1 - T_{11}G_1)} - \frac{(1 - T_{21}G_2)}{T_{21}G_1}\right]} \tag{10}$$

E, eliminando-se os denominadores na equação (10),

$$\frac{F_2}{v_2} = \frac{[-(T_{11}G_3 + T_{12})T_{21}G_1 - (T_{21}G_3 + T_{22})\,(1 - T_{11}G_1)]}{[T_{11}G_2\,T_{21}G_1 - (1 - T_{21}G_2)(1 - T_{11}G_1)]} \tag{11}$$

Por fim, ajustando-se a equação (11) a expressão final para impedância de saída da porta 2 é então dada pela equação (12), a seguir.

$$Z_r = \frac{F_2}{v_2} = \frac{T_{21}G_3 + T_{22} - T_{11}T_{22}G_1 + T_{12}T_{21}G_1}{} \tag{12}$$

$$1 - T_{21}G_2 - T_{11}G_1$$

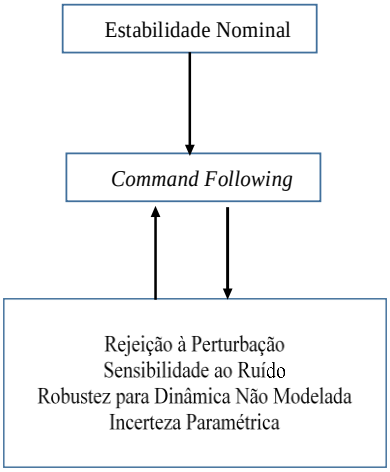
A equação (12) mostra a relação entre os compensadores G_i e a função de porta. Nenhum dos compensadores individuais (e nenhuma combinação deles) aparece como fato multiplicativo na impedância de porta Zr. Nenhum controlador entra linearmente na OLTF, ZrYe, (a quantidade que determina a estabilidade), ou em Zr (que determina o desempenho), e não há nenhuma maneira simples de manipular a magnitude e a fase de qualquer grandeza através do controlador. Uma mudança na magnitude e fase de G1, por exemplo, transforma a magnitude e a fase de Zr de forma complexa que depende de cada uma das funções de transferência T_{ij} assim como em G2 e G3 (BUERGER; HOGAN, 2007).

Resumindo: em geral, as ferramentas SISO não são eficazes se aplicadas ao projeto de controladores de interação, no que se refere à análise de estabilidade e performance. Isso é verdade mesmo para simples modelos de robôs SISO**,** e mesmo no caso improvável quando o ambiente é muito bem modelado**.** Mas como estas diferenças se evidenciam em termos de Especificações/arquitetura de projeto? Segue uma breve discussão a respeito, baseada no trabalho de Colgate e Hogan (1988).

2.4.1 Especificação de Projeto para um Servomecanismo

A especificação de projeto para um dispositivo servo-controlado é bastante livre e podem ser estabelecidas em consonância com a necessidade doprojetista, mas geralmente incluem algum subconjunto dos que são mostrados na Figura 14.

Figura 14: Especificações de projeto para um servomecanismo.

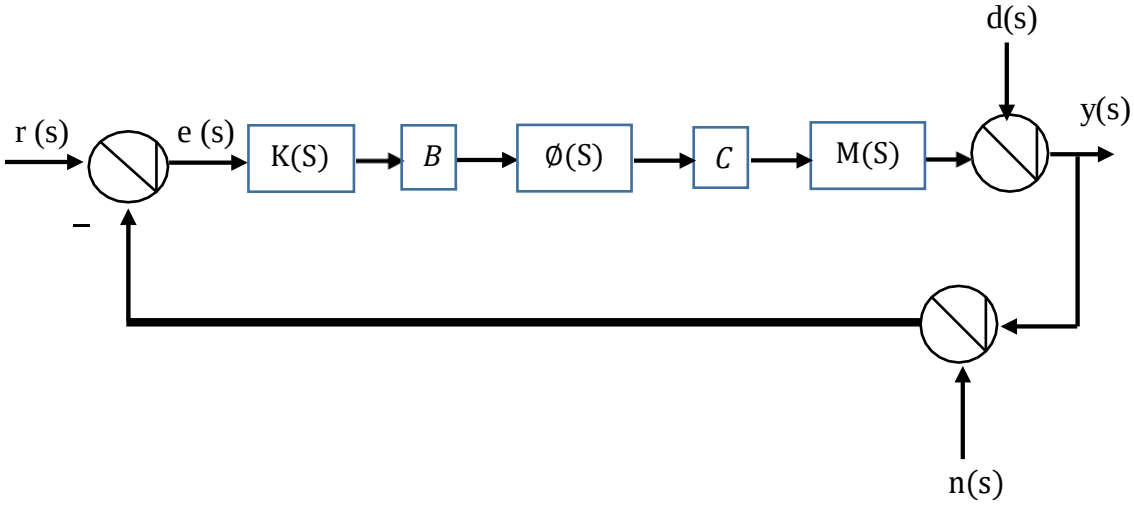


Fonte: composição do autor, baseado em Colgate e Hogan (1988)

Nota-se a importância explícita da “Estabilidade Nominal”.

Um sistema linear, tal qual o mostrado pelo seu diagrama de blocos na figura 15, oferece um exemplo quantitativo para esta arquitetura (LEHTOMAKI, 1981).

Figura 15: Diagrama de blocos estrutural de um servomecanismo.



Fonte: composição do autor, baseado em Colgate e Hogan (1988)

A segunte notação é utilizada no diagrama de blocos da figura 5:

$K(s)$	Compensador de avanço
$\emptyset, B, C$	Representam a planta
M(s)	Parcela dependente da frequência vinculada ao erro de modelagem
r(s)	Sinal de referência que y(s) deve seguir
d(s)	Perturbação
n(s)	Entrada de ruído

Define-se:

$$T(S) = C\ \emptyset(S) B\ K(S) \tag{13}$$

$$S(S) = [1 + T(S)]^{-1} \tag{14}$$

$$C(S) = [1 + T(S)]^{-1}\ T(S) \tag{15}$$

Seja ω_b o valor da largura de banda de controle desejada, ω_d o valor da largura de banda na qual os distúrbios contem energia significativa, ω_p maior de ω_b e ω_d, e δ um valor de projeto tal que $0 < \delta \ll 1$. Então as seguintes propriedades são verificadas:

(i) Estabilidade Nominal: os polos de C(s) devem estar no semi-plano à esquerda do eixo $j\omega$ no planos S;

(ii) *Command Following:* os valores mínimo e máximo do argumento da matriz C(s), no caso $C\ (j\omega)$, respeitam a seguinte desigualdade, $1-\delta \leq \delta_{min}\ C(j\omega) \leq \delta_{max}\ C(j\omega) \leq 1+\delta$ para $\omega < \omega_p$;

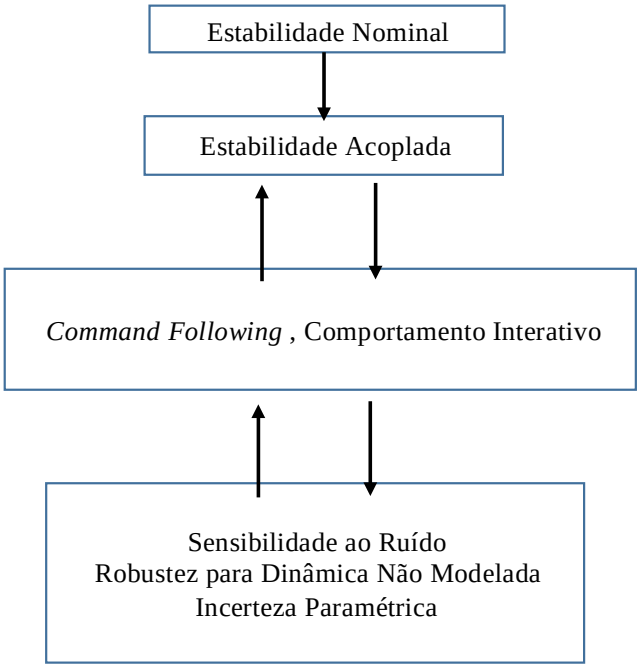
(iii) Rejeição à Perturbação e Sensibilidade ao Ruído: $\delta_{max}\ S(j\omega)\ \leq \delta$ para $\omega < \omega_p$;

(iv) Robustez: $\delta_{max}[M(j\omega)-1] < \delta_{min}[C^{-1}(j\omega)]$ para todo ω.

É importante ressaltar que estas não são as únicas especificações de projeto que podem ser usadas na concepção de um controlador para o sistema indicado na figura 5, nem mesmo necessariamente o melhor (note que a robustez à incerteza de parâmetro é omitida). No entanto, os parâmetros definidos configuram-se como uma abordagem adequada para especifica o projeto de um servomecanismo linear (COLGATE; HOGAN, 1988).

As especificações de projeto para um "Controlador de Interação" serão um pouco diferentes. A estrutura hierárquica é mostrada na Figura 16.

Figura 16: Especificações de projeto para “Controlador de Interação”.



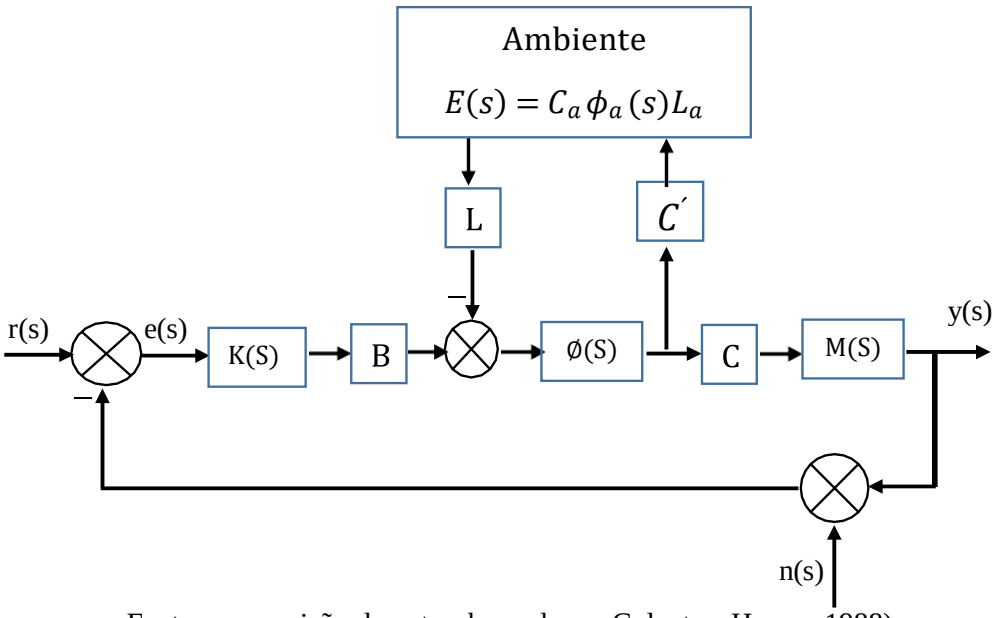
Fonte: composição do autor, baseado em Colgate e Hogan (1988)

A estabilidade do sistema isolado permanece primordial; entretanto, como se espera de um manipulador que ele interaja extensivamente com seu ambiente, a estabilidade acoplada é igualmente importante. A estabilidade acoplada pode, no entanto, ser "negociada" em favor do desempenho; O manipulador não precisa ser capaz de interagir de forma estável com cada ambiente concebível, mas apenas para aqueles que provavelmente estarão no seu caminho.

O comportamento interativo foi adicionado às especificações de desempenho, uma vez que a estabilidade é claramente um requisito insuficiente; O comportamente sensível é também requerido. Os outros requisitos são análogos aos especificados para o sistema do servomecanismo. No entanto, Colgate e Hogan (1988) preocupam-se neste trabalho apenas os três primeiros níveis desta hierarquia (figura 16). Na figura 17, mostra-se uma possível representação em diagrama de blocos de um sistema linear que ilustra as especificações para esta arquitetura de controle interativo.

Toda notação é idêntica à descrita para o diagrama da figura 08, exceto que E(s) representa a impedância do ponto de atuação de qualquer ambiente linear e passivo com o qual o manipulador possa se acoplar (assumindo que um ambiente passivo elimina a dificuldade de ambientes instáveis).

Figura 17: Diagrama de blocos estrutural de um sistema de "Controle de Interação".



Fonte: composição do autor, baseado em Colgate e Hogan, 1988)

L e C´ representam o acoplamento de entrada-saída do manipulador para este ambiente. $T(s)$, $S(s)$, $C(s)$, ω_b, e δ são definidos previamente. E define-se $Q(s)$, que contém a dinâmica de todo o sistema acoplado, pela expressão:

$$Q(s) = [I + \{L\,E(S)\mathrm{C}' + \mathrm{B\ K(S)}C\}\emptyset(S)]^{-1}\ \emptyset(S) \tag{16}$$

Um método de estabelecer especificações para o problema é escolher um sistema de destino que tenha o desempenho desejado, tanto em termos de comando como de comportamento interativo. Isso exigiria a seleção das matrizes B_t, $\emptyset_t(s)$, C_t,L_t e C'_t .

Então as especificações podem ser declaradas como se segue:

(i) Estabilidade Nominal: os polos de C(s) devem estar no semi-plano à esquerda do eixo $j\omega$ no planos S;

(ii) Estabilidade Acoplada: os polos de Q(s) devem estar no semi-plano à esquerda do eixo $j\omega$ no planos S, para qualquer possível E(s);

(iii) *Command Following:*

$ABS[\delta_{max}\{C(j\omega)\} - \delta_{max}\{C_t\emptyset_t(j\omega)B_t\}] \leq \delta$ para $\omega < \omega_b$

$ABS[\delta_{min}\{C(j\omega)\} - \delta_{min}\{C_t\emptyset_t(j\omega)B_t\}] \leq \delta$ para $\omega \leq \omega_b$

(iv) Comportamento Interativo:

Seja $Q_t(s) = [I + L_tE(S)C_t\emptyset_t(S)]^{-1}\emptyset_t(S)$, então

$ABS[\delta_{max}\{Q(j\omega)\} - \delta_{max}\{Q_t(j\omega)\}] \leq \delta$ para $\omega \leq \omega_b$

$ABS[\delta_{min}\{Q(j\omega)\} - \delta_{min}\{Q_t(j\omega)\}] \leq \delta$ para $\omega \leq \omega_b$

As especificações de sensibilidade e robustez ao ruído podem ser adicionadas posteriormente. A diferença mais notável entre essas especificações para aquelas do servomecanismo é a maneira pela qual as "perturbações" ambientais são tratadas.

O "controle de interação" abrange uma abordagem filosóficamente diferente no que se refere ao projeto do controlador, como manifestado nos conjuntos de especificações de projeto apresentados (COLGATE; HOGAN, 1988).

Ainda, algumas considerações sobre o controle de interação, introduzindo o conceito de “Controle de Complascência” e o de “Controle de Impedância”.

De acordo com Siciliano e Vilani (1999), as estratégias de controle de interação podem ser agrupadas em duas categorias:

- Aqueles que executam controle de força indireta e
- Aqueles que executam o controle de força direta.

A principal diferença entre as duas categorias é que na primeira (força indireta) consegue-se o controle de força através do controle de movimento, sem fechamento explícito de um circuito de realimentação de força. Essa categoria de controle de interação inclui o “Controle de Complascência”, ou rigidez (SALISBURY, 1980), projetado para alcançar um desejado comportamento estático da interação.

Na segunda estratégia de controle (força direta), em vez disso, oferece-se a possibilidade de controlar a força de contato para um valor desejado, graças justamente à existência de um circuito de realimentação de força. É a categoria de controle de interação que traz o “Controle de Impedância” (Hogan, 1985), onde o erro de posição está relacionado à força de contato através de uma rigidez mecânica ou impedância de parâmetros ajustáveis. Para conseguir um desejado comportamento dinâmico, a massa real e amortecimento no contato devem ser considerados além da rigidez, levando ao controle de impedância (SICILIANO; VILANI, 2000).

2.5 Apresentando o “Controle de Impedância”

A manipulação robótica em aplicações fora do ambiente industrial (comumente estruturado) envolve algoritmos de controle bem mais sofisticados que os tradicionais controladores de posição, como o PID (proporcional mais integral mais derivativo) associado, por exemplo, a trajetórias ponto-a-ponto no espaço da articulação (PEDRO et al., 2013).

Muitas estratégias de controle têm sido testadas desde o final da década de 80, como controle híbrido de força e posição (RAIBERT; CRAIG, 1980), *compliant control* (KAZEROONI; HOUP, 1986), *kinestatic control* (GRIFFIS, 1991), controle de força (SICILIANO; VILLANI, 2000).

Estas estratégias, contudo, estão direcionadas para o tratamento da interação manipulador-ambiente durante a ocorrência do contato. São bem poucas as propostas que consideram as etapas na mudança da condição de contorno como estabelecimento e perda de contato. Outros autores consideraram estratégias combinadas para tratar o chaveamento de estados no acoplamento/desacoplamento.

Estas estratégias adotam a troca da lei de controle à cada etapa da manipulação robótica, considerando desta forma o "estado do robô" (HYDE et al., 1997; OKAMURA et al., 2000).

Porém, não é fácil sincronizar a troca dos algoritmos de controle com a mudança de fase da manipulação, além do que, nesses casos, há a dependência de sensores sofisticados: (força) na detecção da colisão ou (visão) na previsão da colisão.

O controle de impedância, proposto em três partes por Neville Hogan (1985) (Newman Laboratoty, MIT), obteve imensa repercussão na comunidade acadêmica, (BONITZ; HSIA, 1996; GOLDENBERG, 1988; LIPPIELLO et al., 2007; MOOSAVIAN; PAPADOPOULOS, 1998; SCHLEGL, 2001; SCHNEIDER; CANNON, 1992; XU; LI, 2008). Tem sido uma estratégia recorrente no trato do problema de chaveamento entre estados.

Mas, o que há de tão atraente na proposta de Hogan (1985)

(i) O Controle de Impedância estabelece uma lei de controle capaz de manipular a interação física de sistemas robóticos em diferentes condições de trabalho do manipulador: movimentação livre no espaço, onde as forças com o ambiente são desprezíveis ($\partial W = F\partial x \approx 0$); e situações nas quais o trabalho realizado pelo robô sobre o ambiente não pode ser desconsiderado ($\partial W = F\partial x \neq 0$);

(ii) O controlador é capaz de estabelecer e perder contato de forma estável, uma vez que os efeitos dinâmicos (oscilações, tempo de resposta e de acomodação) deixam de ser indesejáveis e passam a fazer parte do comportamento do sistema;

(iii) Não há necessidade de troca entre controladores para diferentes condições de trabalho do robô;

(iv) O comportamento de impedância do manipulador pode ser caracterizado atribuindo-se ao controlador propriedades dinâmicas de um sistema: inércia, rigidez, amortecimento. A modificação dos parâmetros de impedância permite o ajuste dinâmico do acoplamento entre robô e ambiente (objeto) de acordo com a necessidade.

2.5.1 Suposições de Contorno para Garantia da Superposição dos Efeitos

A separação da ação do controlador em um vetor componente de movimento e um componente de impedância (com propriedades de um tensor) pode ser investigada para uma classe geral de manipuladores controlados não-lineares, mas alguma suposição sobre a estrutura do controlador ainda é obrigatória. Numa relação estática entre força e posição, o componente nodal[2] da relação é a parte que pode ser mantida invariante a uma mudança nas coordenadas da porta de interação, enquanto o manipulador se move.

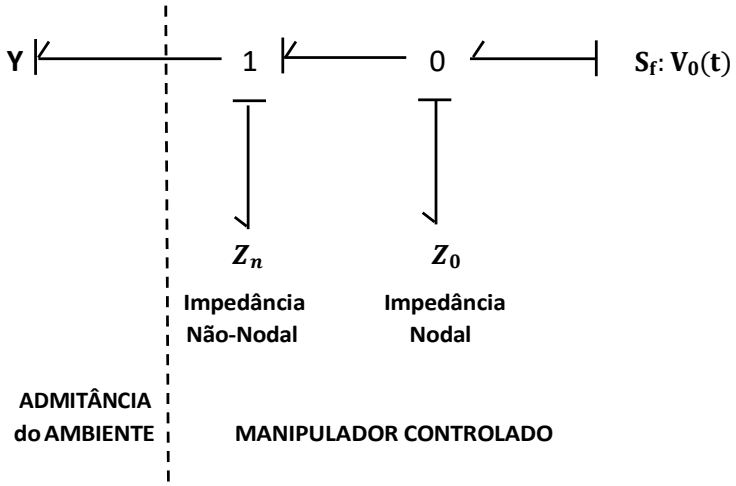
Esta relação pode ser descrita em termos do deslocamento do *end-point* em vez de relacionada a uma posição absoluta do *end-point*. A relação geral entre força e posição pode incluir componentes não-nodais, relações que só podem ser descritas em termos da posição do *end-point* em algum quadro de referência fixo.

Os componentes não-nodais devem ser acoplados a um uma articulação compartilhada pelo manipulador e a admitância do ambiente (em série – “1” no diagrama *bond graph*), como mostra-se na figura 18.

---

[2] *Nodicidade:refere-se a invariância da equação de um elemento à alternância do valor de referência (original) de seu argumento.*

Figura 18: *Bond Graph* da representação de uma rede equivalente da estrutura mínima necessária de uma máquina controlada por impedância, incluindo tanto a impedância nodal (Zo) como a não-nodal (Zn).



Fonte: composição do autor, baseada em Hogan (1985)

No entanto, na maioria das situações práticas, a principal preocupação é o de ser capaz de especificar posições da peça manipulada na área de trabalho e ser capaz de de controlar aspectos do comportamento da peça manipulada em qualquer um destas posições.

Por conseguinte, a preocupação imediata desta modelagem é com o componente nodal da impedância (HOGAN 1985). O equivalente de Norton ou Thevenin estão garantidos para redes cujos sistemas são lineares e sob condições de estado estacionário e frequência controlada. Com sistemas não-lineares (como os usuais) algumas dificuldades são encontradas. O conceito básico subjacente tanto de Thévenin ou Norton é a separação dos efeitos de transmissão de energia unilaterais pelos efeitos de interação dinâmica bilaterais.

 # Para qualquer sistema físico geral, o termo fonte equivalente visto em uma porta de interação é definido como aquela necessária para assegurar um fluxo de potência zero através a porta.

As <u>variáveis de porta da equação diferencial relacionada</u> sob condições de fluxo de potência líquida zero são a impedância ou admitância. Note-se que a não-linearidade não entra nestas definições. Contudo, a estrutura da articulação (esforço comum ou fluxo comum) envolve as propriedades da superposição das redes equivalentes de Norton ou Thevenin, garantida apenas para sistemas lineares.

Isto significa que num sistema não linear a separação de efeitos ainda é possível, mas remontar as peças nem sempre é elementar. Desta forma, as propriedades de superposição podem ser preservadas assumindo-se que:

a) a estrutura do controlador manipulador é tal que é sempre capaz determinar-se uma posição de equilíbrio de um objeto inercial não “constrangido” (não-forçado).

b) Se o sistema não está em equilíbrio, assumi-se que o conjunto de comandos (que pode, em geral, variar com o tempo) está "congelado" em sua corrente instantânea de valores e impõe-se condição de estado estacionário.

O comportamento do manipulador (supostamente nodal) é, então, caracterizado por uma relação estática entre força e posição (modulado pelo conjunto de comando).

$$F = S(X): \{C\} \tag{17}$$

Por hipótese o manipulador está interagindo com objeto inercial não “constrangido”, assim, no equilíbrio, em estado estacionário a força de interface é zero.

Agora, assmindo-se que a interface de esforço zero define uma posição de equilíbrio única, a classe de impedâncias consideradas, é limitada, de modo que, se o gradiente da força estática / relação posição é diferente de zero, a força nula define uma posição única. Como resultado, o conjunto de comandos sempre define uma posição de equilíbrio equivalente.

$$X_0 = X_0: \{C\} \tag{18}$$

Esta é a posição em relação a qual os deslocamentos para a impedância nodal de entrada são medidos. Pode ser considerada como a posição que o manipulador se posiciona em qualquer ponto no tempo.

A posição real do ponto final do manipulador pode, é claro, ser diferente e, como os comandos podem mudar com o tempo, o manipulador nunca precisa alcançar a posição Xo.

Consequentemente, esta posição não precisa ser restrita para ficar dentro da área de trabalho do manipulador. Para manter uma distinção clara, Xo é referido como uma "posição virtual" e Xo (t) referido como uma "trajetória virtual".

Para definir a trajetória virtual, o comportamento do manipulador controlado foi decomposto em um vetor de variáveis de porta (manipuláveis) e a relação entre as variáveis de porta definida como uma impedância (manipulável).

O valor deste exercício é que, por definição, os dois componentes podem agora ser reagrupados de forma simples; representado por uma articulação em paralelo ("0" no diagrama *bond graph* da figura 11). Desta forma, uma ampla classe de manipuladores pode ser estruturada por uma rede equivalente de Norton mesmo sendo não-lineares.

O comportamento do manipulador (supondo um determinado Estado do sistema) pode agora ser escrito como:

Fonte Virtual

$$V_0 = V_0 : \{C\} \tag{19}$$

Equações de Articulação

$$f = V_0 - V \tag{20}$$

$$\frac{dz}{dt} = Zs(z, f) : \{C\} \tag{21}$$

Impedância Nodal

$$F = Zo(z, f) : \{C\} \tag{22}$$

Como antes, seguindo a convenção padrão do gráfico de ligação (Bond Graph), figura 11, a imposição de uma posição virtual ou uma trajetória virtual foi representada por uma fonte de fluxo S_f.

Escrevendo a admitância do ambiente na forma geral:

$$\frac{dy}{dt} = Ys(y, F) \tag{23}$$

Admitância

$$V = Yo(y) \tag{24}$$

Os dois conjuntos de equações podem ser combinados para escrever o sistema de equações completo no formato padrão (integrável):

$$\frac{dz}{dt} = Zs[z, (V_0{:}\{C\} - Yo(y))]{:}\{C\} \tag{25}$$

$$\frac{dy}{dt} = Ys[y, Zo(z, [V_0{:}\{C\} - Yo(y)])]{:}\{C\} \tag{26}$$

$$F = Zo(z, [V_0{:}\{C\} - Yo(y)]){:}\{C\} \tag{27}$$

$$V = Yo(y) \tag{28}$$

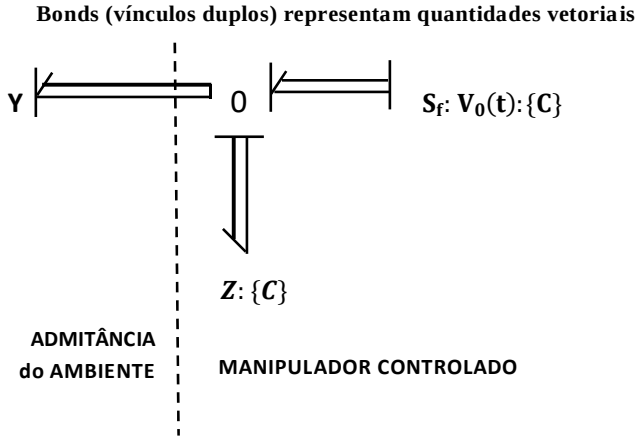
O objetivo da discussão foi demonstrar que uma ampla classe de manipuladores não-lineares pode ser representada por uma rede equivalente simples.

As únicas suposições assumidas foram:

- ✓ O manipulador é suficientemente controlável;
- ✓ Poder determinar uma posição de equilíbrio de um objeto inercial (não forçado), tais como uma massa;
- ✓ A porta de impedância é nodal, e que a sua componente estática é tal que, se a sua inclinação é diferente de zero, então um esforço-zero define uma única posição. Não é um conjunto muito restritivo de suposições.

O comportamento do Controle de impedância de um manipulador multi-eixo interagindo com um ambiente do tipo admitância pode ser representado pelo *bon graph* mostrado na Figura 19, que é uma generalização de uma rede equivalente de Norton.

Figura 19: *Bond Graph* da representação de um manipulador multi-eixos com impedância nodal controlada interagindo com a admitância do ambiente. O *bond graph* para o manipulador é uma rede equivalente generalizada de Norton.



Fonte: composição do autor, baseada em Hogan (1985)

Este gráfico fornece uma representação compacta da manipulação, e estabelece o paralelo com a rede padrão equivalente de Norton de forma simples: as propriedades da superposição para redes equivalentes Norton foram preservadas.

2.5.2 Superposição de impedâncias: Bond Graph - Equivalente de Norton

Para entender os conceitos de interação a partir de análise do gráfico de ligação (*Bond Graph*) a análise da dinâmica do sistema é muito útil, particularmente o conceito de causalidade[3].

Assumindo que nenhum algoritmo de controle pode fazer um exame físico do comportamento de um sistema como algo além do sistema físico, os conceitos de redes *bond graphs* podem ser aplicados para descrever a forma como o controlador pode modificar o comportamento do manipulador.

---

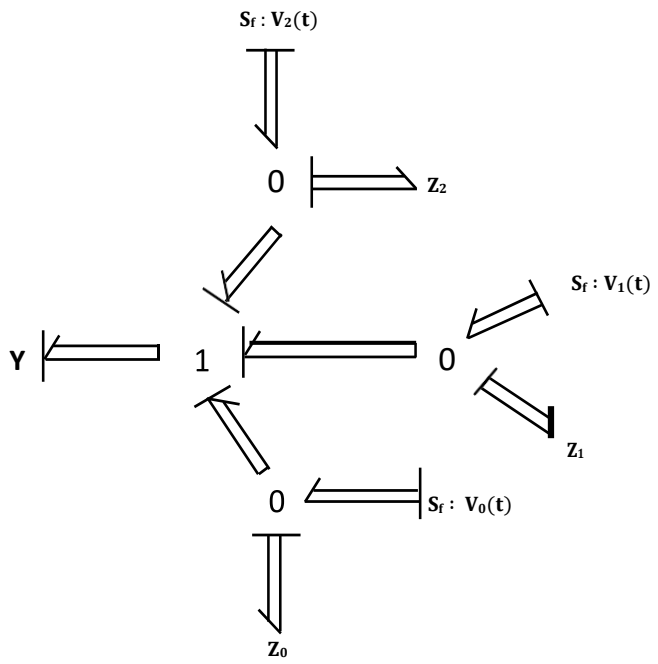
[3] *Causalidade: Ao longo de qualquer grau de liberdade, o fluxo de potência instantânea entre dois ou mais sistemas físicos (o próprio sistema e seu ambiente, por exemplo) é definido pelo produto das variáveis conjugadas: um esforço (força, tensão, etc.) e um fluxo (velocidade, corrente, etc.).*

Uma consequência louvável do Controle de Impedância é poder “dissecar” o comportamento dinâmico do manipulador em um conjunto de componentes de impedância e depois “remontar”, por simples adição, mesmo quando algum componente (ou todos) apresenta comportamento não-linear.

Uma decorrência do fato de que o ambiente é uma admitância - uma admitância age para “somar” qualquer impedância acoplada a ela **(princípio da dualidade)**. Devido a inevitável inércia dinâmica do manipulador isolado, a superposição se mantém, mesmo quando o manipulador é desacoplado; diferentes ações do controlador destinadas a satisfazer simultaneamente diferentes tarefas, admitem a superposição dos efeitos.

Cada componente da tarefa pode ser representado por uma rede generalizada Norton equivalente, cada qual referente a um nó diferente (ou posição virtual) como mostra-se na Figura 20.

Figura 20: B*ond Graph* de uma rede equivalente representando a superposição de várias impedâncias acopladas a uma admitância. Cada componente da impedância total é representado por uma rede equivalente generalizada de Norton. As impedâncias não-nodais podem ser incluídas neste sistema, definindo a fonte de fluxo virtual correspondente a zero.



Fonte: composição do autor, baseada em Hogan (1985)

Note-se que qualquer componente não-nodal do comportamento do manipulador pode ser incluído nesta rede equivalente associando-o a uma fonte de fluxo identicamente igual a zero e, assim, a hipótese de nocicidade feita anteriormente não é restritiva.

2.5.3 Implementação Clássica do "Controle de Impedância"

A distinção entre o controle de impedância e as abordagens mais convencionais para o controle de manipuladores se explica pelo seguinte: o controlador tenta implementar uma relação dinâmica entre as variáveis do manipulador, como posição e força do *end-point* ao invés de apenas controlar estas variáveis sozinho.

Essa mudança de perspectiva resulta em uma simplificação de vários problemas de controle. Por exemplo, o controle dessa relação dinâmica entre força e posição permite "capacitar" o manipulador a apresentar um comportamento de segunda ordem (massa, mola e amortecedor).

A literatura é farta sobre os métodos para a implementação de um caminho cartesiano planejado do *end point* (PAUL, 1979, 1981).

A abordagem é amplamente utilizada no controle de manipuladores industriais e há algumas evidências de uma estratégia similar de controle de movimento em sistemas biológicos (ABEND et al., 1982; MORASSO, 1981).

De fato, a tarefa a ser cumprida pelo robô, normalmente é descrita no espaço cartesiano, mais especificamente no sistema de coordenadas do centro do *end point*, muitas vezes chamado de Ponto Central da Ferramenta (do inglês, *tool center point*). Essas razões apontam para a implementação do controlador no espaço cartesiano.

O termo de ordem mais baixa em qualquer impedância é a relação entre a força estática de saída e o deslocamento de entrada, uma rigidez.

Pressupostos, (HOGAN, 1985):

(i) concomitantemente com a operação em curso para o controle do robô, assume-se contar com atuadores capazes de gerar forças comandadas (ou torques), $\boldsymbol{T_{at}}$;

(ii) assume-se também a presença de sensores capazes de observar a posição do atuador (ou ângulo), θ;

(iii) além da seguinte aproximação: existe uma relação puramente cinemática (ou seja, sem efeitos elásticos estruturais) entre a posição do atuador e a posição do *end point* $X = L(\theta)$[4].

2.5.4 Descrição do Equacionamento para o "Controle de Impedância"

Agora podemos pensar no projeto de uma lei de controle de impedância iniciando o equacionamento pela equação de equilíbrio do *end point* com o ambiente; objetivo: implementar no atuador coordenadas de uma relação desejada entre a força do *end-point* (força de interface), $\boldsymbol{F_{int}}$, e a posição, X.

Relações força-posição do *end point*

Definindo a posição de equilíbrio desejado para o *end point*, na ausência de forças ambientais, como Xo (a posição virtual), uma forma geral para a relação desejada força-posição é:

$$F_{int} = k[X_0 - X] \tag{29}$$

[4] *Esta equação desígna, na verdade, a relação de X com os ângulos de cada articulação do manipulador robótico; a equação da cinemática direta é representada por L.*

Computando agora a Jacobiana $J(\theta)$ do ângulo θ[5]:

$$dX = J(\theta)d\theta \tag{30}$$

A expressão que relaciona o torque nas articulações do atuador $\boldsymbol{T_{at}}$ com a força de interface no *end point* $\boldsymbol{F_{int}}$ é computada com o auxílio do princípio dos trabalhos virtuais, pela jacobiana transposta:

$$T_{at} = J^T(\theta)F_{int} \tag{31}$$

Substituindo-se a equação (13) na equação (15) e lembrando da definição de X ($X = L\ (\theta)$), pode-se expressar o torque nas articulações, causado pela relação de rigidez, como:

$$T_{at} = J^T(\theta)K[X_0 - L(\theta)] \tag{32}$$

Obs 1: Nenhuma restrição de linearidade foi colocada em $K[X_0 - X]$;

Obs 2: O deslocamento de X a partir de X_0 não precisa ser pequeno;

Obs 3: Note-se que o cálculo da Jacobiana inversa não é necessário nesta equação.

Uma suposição extremamente útil

As equações cinemáticas inversas de um manipulador para a determinação do histórico das articulações (posicionamento), necessárias para produzir o histórico da posição do *end point* são um dos problemas mais complexos nos controladores robóticos (PAUL, 1981).

Uma escolha conveniente da força de interface do end point $K[X_0 - X]$, tal qual a que considera o *end point* suficientemente rígido é um enorme facilitador para o problema, pois um controlador descrito pela equação (16) será capaz de controlar o deslocamento cartesiano (a posição do *end point*) sem a necessidade do cálculo da cinemática inversa.

---

[5] *O ângulo θ, na prática, representa o vetor dos valores dos ângulos de articulaçãodo manipulador.*

Desta feita, apenas as equações para a cinemática direta serão necessárias; uma consequência das suposições cuidadosas entre o comportamento dsejado e as relações mecânicas fundamenatais do manipulador, como também o fato de que o manipulador fora assumido como uma impedância.

Relações força-velocidade do *end point*

Outro termo importante na impedância do manipulador é a relação entre a força e velocidade. Mais uma vez, dadas as premissas acima, é simples definir uma lei de realimentação para implementar no atuador coordenadas de uma relação desejada entre força e velocidade do *end-point* tais como:

$$F_{int} = B[V_0 - V] \tag{33}$$

A partir da cinemática do manipulador, o valor da velocidade V pode ser relacionado pela Jacobiana com o vetor de velocidade das articulações:

$$V = J(\theta)\omega \tag{34}$$

Então, a equação que relaciona o torque nas articulações do atuador $\boldsymbol{T_{act}}$ causado pela ralação de amortecimento B pode ser computada como:

$$T_{at} = J^T(\theta)B[V_0 - J(\theta)\omega] \tag{35}$$

Obs 1: Novamente não é necessário o uso da Jacobiana inversa nesta equação;
Obs 2: $B[V_0 - V]$ não precisa ser linear.

 # O comportamento do manipulador deve ser tão simples quanto possível, mas não "mais simples que isto!".

As equações anteriores não levam em conta a inércia, atrito, ou a dinâmica gravitacional do manipulador. Sob algumas circunstâncias, isto pode ser razoável, mas, em muitas situações estes efeitos não podem ser neglicenciados.

Para assegurar a viabilidade da escolha dinâmica da impedância a ser aplicada deve-se ter em mente o comportamento dinâmico dominante do manipulador.

A escolha é um compromisso entre manter a complexidade do controlador dentro de limites gerenciáveis, assegurando que o comportamento imposto reflete adequadamente o comportamento dinâmico real do sistema controlado.

As suposições aceitáveis, dependem tanto do próprio manipulador como do ambiente em que ele está inserido. Por exemplo, um manipulador destinado para aplicações subaquáticas vai operar em um ambiente predominantemente viscoso e pode ser razoável ignorar-se os efeitos de inércia.

Em contraste, um manipulador previsto para a operação de uma órbita de queda livre vai encontrar um ambiente predominantemente inercial. Para aplicações terrestres (como é o caso) ambos os efeitos gravitacional e inercial são importantes.

Comportamento Dominante do Manipulador

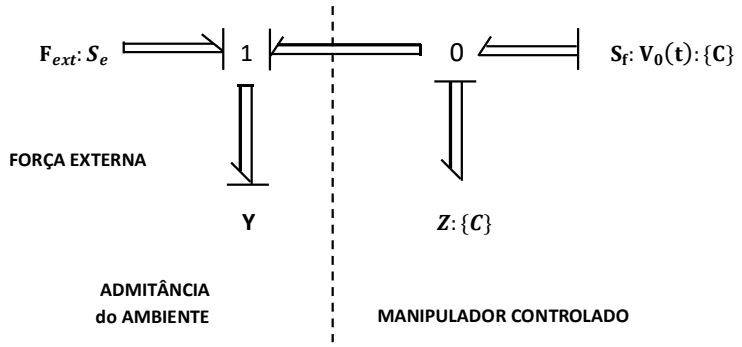
É razoável assumir que o controlador comporta-se como uma massa conduzida por forças dependentes do movimento (2ª ordem) no deslocamento ao longo de cada grau de liberdade (DOF, *Degree of freedom*).

Relação Bilateral Manipulador-Ambiente

Quando o manipulador é desacoplado do ambiente, o termo devido a ADMITÂNCIA desaparece. O manipulador sozinho não precisa ter comportamento inercial. Na prática, o manipulador desacoplado ainda tem inércia (não-linear e dependente da configuração).

Conclusão: o sistema controlado (tanto no acoplamento ou desacoplamento do ambiente) é representado por uma entrada acoplada a uma IMPEDÂNCIA, como mostra o *bond graph* apresentado na figura 21.

Figura 21: *Bond graph* da representação da rede equivalente de um manipulador controlado por impedância interagindo com a admitância do ambiente. Cada ligação (*bond*) representa um vetor de fluxos de energia ao longo de vários graus de liberdade.



Fonte: composição do autor, baseada em Hogan (1985)

Nenhuma estratégia fisicamente realizável pode eliminar os efeitos de inércia de um manipulador, mas a inércia aparente “enxergada” no *end point* pode ser modificada. A abordagem adotada para lidar com o comportamento do manipulador inercial visa "mascarar" a verdadeira dinâmica de inércias não-lineares do manipulador e impor dinâmica mais simples, aquelas de um corpo rígido.

A maioria das tarefas de manipulação está fundamentalmente descrita em coordenadas relativas, isto é, em termos do deslocamento e rotações em relação a uma peça de trabalho, ou ferramenta de fixação cuja localização na área de trabalho não é conhecida antecipadamente com certeza.

Como resultado, o planejamento e a execução da tarefa serão simplificados se o comportamento inercial do *end point* é modificado para ser o de um corpo rígido; como um tensor de inércia M que permanece invariante sob translação e rotação dos eixos coordenados. Isto é conseguido se:

$$M = \begin{matrix} m & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & I & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & I & 0 \\ [0 & 0 & 0 & 0 & 0 & I] \end{matrix} \tag{36}$$

Esse tensor de inércia (análogo ao de um corpo rígido, como o de um cubo de densidade uniforme) elimina a complexidade do produto das velocidades angulares nas equações de Euler para o movimento de um corpo rígido, (CRANDALL et al., 1968) e garante que, se o sistema está em repouso a força aplicada e os vetores da aceleração resultante são colineares.

Para representar comportamento de segunda ordem dominante do manipulador as forças interface não inerciais são assumidas dependerem apenas do deslocamento, velocidade e tempo:

$$F_{int} = F(X, V) - M\frac{dV}{dt} \tag{37}$$

Se o comportamento não inercial a ser imposto é NODAL, isto pode ser escrito em termos de um deslocamento a partir de uma posição comandada X_0 (variável no tempo):

$$F_{int} = F(X_0 - X, V_0 - V) - M\frac{dV}{dt} \tag{38}$$

Embora possa haver casos em que o comportamento viscoelástico não-linear é útil, por simplicidade podem ser separados os termos dependentes de posição e de velocidade:

$$F_{int} = (K[X_0 - X] + B[V_0 - V]) - M\frac{dV}{dt} \tag{39}$$

Todos os parâmetros nessa expressão são implicitamente assumidos como sendo funções do conjunto de comandos de controle {C} e do tempo t.

Esse conjunto de pressupostos define um comportamento alvo, que inclui efeitos inerciais. Os dois primeiros termos são as impedâncias de posição e velocidade dependentes das equações (37) e (38).

Se o ambiente é um corpo rígido simples atuado por forças imprevisíveis (ou meramente imprevisíveis), suas equações dinâmicas são:

$$M_e \frac{dV}{dt} = F_{ext} + F_{int} \tag{40}$$

E as equações do movimento acoplado para o sistema completo da figura 11, são:

$$(M_e + M) \frac{dV}{dt} = K[X_0 - X] + B[V_0 - V] + F_{ext} \tag{41}$$

Observa-se que, nesse caso, as equações para o sistema tanto acopladas como as desacopladas têm a mesma forma de segunda ordem.

Para implementar o comportamento alvo da equação (39), a abordagem utilizada foi a de expressar as desejadas coordenadas cartesianas de impedância em coordenadas do atuador (as transformações cinemáticas entre coordenadas do atuador e a coordenada do *end point* fornecem informações suficientes para fazer isso) e, em seguida, usar um modelo da dinâmica do manipulador para obter as equações do controlador.

Para proporcionar um modelo adequado da dinâmica do manipulador, a cinemática, inércia, efeitos gravitacionais e fricção, são assumidas como:

$$I(\theta) \frac{d\omega}{dt} + C(\theta, \omega) + V(\omega) + S(\theta) = T_{at} + T_{int} \tag{42}$$

Uma expressão para obter o torque do atuador como uma função da posição e velocidade do atuador e a força do *end point*, pode ser obtida por substituição.

O desenvolvimento mostrado a seguir, utiliza como ponto de partida a equação (39) que apresenta o comportamento desejado do *end point* a ser imposto ao manipulador e a equação (42) que apresenta o modelo dinâmico adequado do manipulador.

Na equação (42), $I(\theta)$ é o tensor de inércia para o manipulador (dependente da configuração), $C\ (\theta,\ \omega)$ são os termos de acoplamento inerciais (devido às acelerações centrípeta e de Coriolis), V(ω) inclui quaisquer forças dependentes da velocidade (por exemplo, atrito) e S (θ) inclui quaisquer forças dependentes da configuração estática (por exemplo, força gravitacional).

Qualquer dinâmica do atuador foi desprezada. As forças ou torques do atuador, T_{at} , são assumidas como sendo a entrada de controle do manipulador.

A equação para o comportamento desejado pode ser considerada como uma especificação da aceleração desejada do *end point*, a qual é o resultado de uma força externa impressa na admitância do manipulador.

Aplicando-se a inversa do tensor M na equação (39), tem-se:

$$\frac{dV}{dt} = M^{-1}K[X_0 - X] + M^{-1}B[V_0 - V] + M^{-1}F_{int} \tag{43}$$

A aceleração correspondente em coordenadas do atuador é obtida pela diferenciação das transformações cinemáticas, como:

$$\frac{dV}{dt} = J(\theta)\,\frac{d\omega}{dt} + G(\theta,\omega) \tag{44}$$

Onde:

$$G(\theta,\omega) = \{d\frac{[J(\theta)\omega]}{d\theta}\}\,\omega \tag{45}$$

e

$$\frac{d\omega}{dt} = J^{-1}(\theta)\,[\frac{dV}{dt} - G(\theta,\omega)] \tag{46}$$

Cada um dos termos de impedância no desejado comportamento do *end point* pode ser expresso em coordenadas do atuador utilizando as transformações cinemáticas:

$$K[X_0 - X] = K[X_0 - L(\theta)] \tag{47}$$

e

$$B[V_0 - V] = B[V_0 - J(\theta)\omega] \tag{48}$$

Para efeitos de concepção do controlador, cada um desses termos podem ser considerados como um componente de uma lei de controle de realimentação que relaciona o desejado torque de entrada de controle do atuador T_{at} com as variáveis, θ, ω, F_{int} , as quais podem ser adequadamente mensuradas.

A lei de realimentação de Controle de Impedância completa é então obtida por substituição, como se apresenta na [equação (50)]:

$$\begin{aligned} T_{at} = {} & I(\theta)J^{-1}(\theta)M^{-1}K[X_0 - L(\theta)] + S(\theta) + && \text{(termos da posição)} \\ & + I(\theta)J^{-1}(\theta)M^{-1}B[V_0 - J(\theta)\omega] + V(\omega) + && \text{(termos da velocidade)} \\ & + I(\theta)J^{-1}(\theta)M^{-1}F_{int} - J^T(\theta)F_{int} + && \text{(termos da força de interface)} \\ & + I(\theta)J^{-1}(\theta)G(\theta,\omega) + C(\theta,\omega) && \text{(termos do acoplamento inercial)} \end{aligned} \tag{50}$$

Obs: Embora esta equação requeira a Jacobiana inversa, não exige a inversão das equações cinemáticas. Apenas as equações cinemáticas diretas são necessárias. Isto é muito importante, uma vez que, em geral, não existe solução algébrica explícita (forma fechada) para as equações cinemáticas inversas referentes aos manipuladores.

A equação (50) determina o torque requerido do atuador em cada articulação para a lei de Controle de Impedância. Nota-se que a equação é dependente de termos de inércia, acoplamento mecânico e de termos gravitacionais (PEDRO et al., 2013).

- ✓ Na primeira linha, reunem-se os termos dependentes da posição, como a rigidez K adotada e a gravidade, representada por $S(\theta)$;

- ✓ Na segunda linha, aparecem os termos dependentes da velocidade, como o amortecimento B adotado e as forças de atrito representadas por $V(\omega)$;
- ✓ Na terceira linha, estão os termos relativos às forças medidas;
- ✓ Na quarta e última linha, os termos dos acoplamentos inerciais, como forças devido a acelerações centrípetas e de Coriolis, $C(\theta, \omega)$.

2.5.5 Considerações adicionais

A lei de controle da equação (50) expressa o comportamento exigido a ser fornecido pelo controlador como uma impedância não-linear, em coordenadas do atuador. Pode ser entendida como uma lei de realimentação não-linear relativa a torques do atuador para observações da posição do atuador, velocidade e força de interface.

As variáveis de entrada (comandadas) são a posição cartesiana desejada (e velocidade) e os termos do desejado (possivelmente não linear) comportamento cartesiano dinâmico caracterizado por M, B $[*]$ e K $[*]$.

Muitas implementações desta lei de Controle de Impedância estão disponiveis na literatura, como em (COTTER, 1982; HOGAN; COTTER, 1982). Nestas referências uma lei de controle não-linear é utilizada num mecanismo planar de dois-elos servo-controlado (similar à ligação não-linear em um robô SCARA- *Selective Compliance Assembly Robot Arm*) para impor a dinâmica do *end point* em coordenadas cartesianas.

Se eliminan-se as forças de interface e torques nas equações (39) e (50), os termos dependentes do posicionamento e velocidade são reduzidos para formas diagonais lineares; esta implementação de controle de impedância assemelha-se ao método de Aceleração Resolvida (LUH et al., 1980).

No entanto, ao contrário da Aceleração Resolvida, o método do algoritmo de Controle de Impedância apresentado baseia-se no comportamento desejado do *end point*, o qual pode ser escolhido de forma racional utilizando abordagens, tais como a técnica de otimização apresentada na parte III **(**HOGAN, 1985).

Além disso, o algoritmo de Controle de Impedância inclui termos para lidar com perturbações externas. Sem os "termos de perturbação externos" (que não têm contrapartida no algoritmo da Aceleração Resolvida) o manipulador não é capaz de controlar a interação mecânica com o seu ambiente.

Ainda, reforça-se a afirmação de que a abordagem descrita para definir as equações do controlador não está restrita ao comportamento linear ordenado e também pode ser aplicada para alcançar os manipuladores acoplados não-lineares; comportamento mais geral da equação (37).

O controlador da equação (50) foi projetado por uma técnica que é semelhante aos métodos de Posicionamento-dos-Polos (TAKAHASHI; AUSLANDER, 1970), em que o comportamento desejado e um modelo do comportamento real do manipulador foram comparados algebricamente para derivar as equações do controlador.

Em comum com a maioria das abordagens para controlar o manipulador, esta abordagem é baseada em um modelo que também ignorou muitos aspectos do desempenho do manipulador real, particularmente a dinâmica dos atuadores e do sistema de transmissão. Além disso, como em muitas outras abordagens do método assume-se que o Jacobiano é invertível.

Esta técnica, é claro, apresenta uma abordagem possível para o projeto de um controlador no que se refere à implementação de uma desejada impedância cartesiana no *end point*, e, se assim se pode chamar de experiência em projeto de sistemas lineares sem “overstretching” a analogia com métodos, tais como o “Posicionamento de Polos”, nem sequer é provável que seja a melhor (HOGAN, 1985)].

Outras abordagens para projeto de controladores, como o modelo referenciado-método de Controle Adaptativo (DUBOWSKY; FORGES, 1979) são igualmente úteis, senão complementares.

2.6 Aspectos que Relacionam a Impedância Mecânica com o Controle Motor

Esta seção baseia-se resumidamente na cuidadosa revisão realizada por Mizrahi (2015).

O sistema motor humano beneficia-se de redundâncias neuromusculares notáveis. Uma tarefa motora é normalmente realizada com o envolvimento simultâneo de mais músculos do que aparentemente necessário. Além disso, uma determinada tarefa pode ser realizada de várias maneiras, cada uma envolvendo diferentes unidades motoras de vários músculos que têm de ser ordenadamente ativados e coordenados (MIZRAHI, 2015).

Demonstrou-se que o sistema nervoso central faz uso de estratégias simplificadoras para facilitar tarefas complexas através da criação de sinergias musculares que são unidas pela área cortical motora e sistemas aferentes (BIZZI; CHEUNG, 2013).

Do ponto de vista mecânico, o sistema músculo-esquelético é indeterminado, o número de forças musculares desconhecidas excede o número de equações disponíveis (MIZRAHI, 2011).

A origem da redundância neuromuscular é expressa nas vias descendentes do sistema nervoso central para o periférico. De fato, existem múltiplos caminhos para a execução de uma determinada tarefa motora, de modo que a mesma informação pode ser processada de diferentes maneiras.

Assim, um dado comando central pode resultar em diferentes combinações de ativação e, inversamente, comandos diferentes podem resultar no mesmo esquema de ativação. Um exemplo trivial surge quando um torque conjugado de intensidade requerida deve ser fornecido. Este binário pode ser produzido por num número infinito de formas, envolvendo uma co-contração [6] dos músculos antagonistas para várias intensidades de ativação (MIZRAHI, 2015).

---

[6] *Co-contração: Contração simultânea de músculos, tanto agonistas como antagonistas; 2. Ativação simultânea dos agonistas eantagonistas com o objetivo de nos dar mobilidade com estabilidade. Poência o tónus postural normal, isto é, forte o suficiente para opor-se à gravidade, mas não demasiado forte. Isso torna possíveis os movimentos suaves, graduados e coordenados. Fonte: dicionario -saude-e-fisioterapia, disponível em http://fisioterapiajoaomaia.blogspot.com.br/2013/04/.*

Do aspecto puramente mecânico, a existência de uma co-contração é realmente indesejável porque resulta em uma maior força conarticulaçãolíquida. No entanto, a co-contração é fisiologicamente benéfica porque facilita a estabilidade e a controlabilidade da postura e do movimento, às vezes ao custo da fadiga acelerada (GARDNER-MORSE; STROKES, 1998).

Uma questão interessante refere-se à possibilidade de resolver inequivocamente as forças musculares a partir da estimação dos torques de articulações. A redundância do sistema músculo-esquelético fornece inúmeras soluções possíveis para o problema de dividir o torque entre os músculos ativos (LEVIN et al., 2000; MIZRAHI; ADAM, 2002).

Assim, a indeterminação está associada a possíveis soluções do sistema de equações disponível. Métodos convencionais de endereçamento da indeterminação mecânica geralmente referem-se à implementação de critérios de otimização (BROOK et al., 1995; PRATIARCO et al., 1981), fornecendo equações suplementares que permitem eliminar soluções irrelevantes. No entanto, espera-se que o nível de indeterminação diminua com a redução da redundância (SUPONITSKY et al., 2008).

A este respeito, as informações sobre as atividades dos músculos, tal como expressas pelos seus eletromiogramas (EMGs), podem ser usadas na aferição das forças musculares e articulares e outras incógnitas das equações mecânicas músculo-esqueléticas (MIZRAHI, 2011).

A indeterminação do sistema locomotor também pode ser investigada pela implementação do método de agrupamento, em que os elementos materiais do corpo humano, por exemplo, músculos, tendões, ligamentos, ossos e articulações, são agrupados em unidades funcionais de modo que o sistema músculo-esquelético global é representado por um ou mais graus de liberdade (DOFs) como um mecanismo elástco amortecido, interligando as massas dos segmentos do corpo (MIZRAHI; DAILY, 2012).

Este método foi implementado para a modelagem de várias atividades físicas, incluindo o movimento para o membro superior e inferior [MUZZA-IVALDI; HOGAN; BIZZI, 1985; ROTH; SELIKTAR; MIZRAHI, 2011].

2.6.1 Considerações Adicionais: Impedância Mecânica

O conceito de impedância mecânica foi introduzido pela primeira vez por Firestone (1938). O conceito de "Controle de Impedância", como já dito, por Hogan (1985).

A relação complexa entre a cinemática de deformação (deslocamento / velocidade generalizada) e a dinâmica resultante (força / torque generalizado), como já visto na seção 2.1 é denominada impedância mecânica e define as características de rigidez linear e rotacional e de amortecimento do sistema considerado.

Na sua forma mais simples, a rigidez é definida como a relação entre a mudança de força para a mudança de deslocamento (KIM, 2011). Os componentes de impedância (rigidez, massa efetiva e amortecimento) são particularmente importantes para a função do membro, uma vez que neutralizam os efeitos de cargas aplicadas e distúrbios. De fato, deve ser feita uma distinção entre a impedância e admitância: enquanto a primeira relaciona cinemática de entrada com a dinâmica de saída resultante do sistema, a segunda relaciona a dinâmica de entrada com a cinemática de saída resultante.

A analogia elétrica destes dois termos é com resistência e condutância que, como em sistemas mecânicos, também são dependentes da freqüência.

Em sistemas lineares, essas duas representações são geralmente equivalentes e intercambiáveis. No entanto, em problemas não-lineares, como os relacionados à manipulação de objetos, estas duas grandezas não são intercambiáveis (HOGAN, 1985).

Impedância Média

Uma definição mais simples de impedância faz referência a rigidez média, definida como a relação entre a força generalizada (força ou torque) e o deslocamento geral generalizado (linear ou angular) para o sistema em consideração (membro ou articulação).

Similarmente, o amortecimento médio é obtido como a razão entre a força generalizada e a taxa de deslocamento generalizado. Em uma revisão de mola-amortecedor para sistemas aglomerados, os modelos foram categorizados como sendo passivos ou ativos. Nos modelos passivos, as propriedades mecânicas (rigidez e amortecimento) foram tratadas como sendo constantes, e nos modelos ativos, as propriedades mecânicas foram consideradas como adaptadas a cargas externas

Esta categorização contradiz, entretanto, outros estudos, que mostraram que não-linearidades da rigidez e amortecimento podem ser encontradas também no estado passivo. Estudos anteriores modelaram o corpo humano usando componentes aglomerados com rigidez média constante (NIKOOYAN; ZADPOOR, 2011).

Aplicações para Membro Superior

A impedância mecânica do membro superior é de bastante interesse por causa das muitas tarefas atribuídas ao membro superior, incluindo todas as tarefas manuais (como agarrar e / ou manipular) e realizar movimentos.

Para aferir a inércia do membro e a rigidez muscular testes de pêndulo de torsão foram implementados no membro superior (WALSH; WRIGTH, 1987).

Na concepção de um manipulador controlado por torque, a dinâmica do punho foi descrita (MIZHARI, 2015) por um sistema de inércia-mola-amortecedor de segunda ordem e não foi feita distinção entre viscoelasticidade muscular e rigidez reflexiva (SCHOUTEM et al., 2006). Um aparelho foi desenvolvido para quantificar as propriedades mecânicas dinâmicas médias durante os esforços musculares ativos, fornecendo uma perturbação externa ao membro superior através de um cabo.

A rigidez mecânica, o amortecimento e os elementos de massa efetivos foram determinados a partir do deslocamento livre da vibração calculando as mudanças de freqüência do sistema carregado externamente (SESTO; RADWIN; RICHARD, 2005).

Para o sistema mão-braço, a modelagem precoce com impedância fez uso de uma representação de duas articulações (cotovelo e pulso) com impedâncias lineares para resposta dinâmica à entrada de vibrações na mão. Verificou-se com isto que o sistema mão-braço pode ser modelado como um filtro mecânico passa-baixa que atenua as altas frequências (ROSENBAUM, 2001; SUGGS, 1974).

Nos trabalhos de Brook et al. (1995) um modelo dinâmico da biomecânica do dedo indicador foi investigado, incluindo todos os tendões e seus segmentos de momento variável assumiu uma rigidez constante. As medições de impedância dos dedos feitas sob perturbações suficientemente rápidas para impedir a interferência do reflexo espinal durante a aquisição de dados também assumiram impedância constante, como verifica-se em (FIORILLA et al., 2011).

2.6.2 Fatores que Afetam a Impedância Mecânica

A capacidade de sintonizar e/ou controlar a impedância mecânica das articulações dos membros é uma característica importante do sistema neuromuscular (HOGAN, 1985, 1990) e das próteses articulares multiarteriais (LEMAY; HOGAN; DORSTEN, 1998).

O ajuste da impedância mecânica facilita, por exemplo, a estabilização de objetos manuais no espaço, ou a atenuação de cargas de choque indesejadas resultantes de forças aplicadas externamente (FIORILLA et al., 2011; STROEVE, 1999; VOLPE; KHOSLA, 1990).

A impedância mecânica pode geralmente depender de numerosos fatores, incluindo ativação muscular, carga ou peso, condições de carga, posição ou postura do sistema (como o ângulo de articulação), propriedades de interface entre o corpo humano e a superfície de contato, Tarefas de aprendizagem e treinamento corporal, bem e condições fisiológicas, como bem-estar, atividade física constante ou não, fadiga e evidentemente a possível existência de várias patologias (MIZRAHI, 2015).

Ativação do Músculo

Sugeriu-se que, mecanicamente, um músculo fosse modelado como uma mola, cuja rigidez é uma função da sua ativação. Como com uma mola, a força de um músculo é uma função do seu comprimento (FELDMAN, 1966). Deve-se notar que nas articulações dos membros, a impedância também pode ser ajustada pelo nível de ativação dos músculos antagonistas da articulação. Assim, para um torque líquido requerido no membro superior, diferentes níveis de contração dos antagonistas resultarão em diferentes níveis de impedância e, consequentemente, em diferentes custos de energia desse torque líquido (FRANKLIN; GRANATA, 2007; HOGAN, 1990).

Nas articulações do cotovelo e do punho, usando um modelo com rigidez angular e viscosidade variável no tempo, observou-se que o fortalecimento antecipatório do músculo e a flexão antecipatória do membro cooperam para a ativação da resistência da mão a uma tarefa de captura e que, o reflexo a co-activação, produz um incremento adicional da rigidez e viscosidade das mãos para neutralizar o efeito de impacto (LACQUANITI; MAIOLI, 1989).

Considerações finais de Muzrahi (2015) sobre sua ampla revisão envolvendo aspectos da impedãncia mecânica e o controle motor:

- ✓ A capacidade de sintonizar e / ou controlar a impedância mecânica das articulações dos membros não é apenas uma característica importante do sistema neuromuscular, mas também tem grande relevância na concepção de manipuladores controlados por torque e dispositivos ortóticos ativos do tipo multiarticulações;

- ✓ Nos trabalhos iniciais, a impedância foi convenientemente assumida como sendo constante, resultando em modelos lineares, no entanto, trabalhos mais recentes têm repetidamente demonstrado que modelos lineares não conseguem prever o verdadeiro comportamento dinâmico dos sistemas modelados e que o uso de impedância mecânica constante pode não ser fisiologicamente aplicável. Portanto, é necessária a não-linearidade da impedância;

- ✓ Uma razão importante é que a impedância está intrinsecamente relacionada com o modo e a quantidade de ativação muscular envolvidos no desempenho de uma determinada tarefa. Deve-se notar, no entanto, que ao estimar os valores dos componentes não-lineares da impedância, deve-se tomar cuidado para evitar redundâncias;

- ✓ Tanto nas articulações do cotovelo como na dos ombros, a rigidez inclui um coeficiente constante, bem como um coeficiente dependente da velocidade angular, sem amortecimento. Estes resultados confirmaram que não era necessária uma ordem de não linearidade mais elevada. Este resultado deve ser considerado significativo nos problemas em que a representação constante da rigidez é insuficiente e nos casos em que a representação do sistema tem de ser melhorada;

- ✓ Esse problema tem grande relevância na impedância – deve-se prever estratégias de controle baseadas em dados que forneçam mecanismos pelos quais a rigidez e o amortecimento possam ser ajustados para acomodar as mudanças que ocorrem durante o movimento simultâneo e o transporte manual de objetos, visando ao mesmo tempo garantir sua estabilidade. Isso também lança luz sobre o projeto de braços robóticos artificiaias baseados no mecanismo da mola.

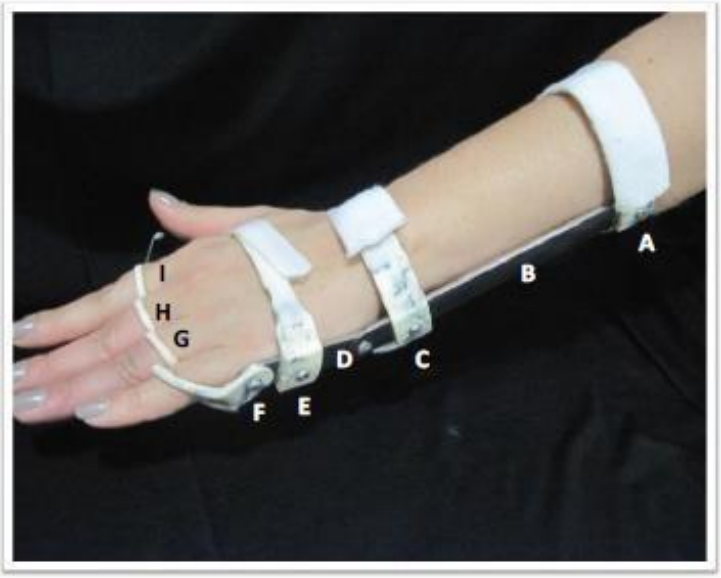
3 MATERIAIS

Neste capítulo pretende-se abordar aspectos do desenvolvimento da órtese objeto deste trabalho e com isto estabelecer argumentos para a discussão da hipótese de número I, como descrito na página 38. A hipótese I faz referência à órtese ativa como instrumento eficaz na colaboração de recuperação de portadores de artrite reumatoide em membros superiores. Esses argumentos serão revisitados e aplicados nos capítulos seguintes, capítulo 4 – Métodos e capítulo 5 – Discussão e Resultados, seja sustentar ou refutar esta hipótese.

3.1 A Órtese OLADUi

O conceito da órtese OLADU nasce na pesquisa de mestrado intitulada “Estudo e Projeto Conceitual de órtese Auto-Articulada para a Correção de Deformidade em Desvio Ulnar dos Dedos” (GOIA, 2012). O propósito dessa dissertação foi o projeto e desenvolvimento da OLADU para servir como uma órtese articulada, original e funcional com a função de corrigir o desvio ulnar dos dedos. A figura 22 mostra-se a primeira geração da OLADU.

Figura 22: Órtese para correção do Desvio Ulnar dos dedos OLADU.



Fonte: adaptado de Elui (2016, p.53)

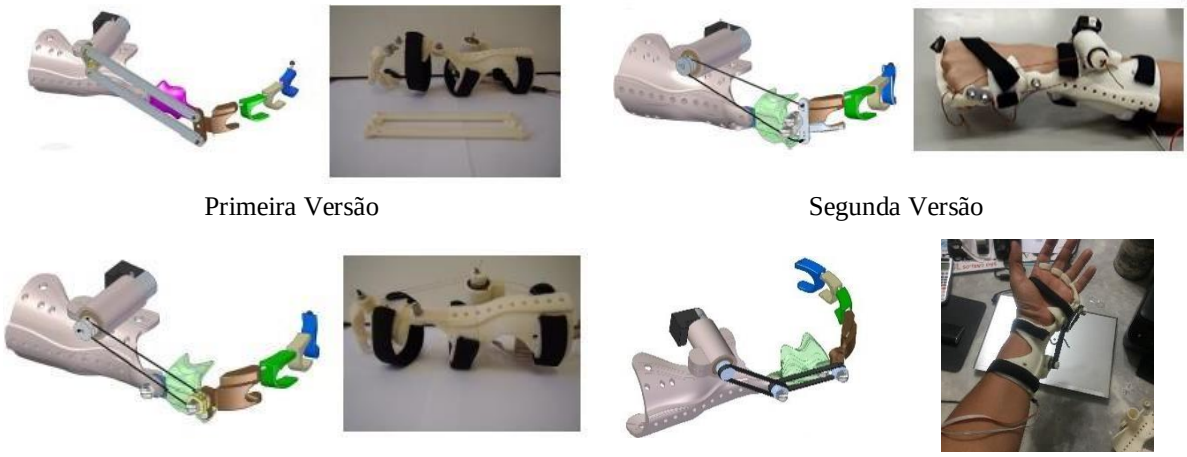
Relato de ELUI (2016, p.53):

> Com esta órtese foi possível verificar que a mesma faz a correção da deformidade de desvio ulnar dos dedos..., pode ser usada tanto do lado esquerdo quanto direito e segundo a opinião de voluntários, os ajustes dos anéis deslizantes na haste possibilitam conforto na colocação e retirada, além de permitir o uso da mão nas atividades cotidianas. Uma função que a órtese não conseguiu foi auxiliar na extensão das metacarpofalangenas, deformidade que acorre devido ao desalinhamento dos tendões extensores para o lado ulnar, onde o indivíduo perde a capacidade de "esticar" os dedos.

A órtese OLADUi é a terceira geração da família OLADU nascida para ser controlada dinâmica e ativamente (motor dc/*encoder*) por meio de uma estratégia de implementação do controle de interação (controle de impedância). A OLADU, recebe a lera "i" como uma alusão à "inteligente", uma característica de seu algoritmo de controle que se pretende interativo. Passa então a ser chamada de OLADUi.

A ideia de adicionar à OLADU um atuador externo, criando-se a versão OLADUi, visou justamente atender à demanda da necessidade funcional de "extensão dos dedos", a extensão das articulações metacarpofalangeanas (MFs). A figura 23 ilustar as quatro primeiras versões da OLAUi.

Figura 23: Versões da órtese OLADUi



Fonte: Elui (2016, p.113)

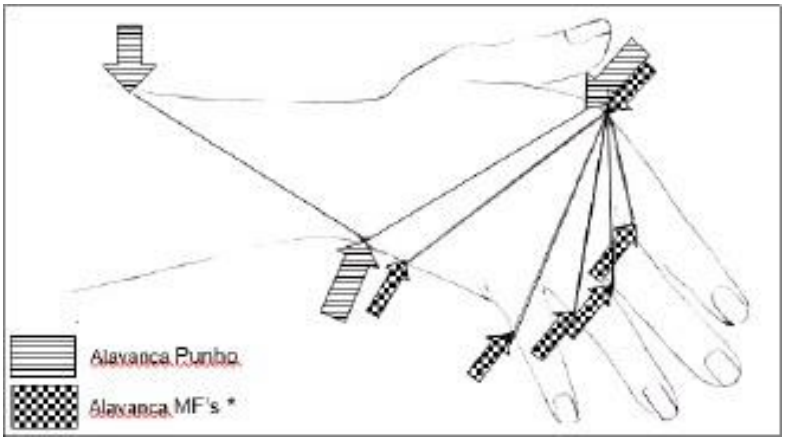
3.1.1 Materiais da Órtese OLADUi

O trabalho de Elui (2016) traz toda a parametrização e metodologia necessária para o entendimento do desenvolvimento, evolução e confecção das órteses da família OLADU.

A pesquisadora avalia que o cliente que utiliza a órtese para a correção do desvio ulnar, necessita de um dispositivo que proporcione o alinhamento das articulações do punho e das (MFs) dos dedos, para que se promova a correção da deformidade. O dinamismo articular da órtese visa permitir a movimentação do punho e dedos pelo usário-cliente. Foi pensada para ser leve, com pouco volume entral, fina em de espessura, mas rígida para a necessidade e anatomicamente projetada para acomodação de todos os dedos, facilitando sua funcionalidade.

O desenho foi de base lateral, composto por “três hastes” com fixação em três pontos: antebraço, parte distal do antebraço junto ao punho e região média dos metacarpianos (palma da mão). Esta configuração visa a distribuição mais equlibrada de forças (ELUI, 2016). A base teórica para os primeiros ensaios de confecção da órtese inspira-se no sistema de mobilização de alavanca de três pontos, explicado por Lede e Veldhoven (1998). O objetivo desta triangulação é adequar a melhor distribuição da pressão na ação e reação do conjunto braço-mão/órtese para alcançar a correção eficaz da deformidade (ELUI, 2016). O fato ilustra-se na figura 24.

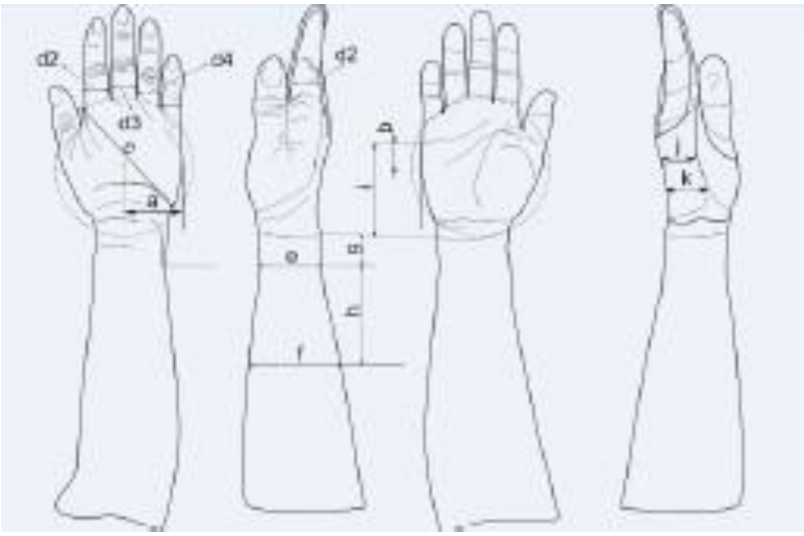
Figura 24: Forças aplicadas pela órtese no sistema de alavanca de três pontos visando a correção da deformidade do desvio ulnar.



Fonte: Goia (2012, p.43)

O modelo CAD (*Computer Aided Desing*) da órtese no *software Solid Edge* ST7 pode ser parametrizado com base na metodologia criada por Elui (2016). Esses dados referenciam medidas de dimensão antropométricas ambidestras, isto é do lado esquerdo ou lado direito, do antebraço, da mão e dos dedos do cliente aquém a órtese se destina. Tais medidas definidas como referência podem ser conferidas na figura 25, a seguir.

Figura 25: Medidas da órtese: e-antebraço distal; f-antebraço proximal; i-metacarpo lateral; j-espessura palma da mão distal; k-espessura palma mão proximal; c-diâmetro da palma; d2;d3;d4;d5-altura da falange proximal de cada dedo.



Fonte: Elui (2016, p.81)

Detalhes das medidas indicadas na figura 28 (Elui, 2016, p.66]:

i) O centro da mão e o raio que passa pela base do espaço interdigital formando o raio do círculo (em graus) que norteia a angulação dos anéis (medida c);

ii) Distâncias entre as pregas anatômicas da mão (referencias do eixo de movimento da articulação), para o desenho da peça denominada haste palmar tem-se a distância entre a prega palmar distal e a prega do punho proximal (distância i);

iii) Altura dos dedos, d1; d2: d3e d4, efetuadas com o antebraço em neutro e a distância entre o dorso e a região da palma do dedo (falange proximal);

iv) Altura do antebraço: medida da altura do antebraço a 2,5 cm da prega proximal do punho (medida e) e a 8,5cm distal medir novamente a altura (medida f).

As medidas ilustradas na figura 25 são realizadas com instrumentos padrão de metrologia (paquímetro e goniômetro) diretamente sobre a mão do usuário-cliente.

Estas medidas são exportadas para uma planilha MS Excel e enviadas ao CAD divididas em *Sketches* para a atualização das medidas de referência. As demais medidas são vinsuladas entre si no próprio CAD que então reconstrói as partes do modelo (ELUI, 2016).Elui (2016) relata que após relacionar todas as variáveis de entrada com a respectiva planilha do MS Excel, variou-se cada medida de entrada para valores em torno das medidas padrões, tanto para mais, quanto para menos com o propósito de verificar a funcionalidade da parametrização.

Na tabela 1 apresenta-se os intervalos nos quais cada dimensão foi variada, sem que nenhuma característica do modelo, como por exemplo, raios, extrusões ou cortes ficassem indefinidos.

Tabela 1: Intervalo Dimensional de Parametrização das Peças

Peças	Medidas	Valor (mm)	Valor mínimo (mm)	Valor máximo (mm)
Antebraço	"e"	430	350	590
	"f"	580	400	860
Palmar	"i"	630	350	800
Anel Bloqueio (5th	"b"	110	95	120
finger)	"a"	160	130	190
Anel D4 (4º dedo)	"a"	190	140	240
Anel D3 (3º dedo)	"a"	200	140	240
Anel D2 (2º dedo)	"a"	200	140	240

Fonte: Elui (2016, p.84)

Na tabela 2, indicam-se as medidas retiradas da mão deste pesquisador com referência à metodologia já descrita. Assim se faz com qualquer cliente em potencial. A tabela excel está vinculada ao *software Solid Edge*.

Então, a cada novo conjunto de dados inseridos na tabela e exportados ao *software* novas peças são redesenhadas automaticamente e gravadas na extensão "stl" para aí serem enviadas à máquina de prototipagem. Um processo dinâmico, customizado e rápido.

Tabela 2: Exemplo de dados medidos diretamente na mão deste pesquisador para o projeto personalizado das peças.

Componente da Órtes	Medida	Valor
Suporte do Antebraço	medida "e"	55
Suporte do Antebraço	medida "f"	77
Haste Palmar	medida "i"	55
Anel de Bloqueio (5º	medida "b"	110
Anel de Bloqueio (5º	medida "a"	18
Anel D4 (4º Metacarpo)	medida "a"	20
Anel D3 (3º Metacarpo)	medida "a"	22
Anel D2 (2º Metacarpo)	medida "a"	22
Centro (não editável)	-	17
Haste Palmar Curta	largura proximal	36
Haste Palmar Curta	largura distal	40

Fonte: próprio autor, baseado em metodologia de Elui (2016, p. 98)

Desta forma os protótipos personalizados são gerados em *Solid Edge* ST7 (CAD), gravado em STL (*STereo Lithography*), e exportados para uma Máquina de Manufatura Aditiva (MMA), no caso um equipamento AM *Dimension Elite* do fabricante *Stratasys*®, baseado na tecnologia FDM (*Fused Deposition Modeling*). A resolução dimensional do equipamento é de 0,178 mm mas pode variar até a espessura de camada de cerca de 0,254 mm, de acordo com a relação precisão necessária/velocidade de produção.

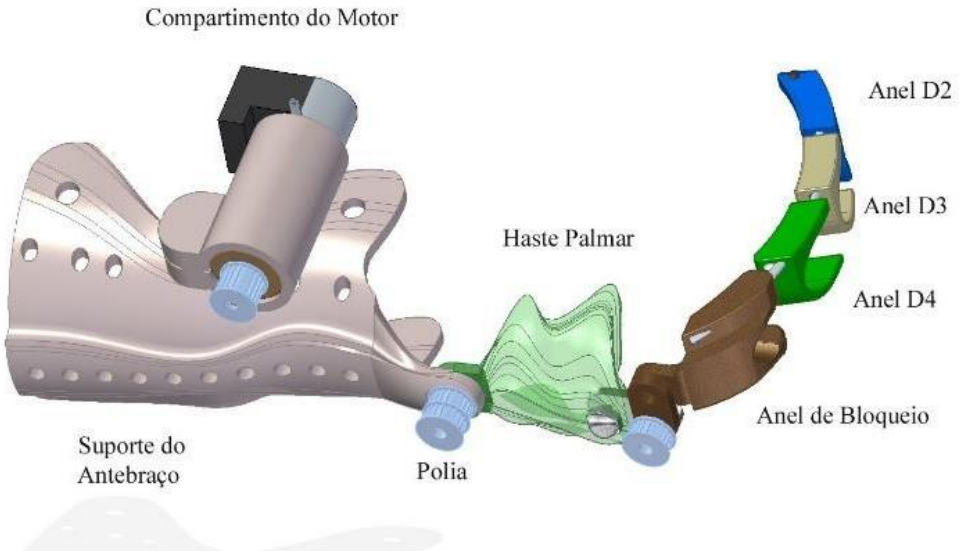
Todo o processo ocorreu no laboratório de Tribologia e Compósitos da Escola de Engenharia de São Carlos da Uiversidade de São Paulo EESC-USP, sob a supervisão do Prof Dr Carlos Alberto Fortulan.

A máquina AM *Dimension Elite* utiliza o *software* próprio *CatalystEX*, o qual realiza a interface entre os arquivos STL oriundos do CAD para conversão em trajetórias de impressão tridimensionais (3D), incluindo as estruturas de suporte.

As peças foram confeccionadas com o compósito termoplástico *Stratasys*® ABS*plus* utilizado pela AM *Dimension Elite*, segundo o fabricante até 40% mais resistente que o ABS convencional, ideal para produção de peças finas e resistentes, oferecido em várias cores.

O material utilizado para as estruturas de suporte é diferente do material utilizado para a confecção das peças, nesse caso o material utilizado foi o polímero SR30L, também da Stratasys®. A figura 26 traz o modelo CAD da órtese OLADUi na sua 4ª versão.

Figura 26: Modelo CAD da versão 4 da órtese OLADUi com a indicação de suas partes.

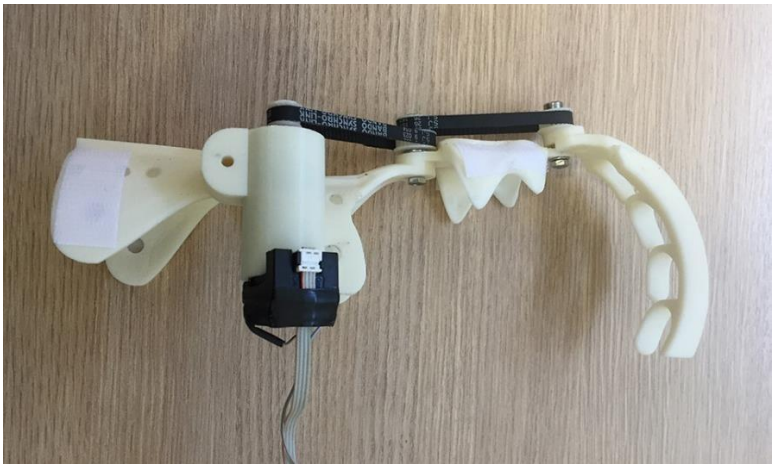


Fonte: composição do autor (baseado em imagens de arquivo no desenvolvimento do projeto)

Percebeu-se experimentalmente que o movimento do punho, por inserir mais um grau de liberdade ao conjunto, atrapalhava a dinâmica fisioterápica esperada para a órtese e então o movimento do punho foi suprimido. Surge a versão 4a da OLADUi, com duas partes: a calha de ajuste do antebraço e os dedais, agora a única peça a se movimentar.

A figura 27 apresenta esta alteração, e traz a OLADUi versão 4a.

Figura 27: Órtese OLADUi versão 4a, palmar únida à calha do antebraço.

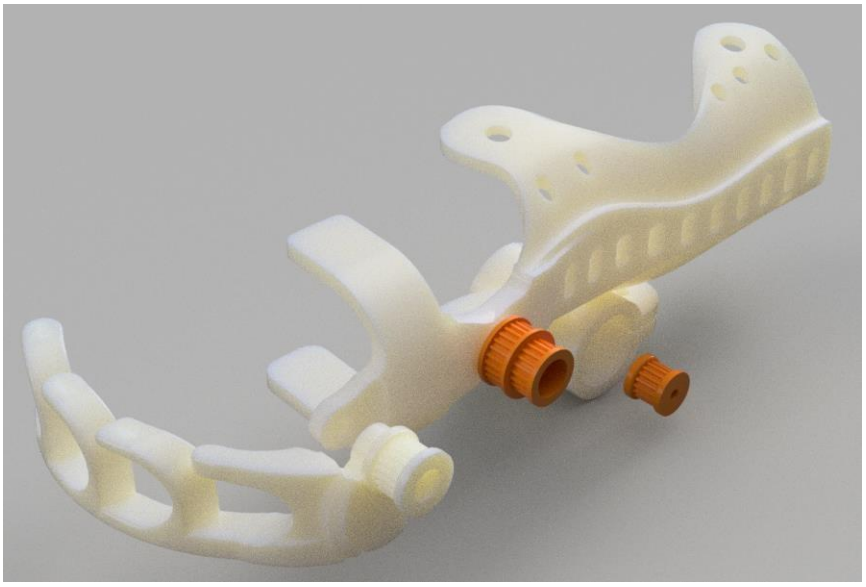


Fonte: composição do autor

Nesta versão a órtese OLADUi 4a evoluiu para uma articulação apenas, a dos dedos**.** Além disso**,** os dedais também foram unidos em uma peça única permitindo maior firmeza e homogeneidade ao movimento requerido de extensão dos dedos.

Na versão 4b da órtese OLADUi a palmar ganhou um prolongamento de ambos os lados, ajustando-se à mão do usuário-cliente de forma mais confortável conferindo também maior sustentação ao conjunto, o que favorece os movimentos sequenciais de extensão e flexão dos dedos exigidos nas sessões terapêuticas. A figura 28 ilustra a órtese OLADUi na sua versão 4b.

Figura 28: Ilustração CAD da órtese OLADUi 4b, com suas hastes de palmar estendidas.



Fonte: composição do autor (imagens de arquivo no desenvolvimento do projeto)

Na versão 4b da OLADUI, além da mudança na palmar outra mudança relevante foram os ajustes nos tamanhos das polias para melhorar a realção do torque transmitido ao motor.

A versão atual da OLADUi, a versão 5, é apresentada na figura 29. Seus ajustes estruturais foram fundamentais para o desenvolvimento dos testes. Um ajuste de alinhamento entre a estrutura da calha do antenbraço e a ponta de união aos dedais fixos, num ângulo de 5° diminuiu bastante um espaçamento existente entre o braço do voluntário e a órtese em função do desvio ulnar.

Além disso outro ajuste de diâmetro nas polias foi realizado. Desta feita o ajuste realizou-se nas quatro polias: nas duas intermediárias, na dos dedais como na polia do motor. O ganho de torque foi muito significativo. Os valores atuais de dimensionamento são informados adiante.

Figura 29: Partes estruturais da versão atual órtese OLADUi 5, dedais e calha do antebraço

Fonte: composição do autor

Demais Materiais Estruturais da OLADUi 5

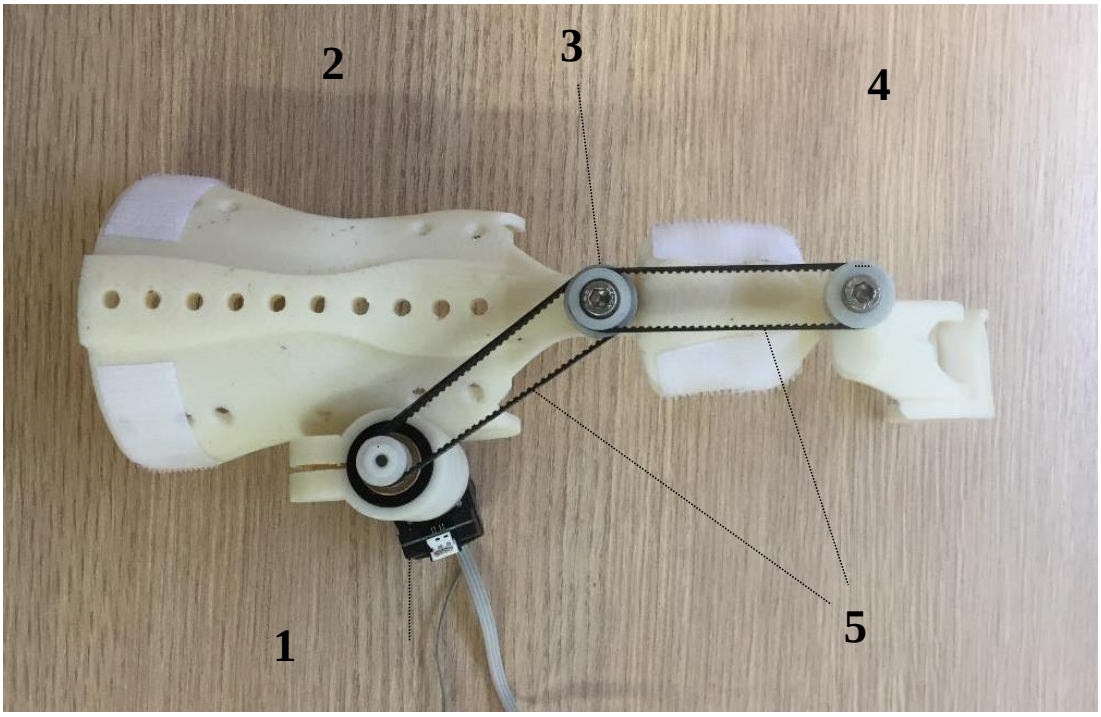
Além da estrutura plástica parametrizada da órtese propriamente dita, projetada e construída com teconolgia da manufatura aditiva, os seguintes materiais estruturais de conexão e fixação são utilizados para a OLADUi, versão 5:

- ✓ Porcas, arruelas e parafusos para conexão das partes da órtese: antebraço, palmar, motor; Chave Allen e alicate de bico fino para o manuseio na montagem;
- ✓ Dois minirolamentos 693ZZ 3x8x4 mm alocados internamente tanto na polia dupla intermediária, quanto na polia dos dedais fixos;
- ✓ Correias sincronizadoras emborrachadas MXL passo 2,032 mm, para a transmissão do torque do motor às partes dinâmicas da órtese;
- ✓ Velcros autoadesivos do tipo macho, para fixarem as tiras de neoprene tipo velcro fêmea que servem para prender o conjunto órtese-braço-mão.

Na figura 30, indica-se o atuador instalado e o conjunto responsável pela transmissão do torque do atuador: polias e correias.

- (1) atuador instalado em seu compartimento na órtese;
- (2) polia do atuador 14 mm;
- (3) polias duplas intermediárias (maior 30 mm; menor 24 mm);
- (4) polia dos dedais articulados (24mm);
- (5) Par de correias sincronizadoras sem emendas (largura 5 mm).

Figura 30: Ilustrações do atuador instalado e dos componentes de transmissão do torque do atuador para a articulação nos dedais.



Fonte: composição do autor

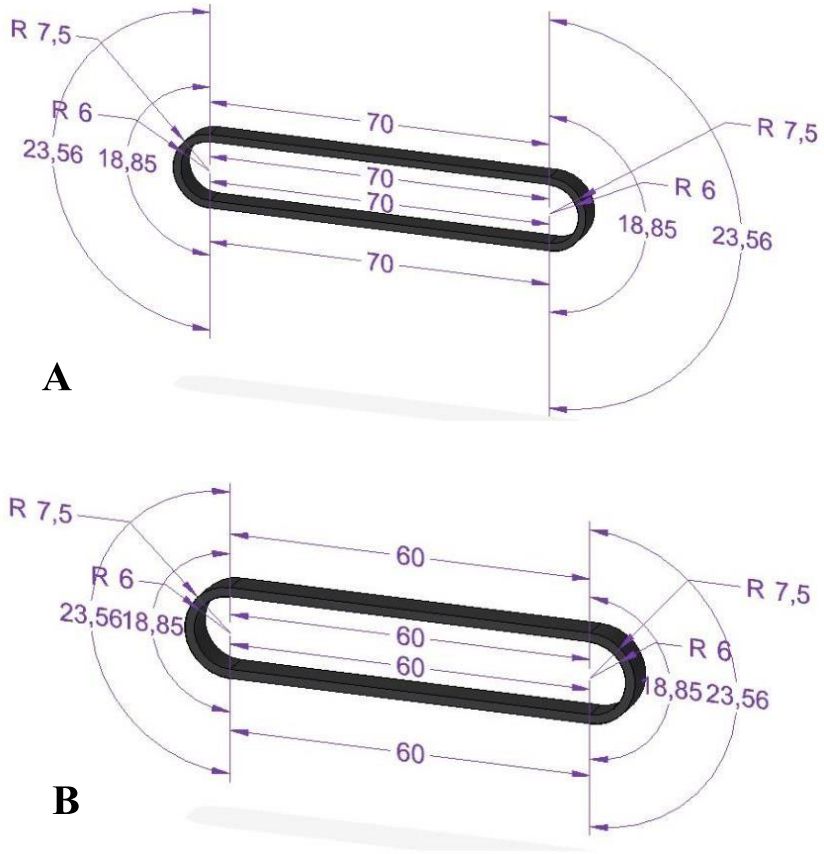
Especificação das correias da OLADUi 5

Um dos aspectos estruturais importantes da quinta versão da OLADUi foi a utilização de corrias comerciais vulcanizadas. Os ajustes nas dimensões da calha do antebraço, dimensões de polias, dimensões de mancais nos eixos de polias e ajustes no alinhamento geral da órtese foram necessários para se chegar a um a par de correias comerciais sem emendas conferindo suavidade e confiabilidade ao conjunto de transmissão. A figura 31 traz a ilustração dos cálculos de dimensão das duas correias.

As dimensões de comprimento finais projetadas para as correias, são as seguintes:

- ✓ Correia maior: 2x70 + 2x23,56 = 187,12 mm
- ✓ Correia menor: 2x60 + 2x23,56 = 167,12 mm
- ✓ Largura de 5 mm para ambas as correias

Figura 31: Ilustração do cálculo do dimensionamento das correias da OLADUi 5.



Fonte: composição do autor

Aspectos da montagem e conexão das partes da OLADUi 5

Para a melhora do desempenho de transmissão do torque do motor até a parte móvel, os dedais, muitos ajustes foram necessários. Um desses ajustes foi o projeto das correias vulcanizadas, mas antes de se chegar a isto precisou-se diminuir atritos entre as polias e as partes de junção da órtese.

A ideia de alocar rolamentos nos canais das polias e projetar um eixo com mancal que pudesse girar livremente sob o “efeito dos rolamentos” foi implementada com sucesso. Os rolamentos, foram alocados nos compartimentos internos da polia dupla intermediária e na polia dos dedais. Necessitou-se de dois rolamentos de 4 mm de diâmetro cada um em cada uma dessas polias. Como já dito os rolamentos foram do tipo 693ZZ 3x8x4 mm. Parafusos de 5 mm foram então usinados e redimensionados para eixo livre de 4 mm para acomodar os rolamentos.

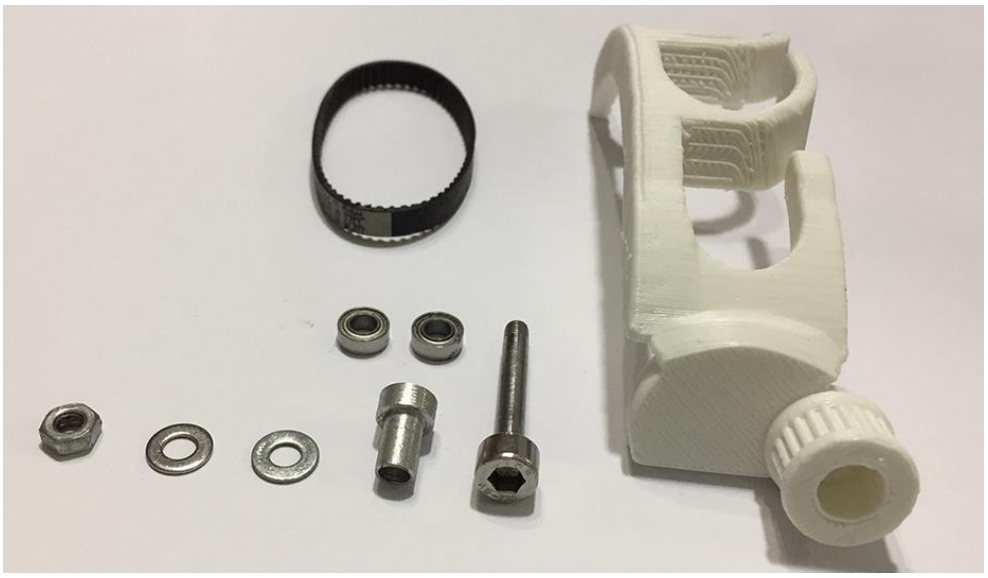
Mancais de alumínio foram usinados para os dois eixos de parafusos. O eixo final do parafuso foi de 5 mm e então cada arranjo pode ser fechado tendo em sua terminação arruela(s) e um a porca de 5 mm. A figura 32 mostra as partes de conexão da polia intermediária dupla à calha do antebraço.

Figura 32: Elementos de conexão da polia intermediária e a calha do antebraço na OLADUi 5.

Fonte: composição do autor

A figura 33 mostra as partes de conexão da polia dos dedais e sua conexão à terminação da calha do antebraço.

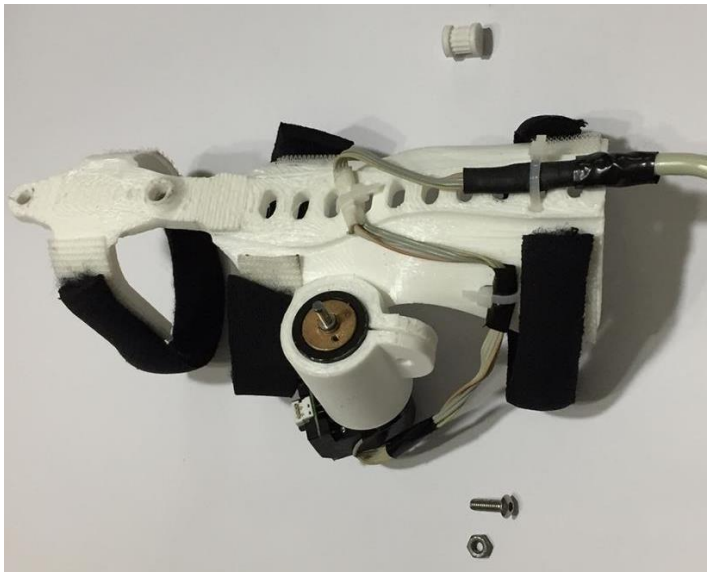
Figura 33: Elementos de conexão da polia dos dedais e a calha do antebraço na OLADUi 5.



Fonte: composição do autor

A figura 34 mostra a conexão da polia do motor e os elementos, porca e parafuso, que prendem o motor ao seu compartimento na órtese na OLADUi 5.

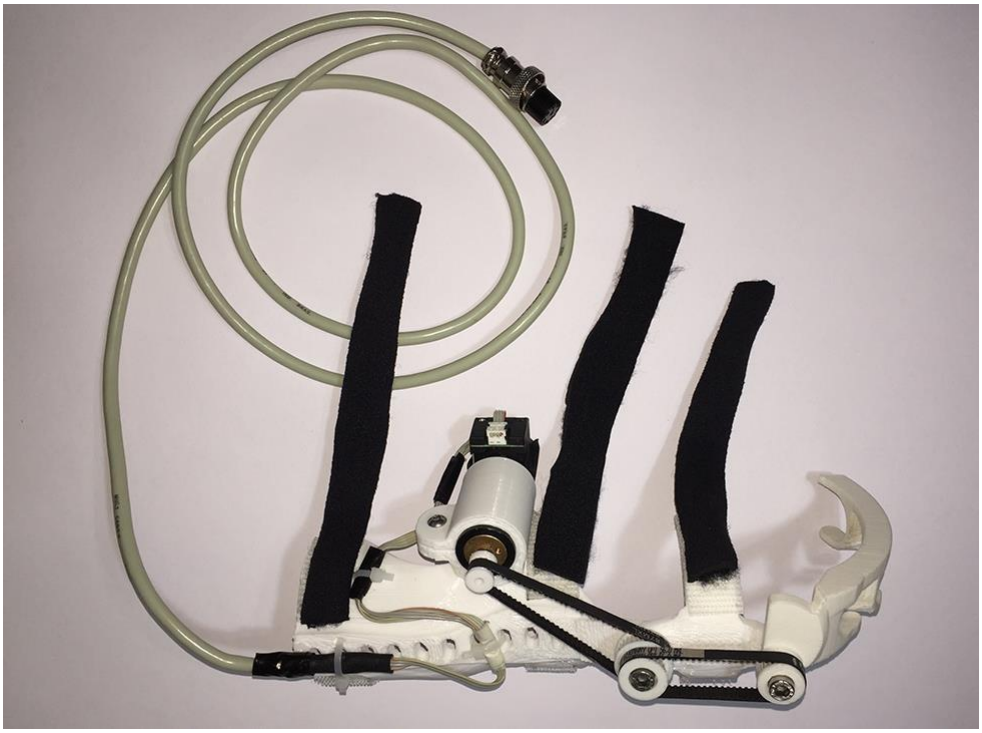
Figura 34: Polia do motor, conectores do motor em seu compartimento na calha do antebraço.



Fonte: composição do autor

Por fim a figura 35 apreenta todo o conjunto estrutural da OLADUi 5 montado.

Figura 35: Conjunto estrutural da OLADUi 5 e seu motor acoplado.



Fonte: composição do autor

Também se ilustra na figura 35 a forma como o cabo do motor (seis fios) foi fixado à calha (abraçadeiras de nylon), além da observação de como as tiras de neoprene são presas aos velcros alocados nas ca calha do antebraço da OLADUi 5. Essas tiras irão segurar o barço do cliente voluntário quando ele veste a órtese.

3.1.2 Materiais do Atuador e do Controlador do Atuador

Não é simples a aferição de força de resistência à extensão ou flexão dos dedos. Isto depende da capacidade individual de um músculo ou de um grupo de músculos como os flexores dos dedos. Por isso, a maioria das vezes usa-se uma avaliação funcional da produção de força, por exemplo, força de preensão ou pinça. Isso é razoável, desde que perceba-se que não é uma medida da capacidade muscular real.

Porém para a seleção de um atuador que responda às necessidades de articulação da OLADUi é preciso ao menos estimar esta força resistente; a órtese será testada em condições em que as articulações do cliente estão comprometidas, rigidas como consequência dos sintomas da AR. O trabalho de Elui (2016) buscou trazer uma especificação inicial para o atuador que integraria a OLADUi. Um aparelho foi desenvolvido para a aferição da mínima e máxima de carga (massa) necessárias para execução da extensão total dos dedos (zero graus), partindo-se da posição com os dedos em total flexão (ajustada ao aparelho em 90 graus), como ilustra-se na figura 36.

Figura 36: Teste de carga em voluntário com desvio ulnar dos dedos.

Fonte: Elui (2016, p.110)

De acordo com Elui (2016), a média das cargas em cada mão dos indivíduos típicos, sem AR, foi de 0,1016 Kg (mediana de 0,0988 Kg) enquanto para os portadores de AR a média sobe para 0,158 Kg (mediana de 0,1502 Kg).

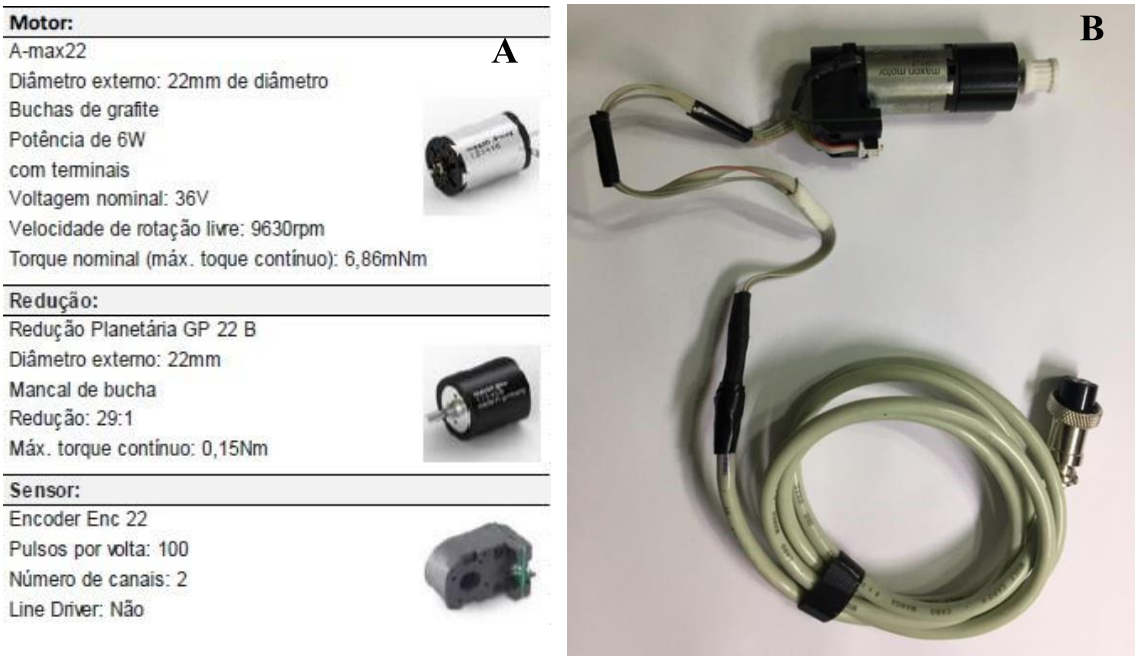
Resultado esperado, uma vez que há maior rigidez nas articulações e, portanto, maior resistência à extensaõ dos dedos nos voluntários com AR. O parâmetro crítico para a especificação do atuador da OLADUi é a medida da carga máxima admitida para voluntários com AR e essa medida anotou-se em 0,449 Kg, o que se traduz em uma força de resistência de aproximadamente 4,5 N.

Desta feita foi possível estabelecer alguns valores essenciais para a busca do atuador, quais sejam:

a) Potência Nominal Ativa Máxima: em torno de 0,78 a 1,83 W
b) Torque Máximo Admissível: em torno de 0,15 a 0,35 N.m
c) Velocidade de Rotação (com carga): em torno de 30 a 50 rpm

Uma primeira seleção para o atuador compatível com este estudo recaiu sobre os atuadores *Maxon* com módulo controlador EPOS, primeiro porque o laboratório onde o pesquisador está inserido é detentor da *expertise* para este conjugado Maxon/EPOS, segundo porque trata-se de dispositivos consagrados, versáteis e robustos que se adequam perfeitamente aos propósitos do trabalho em questão. O atuador escolhido e adquirido do tipo motor de corrente contínua foi o *Maxon* modelo A-Max 22 (36 V/ 6 W / 0,21 A corrente nominal / 0,15Nm – torque Contínuo / redução 29:1), com *encoder* acoplado (100 pulsos por volta / 2 canais), vide figura 37.

Figura 37: Especificações do kit do motor (A) e imagem real do motor com o cabo da órtese.



Fonte: catálogo Maxon (2015) / composição do autor

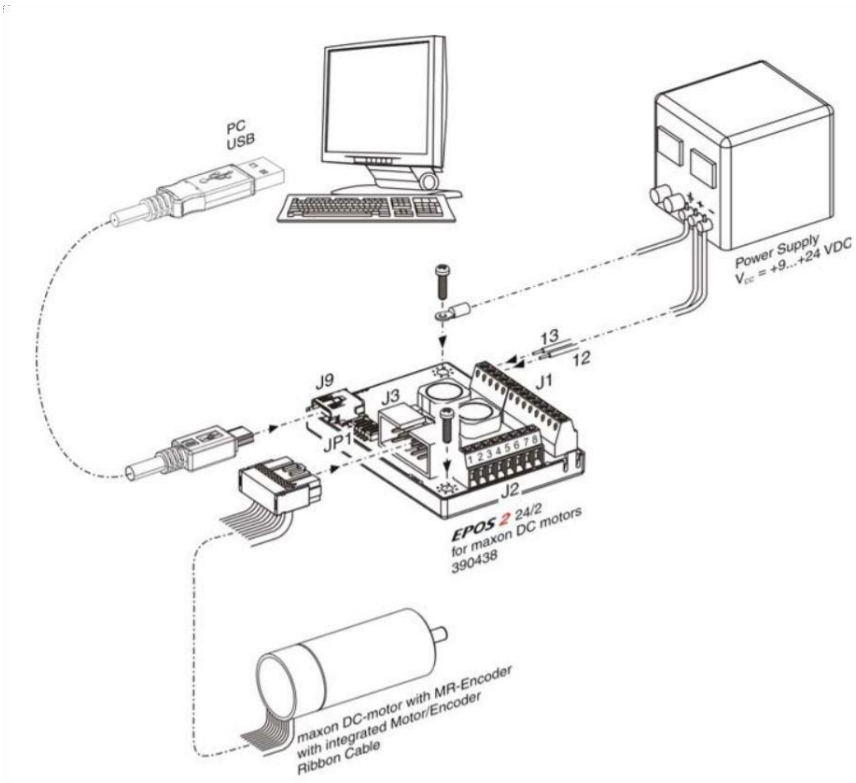
O módulo de controle que “faz par à escolha do motor” é o Controlador de Posicionamento Digital (CPD) EPOS2 (2 A / 9 – 24 V / até 48 W / controle *encoder* até 3 canais / *part number* 390438), vide figura 38.

Figura 38: Controlador de Posição EPOS 2 24/2.

Fonte: catálogo Maxon (2015)

A figura 39 ilustra a conexão indicada entre os módulos funcionais do CPD EPOS 2.

Figura 39: Conexão entre EPOS 2 24/2, computador, motor e fonte de alimentação.

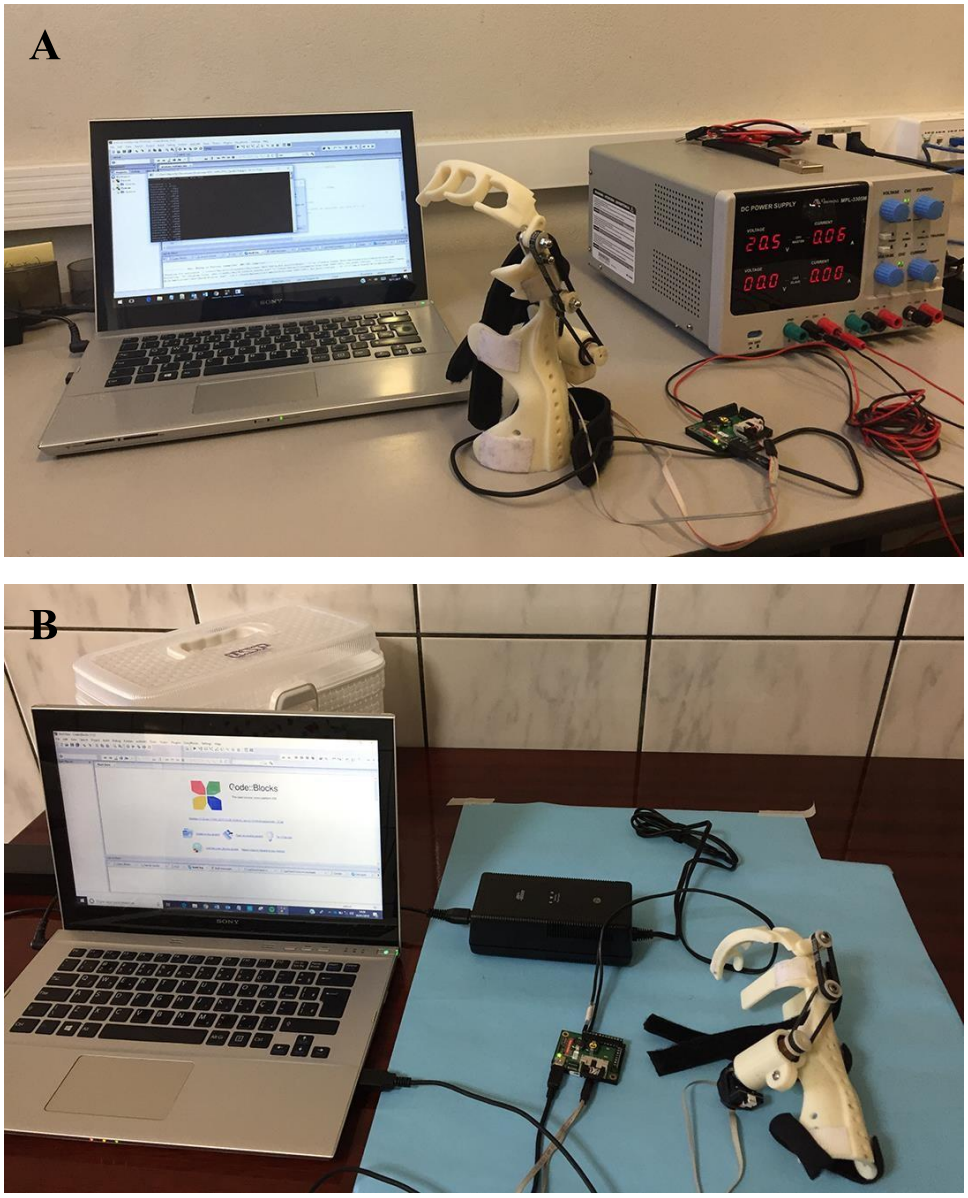


Fonte: catálogo EPOS (2016, p. 3-1

Primeira evolução do conjunto eletrônico (*hardware*)

A fonte de tensão contínua de bancada, foi substituida por uma bateria de 24 V. Esta foi a primeira ação tomada visando a versão embarcada da órtese. A figura 40 (A) mostra o primeiro sistema robótico da OLADUi 4a: órtese/motor-controlador, fonte de bancada e computador e a figura 40 (B) mostra o segundo sistema robótico da OLADUi 4b: órtese/motor-controlador, bateria e computador.

Figura 40: Primeiro sistema robótico/OLADUi (A) e segundo sistema robótico/ OLADUi (B)



Fonte: composição do autor

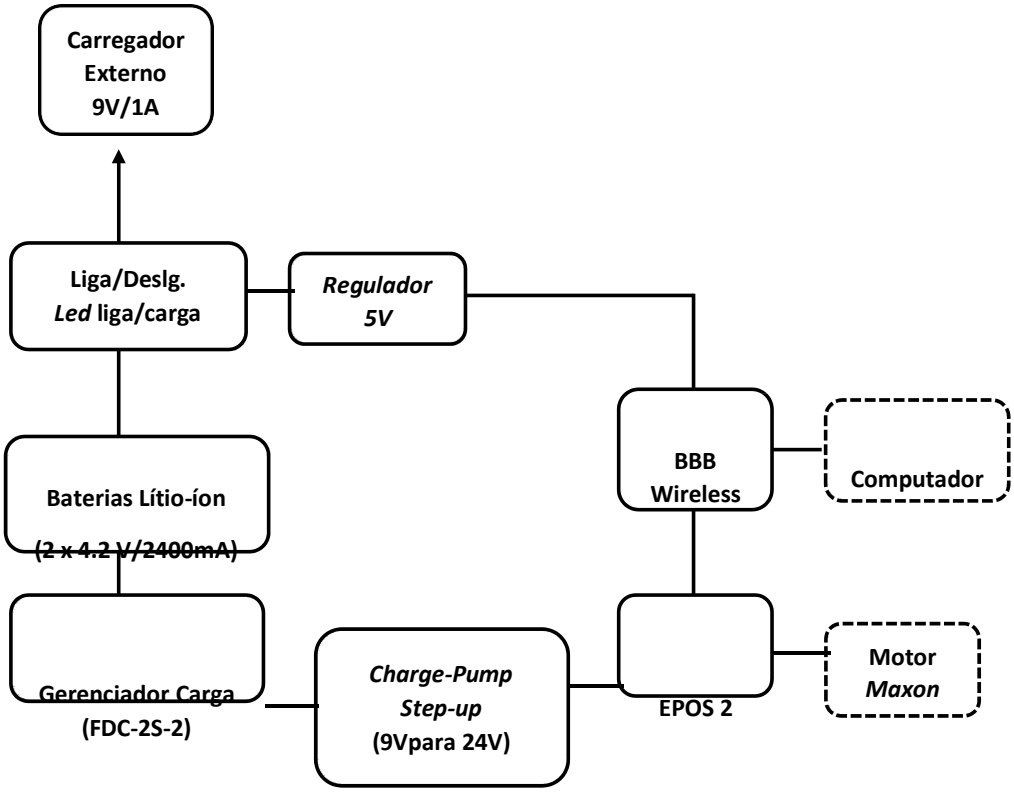
3.2 Otimização da OLADUi – Dispositivo Modular de Controle (DMC)

A seguir apresenta-se um dos aspectos mais relevantes deste trabalho, a modularização eletrônica dos sistemas que integram a órtese robótica OLADUi 5. As otimizações estruturais da quinta versão da órtese foram discutidas entre as págs. 119 e 124, discussões ilustradas nas figuras de 28 a 34.

Os módulos separados de energia, controle do motor e processamento do código de controle foram integrados e embarcados numa única estrutura modular, pequena, robusta e funcional. O sistema acomoda-se numa caixa cúbica construída por meio de manufatura aditiva. A caixa é razoavelmente pequena: 5,5 cm de altura, 8,5 cm de largura e 11,5 cm e comprimento.

A figura 41 apresenta um diagrama de blocos com os sistemas eletrônicos integrados.

Figura 41: Diagrama de blocos do DMC - eletrônica embarcada da OLADUi 5.

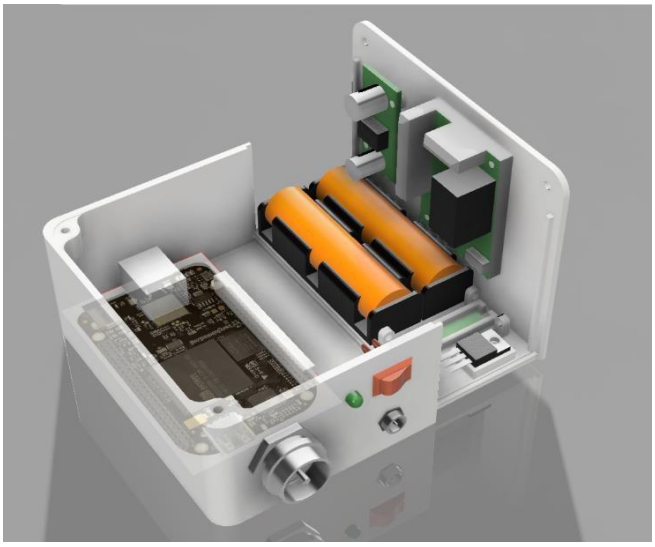


Fonte: composição do autor

Fases do desenvolvimento eletrônico do DMC

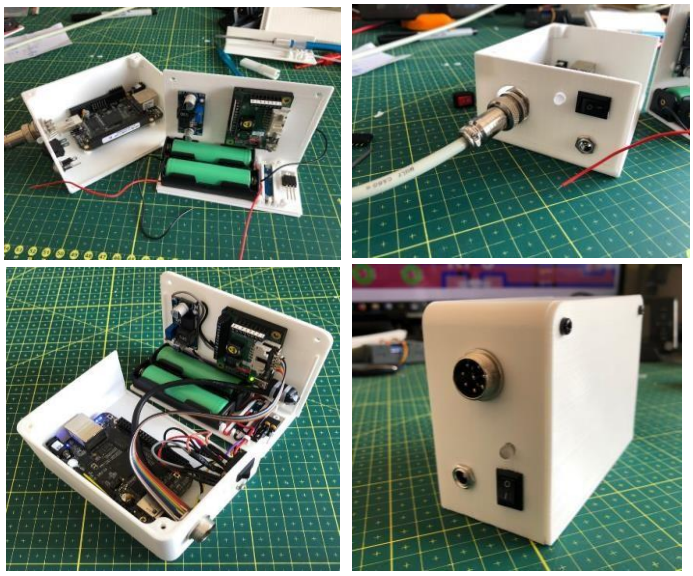
A seguir apresenta-se uma pequena mostra de algumas das fases do desenvolvimento da modularização eletrônica integrando o sistema robótico da órtese OLADUi 5. A figura 42 traz o estudo conceitual do DMC, a disposição circuital dos módulos aprsentados no diagrama de blocos da figura 40. A figura 43 mostra quatro imagens das fases de montagem dos módulos do DMC

Figura 42: Estudo da disposição circuital do DMC – caixa renderizada para acomodar os módulos.



Fonte: composição do autor

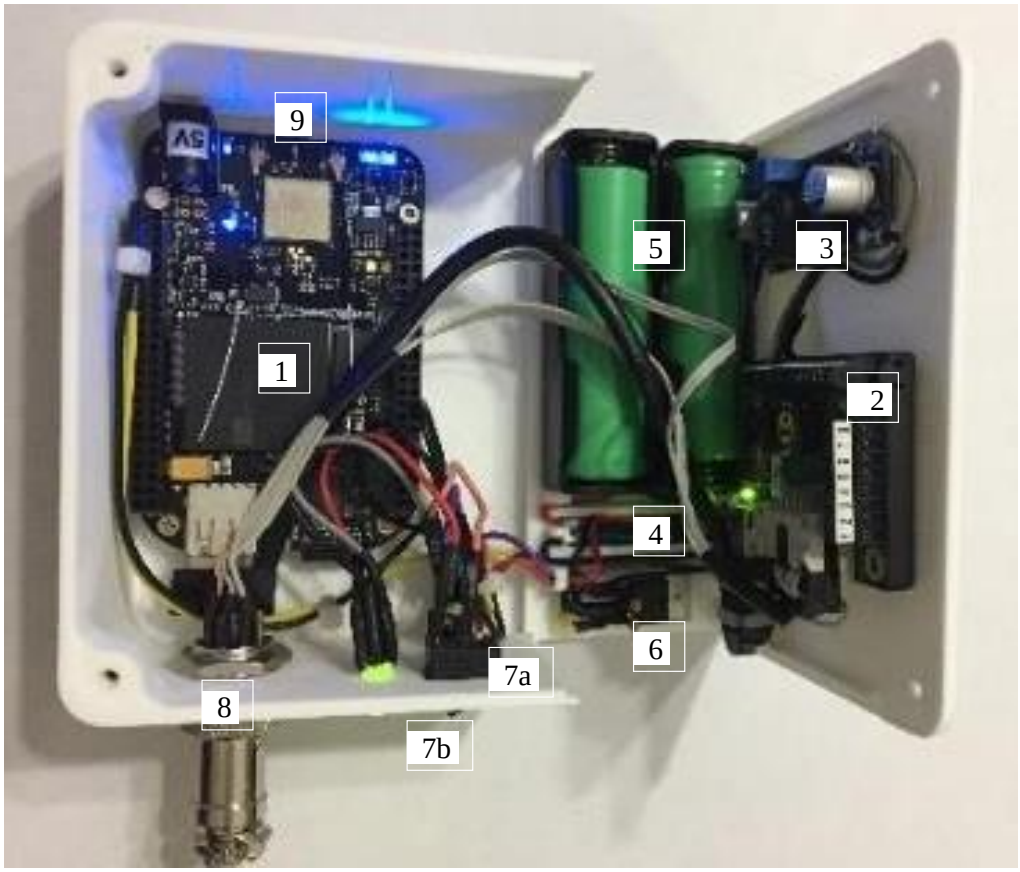
Figura 43: Ilustrações das fases de montagem dos módulos do DMC – OLADUi 5.



Fonte: composição do autor

A disposição dos sistemas do DMC (fig. 40) pode ser vista na figura 44.

Figura 44: Vista dos circuitos embarcados mostrados no diagrama de blocos da fig. 40.



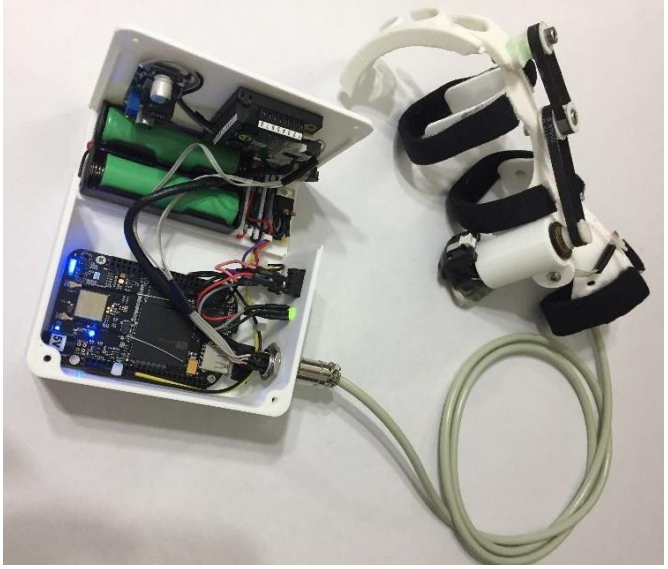
Fonte: composição do autor

Os dispositivos anotados numericamente na figura 43 relacionam-se da seguinte maneira com o diagrama de blocos da figura 40:

1. Placa controladora BeagleBone Black wifi (BBBw)
2. Controlador de Posicionamento Digital (CPD-EPOS 2)
3. Módulo de elevação de carga da bateria (9V para 24 V)
4. Módulo gerenciador de carga
5. Baterias de íons de Lítio (2 x 4,2 V/2400 mA)
6. Regulador de 5V
7. Liga-desliga (7a) e entrada do carregador externo (7b)
8. Entrada de conexão com o motor Maxon (6 fios)
9. Entrada de conexão da BBBw com o computador

A órtese OLADUi 5 ligada ao DMC aberto, mostrando suas conexões ao processador da beaglebone black ao módulo de energia e ao cabo de ligação do atuador na órtese é o que se apresenta na figura 45.

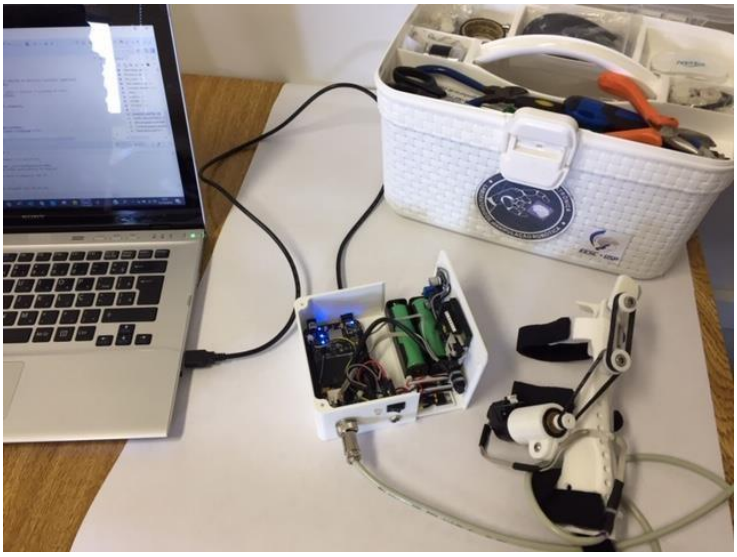
Figura 45: Vistas do conjunto DMC e órtese OLADUi 5.



Fonte: composição do autor

O terceiro sistema robótico para a OLADUi 5 integra as otimizações desenvolvidas ao longo do trabalho, figura 46. Toda a otimização estrutural já discutida e a otimização eletrônica descrita entre as págs. 125 e 128, discussões ilustradas nas figuras de 39 a 43.

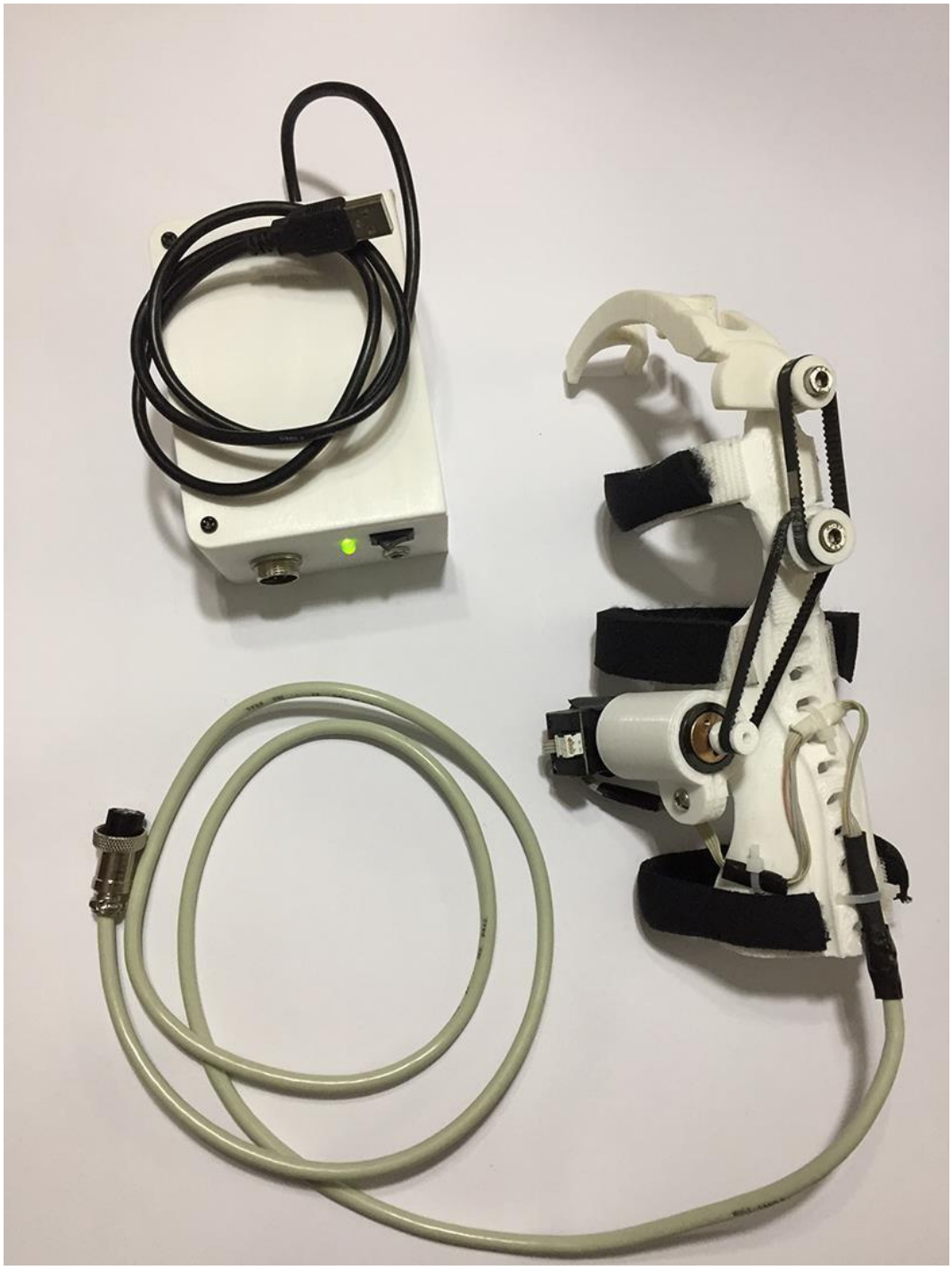
Figura 46: Terceiro sistema robótico/OLADUi 5.



Fonte: composição do autor

A otimização da OLADUi 5 permite uma apresentação mais limpa e profissional do sistema. O conjunto modularizado da órtese e sua eletrônica embarcada está apresentado na figura 47.

Figura 47: Visão do Sistema OLADUi 5 e seu DMC integrado.



Fonte: composição do autor

O projeto global do Dispositivo Modular de Controle (DMC) para a otimização da OLADUi 5 a partir interligação dos subsistemas compreendeu as seguintes etapas:

- ✓ Modularização do *hardware,* eletrônica embarcada dos módulos motor *Maxon,* controlador de posição EPOS 2, bateria 24 V e placa controladora *Beaglebone Black wireless;*

- ✓ Flexibilização do *software* (comunicação *wireless*); alocação do algoritmo principal do computador para uma placa controladora (*Beaglebone Black wireless*);

- ✓ Integração do sistema de controle por meio de gamificação a partir de uma atividade lúdica (um jogo) construído no ambiente Matlab para entreter e desafiar o usuário-paciente durante as sessões de testes terapêuuticos de flexão-extensão das articulações MFs.

O esquema elétrico dos sistemas integrados especificado no diagrama da figura 41 da pág. 126 e apresentado na figura 44 da pág. 128 encontra-se no apêndice A.

A estratégia e controle e características da parte relativa à gameficação serão apresentadas a seguir no capítulo 4, Métodos.

4 MÉTODOS

Neste capítulo pretende-se abordar aspectos do desenvolvimento da estratégia de controle utilizada para ativar o atuador da OLADUi . A ideia é estabelecer argumentos para a discussão da hipótese de número II, como descrito na página 38. A hipótese II refere-se ao controle de impedância como instrumento de regulação ajustável às necessidades de portadores de artrite reumatoide em membros superiores. Esses argumentos serão revisitados e aplicados no capítulo seguinte, capítulo 5 – Discussão e Resultados, seja sustentar ou refutar esta hipótese.

4.1 Funcionamento do Conjunto Atuador-Controlador do Atuador

Para o domínio do uso do controlador de posição digital EPOS, estudou-se primeiramente o *software* do atuador *Maxon Motor* chamado *Epos Studio*. Neste programa é possível informar o modelo dos componentes que envolvem o kit do motor e observar o que cada uma das funções preestabelecidas pelo fabricante faz, trabalhando diretamente com o motor.

É possível configurar modos de operação direta para a posição, a velocidade ou corrente do motor. Como a estratégia de controle fundamenta-se no controle de torque e esta é uma variável proporcional a corrente, o estudo do modo de corrente foi priorizado.

Estudou-se na sequência as funções da biblioteca EPOS para linguagem C. Esta biblioteca permite que todas as funções disponíveis no *Epos Studio* sejam implementadas através de linhas de código, favorecendo o objetivo de embarcar o controle. Um resumo das funções que foram utilizadas pode ser encontrado no anexo 1.

4.1.1 Controle do Motor

Foi implementada uma estratégia de controle de interação baseada em algoritmos bastante consagrados, tais como os do “Controle de Impedância”.

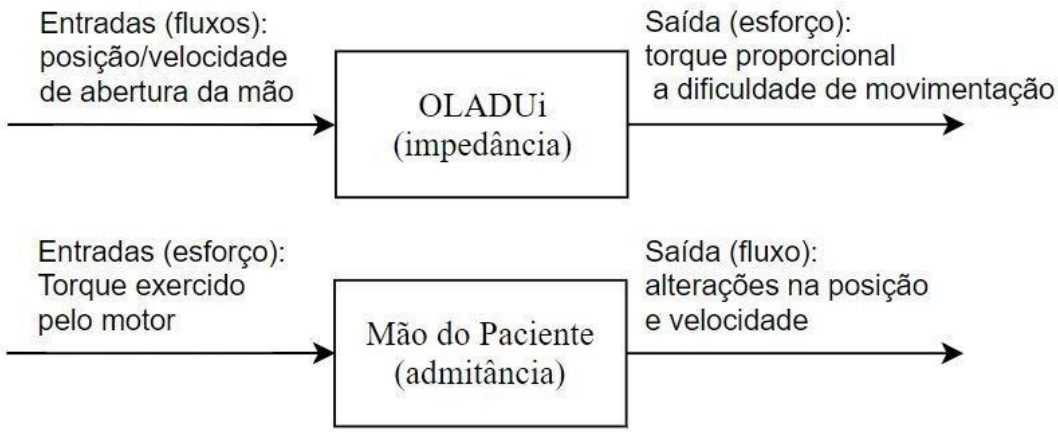
O capítulo 2 trouxe aspectos robustos do Controle de Impedância. Procurou-se por uma abordagem mais simples deste modelo de controle com vistas à implementação funcional do algoritmo ao conjunto OLADUi/DMC.

As especificações de movimento da órtese (extensão-flexão) foram ditadas por terapeutas experientes no tratamento de disfunções artríticas sob o comando clínico Profa. Dra. Valeria Meirelles Carril Elui (Depto de Neurociências e Ciências do Comportamento FMRP/USP).

Entende-se por impedância sistemas causais que têm como entrada variáveis de fluxo (velocidade, corrente, etc.) e variáveis de esforço (força, tensão elétrica, etc.) como saída. Admitância é a grandeza dual a impedância; ou seja, são sistemas causais que possuem esforços como entrada e fluxos como saída (HOGAN, 1985).

A figura 48 traz um esquema destes conceitos aplicados ao escopo deste trabalho.

Figura 48: Esquema da Estratégia de Controle de Impedância.



Fonte: composição do autor

No contexto da OLADUi, a ideia central é a de que o esforço do motor seja proporcional a dificuldade de movimento do paciente na sua extensão dos dedos. Desta forma, constata-se que a órtese tem comportamento de impedância enquanto a mão em que ela está acoplada tem comportamento de admitância.

A estratégia de controle, baseada no Controle de Impedância, permite que o atuador responda às ações do usário-cliente para as seguintes especificações mínimas:

a) Se o cliente inicia uma tentativa de extensão das MFs partindo da posição de 90° (dedos flexionados para baixo, 0 ° para o algoritmo) o motor é acionado e permanece ativado até que a posição das MFs atinja a extensão correspondente a 0° (mão aberta / dedos esticados, 90° para o algoritmo) ou a máxima extensão possível, correspondendo a um ângulo variando no intervalo $0^{\circ} < \alpha < 90^{\circ}$;

b) Se o cliente impuser uma força de resistência ao movimento e/ou intencionar flexionar as MFs no sentido de voltar à posição inicial dos 90° ou até a posição que consegue alcançar, o acionamento do motor deverá ser imediatamente interrompido ficando o cliente livre para realizar o movimento por sua própria conta.

O motor é controlado por meio da contagem de passos para alcançar ou manter uma posição (ELUI, 2016). O programa solicita então a definição de uma posição inicial, aquela definida em (i), mão fechada, MFs flexionadas em 90°; a esta posição é atribuido o valor inicial zero. Este ponto é chave para o processo uma vez que a não-definição adequada da posição inicial compromete o acionamento do motor; o pesquisador, via *software* de controle, assume que a posição inicial se dá a “alguns graus” adiante da verdadeira posição inicial. Isto permite ao cliente iniciar a tentativa de extenção/abrir/esticar as MFs antes de que o motor seja acionado; o motor estará ativo pouco depois de iniciada a tentativa de movimento.

Desta forma o controle do motor está pré-programado para um certo número de passos, sendo desativado depois disso. O ajuste do número de passos necessários, depende de cada cliente e de seu grau de rigidez nas articulações. Então, estipula-se para este ou aquele cliente o número de passos para atingir a posição definida em (ii), isto é, extensão completa a 0° (mão aberta/dedos esticados) ou até a posição de máximo alcance para determinado cliente.

4.1.2 Considerações Sobre o Algoritmo Implementado

Uma abordagem primitiva para implementar o controle de impedância, proposta por Hogan (1985), tem sido usada com sucesso considerável. Controle de impedância "simples", consiste em conduzir um atrito intrinsecamente baixo no mecanismo com atuadores controlados por força ou torque, e usando *feedback* de movimento para aumentar impedância de saída (HOGAN; BUERGER, 2005).

Esta abordagem não tenta compensar qualquer impedância física (massa, atrito) no mecanismo, então a impedância real de saída consiste naquilo que é devido ao controlador mais devido ao mecanismo.

Se um robô é modelado como uma inércia de grau de liberdade retardada por amortecimento e sujeito a atuador e torques do ambiente, uma equação que represente este robô com o controlador de impedância simples pode ser a seguinte:

$$T_a + T_e = I(\theta)\theta + C(\theta, \theta) + D(\theta) \tag{51}$$

Onde $\boldsymbol{\theta}$ é um vetor de variáveis conjuntas do robô (aqui assumidas como ângulos, embora isso não seja essencial), é a matriz de inércia do robô (que depende da pose do robô), $\boldsymbol{C}$ denota acoplamento inercial não-linear torques (devido a Coriolis e / ou acelerações centrífugas), $\boldsymbol{D}$ é um vetor de velocidade dissipativa dependente torques (por exemplo, devido ao atrito), $\boldsymbol{Ta}$ é um vetor de torques de atuador e $\boldsymbol{Te}$ um vetor de torques do ambiente (HOGAN; BUERGER, 2005).

O comportamento alvo é a impedância; seja uma mola com matriz de rigidez $\boldsymbol{K}$ e um amortecedor com matriz de amortecimento $\boldsymbol{B}$. Então, a expressão de controle é dada simplesmente por:

$$T_a(\theta, \theta) = K(\theta_0 - \theta) + B(\theta_0 - \theta) \tag{52}$$

Onde θ_0 é uma trajetória virtual no espaço da articulação do robô.

E os demais parâmetros:

• K = Constante de elasticidade (N/m)

• B = Constante de amortecimento (Ns/m)

• θ_0 = Trajetória de referência (graus)

• θ = Posição em que a abertura da mão se encontra (*encoder*)

• θ_0 = Velocidade de referência

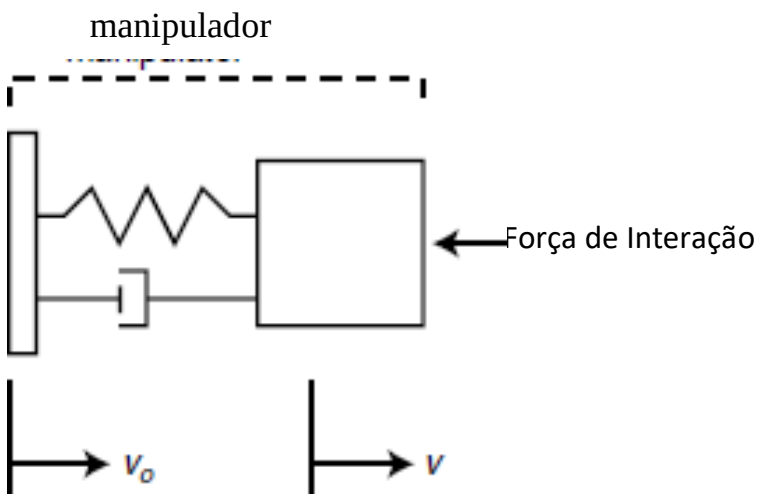
• θ = Velocidade de abertura da mão (*encoder*)

Considera-se que $\boldsymbol{\theta_0}$ é uma trajetória virtual no espaço da articulação da órtese-robótica. Combinando a impedância do controlador (52) com a expressão para a dinâmica do robô (51), o resultado é o seguinte:

$$I(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + D(\dot{\theta}) + B\dot{\theta} + K\theta = B\dot{\theta}_0 + K\theta_0 + T_e \qquad (53)$$

Este controlador implementa no espaço comum do robô um comportamento dinâmico análogo ao descrito em um sistema massa-mola-amortecedor, como se verifica na figura 49; a mola do controlador e o amortecedor servem para empurrar ou puxar a posição do robô em uma direção especificada por uma trajetória virtual.

Figura 49: Trajetória virtual v_0 e v movimento real do manipulador



Fonte: composição do autor, adaptado de Hogan e Brueger (2005)

Se o robô é representado como uma massa sujeita a atuador e forças do ambiente, como exemplificado na fig. 49, e a impedância nodal do controlador é uma mola e um amortecedor paralelos, o comportamento resultante tal que v_0 representa a trajetória virtual e $\boldsymbol{v}$ o movimento real do manipulador. Em muitas aplicações, o controlador precisará especificar a posição do manipulador $\boldsymbol{x}$, para ser consistente, a trajetória virtual também deve ser especificada como uma posição $\boldsymbol{x_0}$. Nesse caso, o comportamento não inercial (nodal) é estritamente descrito como um operador dinâmico que produz força de saída em resposta ao deslocamento de entrada (a diferença entre posições virtuais e reais, $\Delta_x = x_0 - x$), que pode ser chamada de “dinâmica de rigidez ”.

O movimento normalmente é realizado usando uma trajetória virtual, uma trajetória de referência que especifica o movimento desejado do manipulador. Uma trajetória virtual é muito parecida com a trajetória nominal de um controlador de movimento, exceto que não há suposição de que a dinâmica da máquina controlada seja rápida em comparação com o movimento, o que geralmente é necessário para garantir um bom desempenho de rastreamento. A trajetória virtual especifica para que lado o manipulador irá "empurrar" ou "puxar" para seguir, mas o movimento real depende de suas propriedades de impedância e das propriedades inerentes ao ambiente. É chamada de "virtual" porque não precisa ser uma trajetória fisicamente realizável.

O dispositivo da órtese OLADUi foi projetado para admitir a regulagem das seguintes variáveis: corrente do motor, rigidez e amortecimento. As inércias foram tratadas como próprias do sistema e consideradas constantes. Desta forma a algoritmo de controle a ser implementado pode ser o descrito em (52), na qual as inércias não estão computadas. É uma grande simplificação, mas para o propósito do trabalho funciona adequadamente.

Dado que o modelo a ser implementado é o de um robô modelado como uma massa acionada por forças controláveis, a rigidez do controlador de impedância K e o amortecimento B correspondem, respectivamente, a ganhos proporcionais e derivativos. O controlador de impedância simples não-linear da equação (52) assemelha-se a um controlador de movimento Proporcional Derivativo, no qual as transformações não-lineares ajustam os ganhos proporcionais e derivativos para obter um comportamento homogêneo da posição final do dispositivo robótico (HOGAN; BUERGER, 2005).

Observa-se que o controlador de impedância simples não depende do *feedback* de força e não requer um sensor de força. Se as forças devido à inércia e ao atrito do robô forem suficientemente pequenas, o comportamento da porta de interação do robô será próximo da impedância desejada. As forças inerciais declinam para movimentos mais lentos e desaparecem se o robô estiver em uma posição fixa. Como resultado, um simples controlador de impedância pode ser bastante eficaz em algumas aplicações, como é o caso.

4.2 Blocos Principais do Algoritmo de Controle de Impedância

A implementação do algoritmo principal de controle, equação (52), foi realizada em linguagem C e faz uso da biblioteca de comandos disponíveis pela *Maxon Motor*, como pode ser conferido no Anexo 1.

O desenvolvimento do código se deu em blocos de funções para tarefas específicas. Pode-se resumir o código principal (488 linhas de código) em três grandes blocos principais que delineiam o funcionamento da estratégia de controle. Os três blocos principais da programação são os seguintes:

i. Bloco de inicialização e de referência de posição
ii. Bloco de análise de direção do movimento
iii. Bloco de controle de impedância

Uma lista dos principais passos a serem executados em cada um dos três blocos é a seguinte:

Bloco de inicialização e de referência de posição

1. Faz o computador se comunicar com a EPOS2 pela porta USB
2. Define o estado do eixo como destravado ($Correntemotor = 0$)
3. Orienta o usuário a fechar a mão
4. Pede o protocolo de identificação do usuário
5. Define a posição atual como referência para as demais medidas

Bloco de análise de direção do movimento

6. Coleta um valor de posição (Posição 0)
7. Aguarda um instante
8. Coleta um novo valor de posição (Posição 1)
9. Compara Posição 1 com Posição 0 e:

Se Posição 1 > Posição 0, vai para o passo 10

Caso contrário, desabilita o eixo e volta ao passo 8

Bloco de controle de impedância (é o bloco que implementa a equação 52)

10. Leitura no encoder de θmao

11. Leitura no encoder de ωmao

12. Calcula $Correntepositcao = K \cdot (\theta ref - \theta mao)$

13. Calcula $Correntevelocidade = B \cdot (\omega ref - \omega mao)$

14. Calcula $Correntetotal = Correntepositcao + Correntevelocidade$

15. Faz $Correntemotor = Correntetotal$

16. volte ao passo 6

Deste modo o controle de impedância é ativado apenas durante movimentos de abertura da mão; uma vez ativado, é possível desativá-lo bastando verificar a ausência de movimento (critério do passo 9).

O código de controle de impedância é o que se encontra integrado na *Beaglebone* dentro do DMC; tem como o objetivo passar/repassar instruções ao atuador da órtese e repassar a posição de seu encoder quando o jogo em Matlab for utilizado.

Dentre suas funções também é incluída a opção de servidor para a conexão TCP, aguardando um cliente e um comando deste antes de iniciar o loop principal do programa, quando o jogo é utilizado, o que será mais detalhado no próximo ítem.

4.3 Interface para *Game*

Um modo de potencializar a reabilitação a partir de robôs é integrando-a com o conceito de gamificação, que pode ser definido como uso de elementos de vídeo *game* em sistemas não relacionados a jogos com o intuito de melhorar a experiência e o engajamento do usuário. Tecnologias como realidade virtual interativa e computadores móveis favorecem a integração entre fundamentos de neurociências, teoria de *design* de jogos e práticas clínicas, promovendo tratamentos mais atrativos e menos monótonos.

Neste contexto, jogos podem ser projetados para recompensar o usuário conforme ocorra melhora em seus resultados. Estas recompensas têm influência no sistema dopaminérgico do cérebro, facilitando o aprendizado e a plasticidade cerebral, aumentando o empenho e o foco do paciente durante a sessão fisioterapia.

4.3.1 Subsistemas para a Interface de Gamificação

Placa Controladora Beaglebone Black (BBB)

A plataforma de desenvolvimento *Beaglebone Black Wireless* (BBBw) foi escolhida para o desenvolvimento do projeto com base em diversos requerimentos mínimos para o projeto. Quais sejam:

- Oferecer suporte a um sistema operacional *Windows* ou *Linux* para rodar o código de comunicação com o controlador do motor;
- Comunicar-se por meios sem fio com o computador onde está o jogo de reabilitação e sua tela de interface;
- Permitir modularização portátil para poder ser embarcada;
- Possuir ao menos duas saídas USB (*Universal Serial Bus*), uma para comunicação com o controlador EPOS2 do atuador, e outra para reprogramação e acesso de dados externos da própria BBBw.

Comunicar-se através de meios sem fio é um requisito quando de pensa em dispositivos que podem vir a ser vestidos, pela comodidade e facilidade ao usuário na preparação da reabilitação. A *Beaglebone* foi formatada por cartão *Secure Digital* (SD) com o sistema operacional *Debian/Linux*.

O ambiente de desenvolvimento integrado, ou IDE (do inglês *Integrated Development Environment*), utilizado para acessar o *software* da *Beaglebone* foi o Eclipse. Os códigos do Controle de Impedância da órtese gravados na BBBw são acessados via Eclipse a partir de um computador comunicando-se sem fio com a BBBw. A IDE – Eclipse possui compiladores e *linkers* integrados, porém, para este caso, toda a compilação será feita internamente no sistema embarcado, evitando processos de *cross compiling*.

Desta forma, o acesso ao terminal de comando do sistema *Debian* da *Beaglebone* deve ser atingido, assim como comando sobre o armazenamento de arquivos e sua disposição no sistema.

Comunicação TCP

O Protocolo de Controle de Transmissão, ou TCP (do inglês *Transmission Control Protocol*, TCP), é um protocolo para comunicação entre máquinas versátil e robusto, que assegura que dados são enviados e recebidos da maneira correta, ou seja, na sequência desejada e com a quantidade de dados correta. Para cada conexão é definida uma relação de cliente e servidor e para cada mensagem enviada, é devolvida uma mensagem de confirmação relacionada a ela.

Neste projeto, a *Beaglebone Black Wireless* agirá como servidor, iniciando o controle sobre a órtese e aguardando a conexão do jogo, codificado no ambiente Matlab (*MATrix LABoratory*) via internet *wireless* local por uma porta pré-estabelecida.

Feita a conexão dos *sockets*, ou seja, o pareamento entre os endereços de *Internet Protocol* (IP) e portas entre a BBBw e o computador contendo o jogo em Matlab, o servidor receberá o sinal de início, passará a ativamente enviar a posição da órtese, e por fim, receberá o sinal de fim de jogo, terminando o ciclo e fechando a conexão.

4.3.2 Jogo da Barra (Matlab)

O treinamento lúdico com o uso da órtese foi idealizado por meio de uma atividade muito simples: procurar posicionar uma barra localizada na parte inferior de uma tela para uma região delimitada na parte superior da tela.

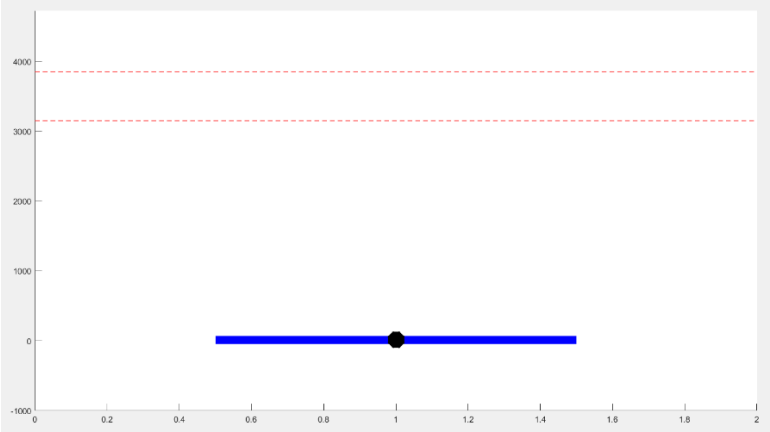
Baseando-se na posição da órtese, uma barra é deslocada de uma posição zero para um alvo pré-estimado. São programadas três sessões de 35 segundos para o paciente executar o movimento e chegar ao alvo, esse tempo é ajustável.

Caso o usuário-cliente consiga dirigir a barra até a posição entre linhas pontilhadas, posição final, a barra muda da cor azul para verde indicando sucesso e objetivo atingido.

Intervalos de descanso de 5 segundos são fornecidos entre cada uma das três sessões. Os tempos são ajustáveis, tanto os das sessões como o do descanso. A figura 50, traz a tela inicial do MATLAB para o uso do DMC mais OLADUi com jogo da barra. A figura 51, mostra três telas com o jogo em andamento.

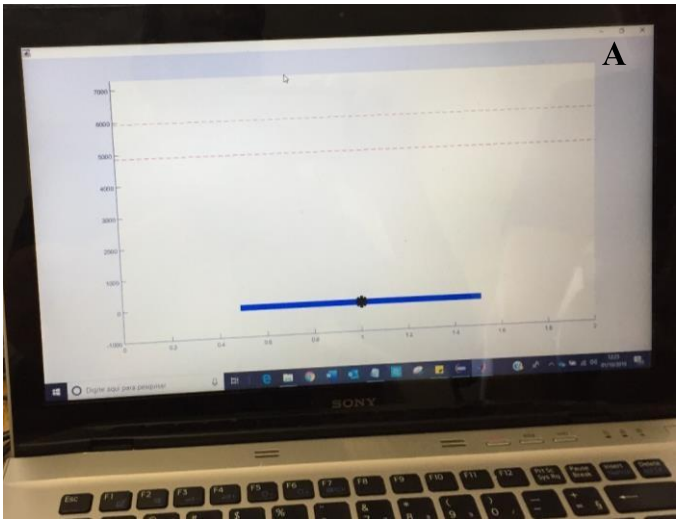
Na imagem suferior da figura51 (A) a barra na posição de início do jogo, na imagem central (B) a barra numa posição de insucesso e na imagem inferior (C), a barra na posição de sucesso, verifica-se que na posição de sucesso a barra muda de cor.

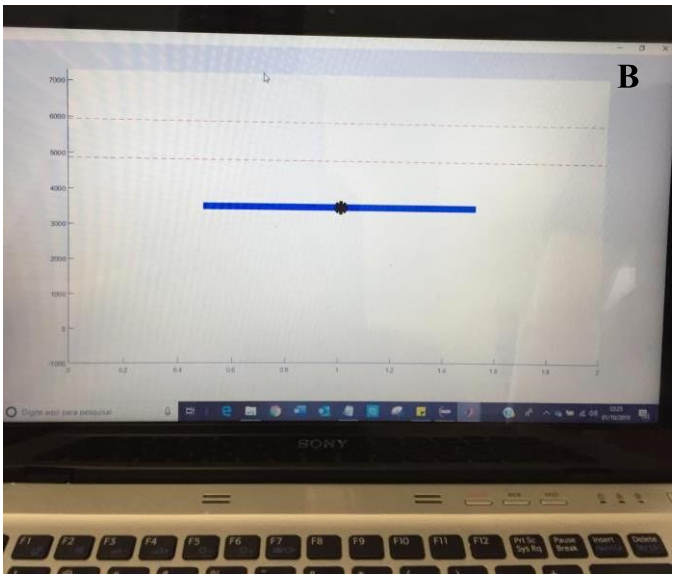
Figura 50: Interface Gráfica Matlab do Jogo da Barra em Matlab

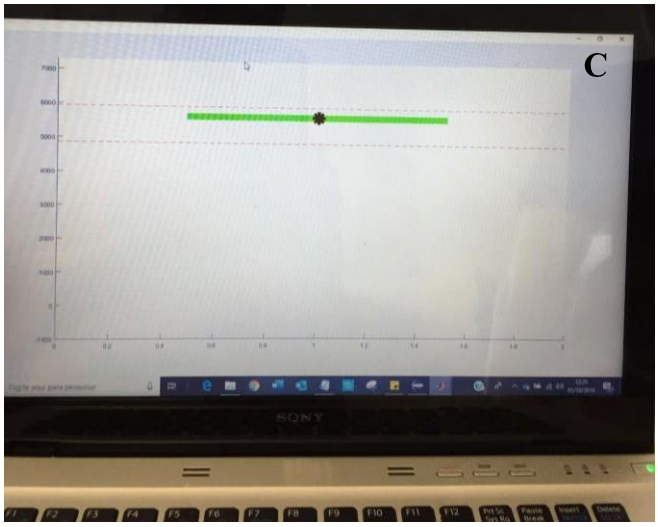


Fonte: composição do autor

Figura 51: Interface Gráfica Matlab do Jogo da Barra em uso com a órtese ativada.







Fonte: composição do autor

4.3.3 Aspectos do Código para o Jogo da Barra

O código do jogo da Barra contém instruções para ser utilizado como cliente na conexão TCP/IP construída. Este código recebe dados de posição da órtese enviados pelo encoder via código do Controle de Impedância alocado na BBBw, o servidor. Estes dados de posição são utilizados para gerar a interface gráfica para o jogo.

O código de controle de impedância é o que se encontra integrado na Beaglebone dentro do DMC; objetiva de passar/repassar instruções ao atuador da órtese e repassar a posição de seu encoder para o uso com o jogo da Barra em Matlab.

Dentre suas funções é incluído o uso como servidor para a conexão TCP, aguardando um cliente e um comando deste antes de iniciar o loop principal do programa.

Entre as inclusões excepcionais ao programa estão a biblioteca *Definitions.h*, referente ao controlador Epos e as bibliotecas *Netdb.h, Sys/types.h, Sys/socket.h, Netinet/in.h e Arpa/inet.h*, integrantes na construção de um socket de comunicação e envio/recebimento de mensagens através deste canal.

O programa pode ser divido em dois grandes blocos: um de conexão e abertura de um *socket* para recebimento e envio de mensagens, e um para o controle do motor da órtese.

Em relação ao primeiro, este se caracteriza por preencher estruturas de dados referidas ao endereço e porta do servidor para receber conexões de clientes, e então entrar em um loop aguardando esta conexão. Ao receber uma mensagem de um inteiro *status* de valor “1” do cliente, o loop é quebrado e então o código parte para a etapa de controle de impedância, ao mesmo tempo em que o jogo em Matlab é iniciado.

No segundo grande bloco que se destina ao controle do motor e envio de mensagens, primeiramente são preenchidas em variáveis as características do motor em questão que será controlado, visto que o controlador Epos pode ser utilizado em uma gama de motores.

Então arquivos de texto são abertos para a coleta de dados, e após o início do jogo, o programa é posto em um pequeno loop com três funções, nesta ordem:

- **AllowImpedance**: Neste o controlador libera o eixo do motor, deixando o paciente fechar livremente suas mãos. Quando é notado que a posição do eixo está indo na direção de abertura, o código sai desta função.
- **ControlImpedance**: Neste é exercido o controle de torque sobre o motor para o auxílio à abertura de mãos do paciente, sendo o torque calculado como a soma proporcional entre constantes K e B, multiplicadas pela diferença da posição e velocidades e seus valores referência. Uma corrente máxima de segurança é definida, e similarmente à função anterior, o código sai desta função ao se notar que a posição do eixo não tende mais no sentido de abertura das mãos do paciente.
- Checagem de status do jogo, finalizando e desligando o motor ao se receber um status de valor "2" do cliente.

Existem também as funções de zerar a posição do motor para leitura, chamada de **NullPosition**, que é usada após o pedido de fechamento dos dedos do paciente, e a de coleta geral de dados, denominada **DataGathering**, que é chamada em ambas as funções principais de controle do motor, onde são escritos em arquivos de texto a posição, velocidade e corrente instantâneas deste.

É importante notar que entre cada coleta de posição para entrada e saída das funções de controle do motor, existe uma passagem de tempo, definida em microssegundos no início do código. Este tempo é importante para que não sejam enviados um número de informações muito superior à velocidade do programa Matlab em redesenhar a barra do jogo, o que ocasionará em um atraso entre o que se vê na órtese e o apresentado na tela do jogo em Matlab.

Código Matlab

O código em Matlab é utilizado para interface com o cliente e é denominado de "Jogo da Barra". Este imediatamente busca criar uma conexão via Internet Local via IP e porta disponível da Beaglebone, servindo como cliente da troca de dados.

Um prompt é fornecido ao usuário, perguntando a amplitude de extensão possível ao paciente em relação à máxima possível da órtese, para cálculo da zona alvo do jogo e da terapia de reabilitação, que ficará 10% acima e abaixo deste valor.

O jogo será então mostrado na tela, e um valor de status de “1” será enviado à *Beaglebone*, iniciando o controle do motor da órtese e passando o código para o loop principal, onde será desenhada uma barra azul em uma posição equivalente à amplitude do movimento das mãos do paciente, ao entrar na zona alvo, a barra se tornará verde.

São três intervalos de exercício de 35 segundos cada, intercalados com rodadas de descanso de 5 segundos, e ao final destes, é enviado um valor de status “2” para a *Beaglebone*, sinalizando o término do jogo.

4.3.4 Mensagens de Tela do Algorítmo ao Terapeuta ou Responsável pelos Testes

Como já mencionado o terapeuta ou pessoa responsável por utilizar o programa do Controle de Impedância tem opções de entrada de seleção de parâmetros do algoritmo tais como: controle da corrente do motor, da rigidez do sistema, do amortecimento do sistema e de uma “rampa de posição angular”.

Estas seleções são realizadas antes de “rodar” o programa; constituem aspectos intrínsecos dos dispositivos de quem se tem controle e se ajustam flexibilizando a alicação para diferentes situações dos parâmetros de controle e diferentes características de restrições dos clientes voluntários que se submetem aos testes.

Não há “avisos” do programa para que o usua´rio realize essas seleções. Elas devem ser realizadas antecipadamente e configuram-se como aspetos do conhecimento prévio de quem utilizará o programa.

Mas além destas seleções disponíveis, ao iniciar o programa, há alguns “avisos”, estes sim intergrados ao programa e visíveis na tela do computador (futuramente nas telas de um smartphone ou tablet) que guiam o terapeuta usuário na condução do programa.

São as seguintes as mensagens de tela:

1. USO DO JOGO DA BARRA

- Gostaria de Iniciar a Sessão com o Jogo da Barra? S/N

  S

  - Iniciando com o Jogo da Barra
  - Por gentileza, feche os dedos e aperte ENTER (para medicao de ângulos)

  ENTER

  - Digite sigla (3 digitos) e numero do teste (3 digitos):

  ABC001

  ### Protocolo ABC001 ###

  - Aguardando o Início do Jogo

  Ir para o Matlab e iniciar o arquivo do Jogo da Barra

    - (mensagens na tela do Matlab):
    - Porcentagem alvo de extensão de movimento da órtese (20 a 100):

    80

    - CALIBRANDO AGUARDE

Então o jogo é iniciado. Uma barra azul aparece do “pé da página” da interface Matlab e assim que o cliente voluntário inicia um movimento (motor atuando de acordo com a estratpegia de controle, ajudando-o proporcionalmente à sua “própria força”) a barra se move para cima. O objetivo é muito simples: tentar posicionar a barra azul entre duas linhas pontilhadas na parte superior da tela.

Ao obter êxito nesta tarefa a barra muda de cor de azul para verde. O voluntário flexiona a mão, fechando-a novamente e o processo volta ao início com a barra azul novamente na parte inferior da tela.

Este processo se dá em três etapas com tempo ajustável (padrão 35: segundos por etapa...mais ou menos umas 30 tentativas...). Entre a primeira e a segunda e a segunda e a terceira etapas há uma mensagem de DESCANSE, tempo também ajustável (padrão: 5 segundos).

Finalizada a terceira etapa, o programa redireciona as atenções para sua tela principal e uma mensagem de finalização é apresentada na tela principal do programa (não mais na tela de interface Matlab):

- Teste bem sucedido! Finalizando o programa

Caso haja algum problema no transcorrer da atividade, a mensagem imediata é:

- Teste Interrompido! Finalizando o programa

A outra possibilidade de uso do programa é sem o jogo da barra. As mensagens do programa para esta utilização estão descritas a seguir.

2. USO SEM O JOGO DA BARRA

- Gostaria de Iniciar a Sessão com o Jogo da Barra? S/N

  N

  - Iniciando com o Jogo da Barra
  - Por gentileza, feche os dedos e aperte ENTER (para medicao de ângulos)

  ENTER

  - Digite sigla (3 digitos) e numero do teste (3 digitos):

  ABC001

  ### Protocolo ABC001 ###

O programa estará ativo assim que o cliente voluntário iniciar um movimento. Estando ele com a mão fechada o ciclo da atividade é a seguinte: tentativa de extensão dos dedos até a máxima conseguida (motor atuando de acordo com a estratpegia de controle, ajudando-o proporcionalmente à sua “própria força”).

Alcançada a posição de máxima extensão o motor se desliga e o voluntário flexiona as mãos para baixo por sua própria conta. O processo retrona ao seu início para nova tentativa de extensão e então novamente o motor é ligado e assim sucessivamente. Neste caso não há uma quantidade de etapas prevista, como no caso das três tentativas do jogo da barra. O terapeuta põe fim à atividade quando julgar necessário.

As mesmas mensagens finais são então apesentadas:

- Teste bem sucedido! Finalizando o programa ou

Caso haja algum problema no transcorrer da atividade, a mensagem imediata é:

- Teste Interrompido! Finalizando o programa

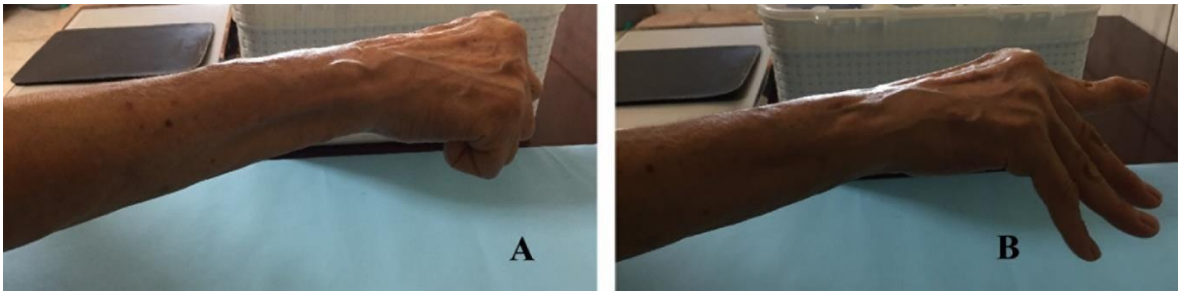
Obs: depois de que o cliente voluntário conheceu o Jogo da Barra, ficou difícil fazê-lo cumprir o teste sem a utilização do jogo. O desafio mesmo que simples do jogo o motiva.

4.5 Metodologia de Aferição

O cliente voluntário possui uma enorme restrição do movimento de extensão dos dedos, como evidencia a figura 52. Na parte (A) da fig. 52 nota-se o voluntário com os dedos fechados, esta é a posição padrão para início do movimento de extensão dos dedos no ciclo fisioterápico. Em (B) mostra-se máxima extensão dos dedos conseguida pelo usuário-cliente voluntário sem o uso de uma órtese.

Considera-se o ângulo 0° para a posição inicial, num plano paralelo ao das falanges proximais, mão fechada (ou dedos para baixo perpendiculares ao dorso da mão). Um indivíduo típico, não acometido pela AR, estenderia os dedos até uma posição paralela à palma da mão; um ângulo de 90° para a máxima extensão na posição final. Indivíduos acometidos pela AR e que desenvolveram o desvio ulnar dos dedos dificilmente conseguem atingir um ângulo de extensão das MFs maiores que a metade desses 90° desejados.

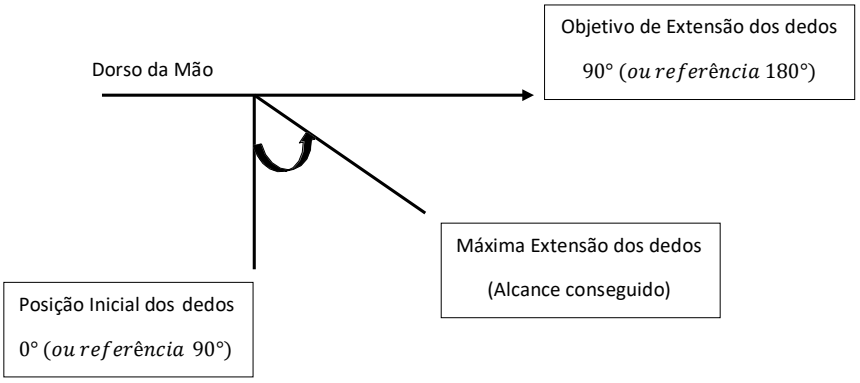
Figura 52: Posiçao com a mão fechada (A) e (B) posição de máxima extensão dos dedos.



Fonte: composição do autor

Um resumo esquemático da situação descrita, que vai balizar a coleta de dados e posterior análise dos resultados é o que mostra a figura 53. Medidas aferidas com um aplicativo digital de medida angular (*App Photo Measures*) foram realizadas em imagens da mão direita do cliente voluntário. Estas imagens com as indicações angulares ilustram o esquema delineado na figura 52 seja para a posição inicial da mão no início dos exercícios fisioterápticos (mão fechada) ou para a posição final da mão em extensão ativa máxima conseguida pelo esforço próprio do cliente voluntário.

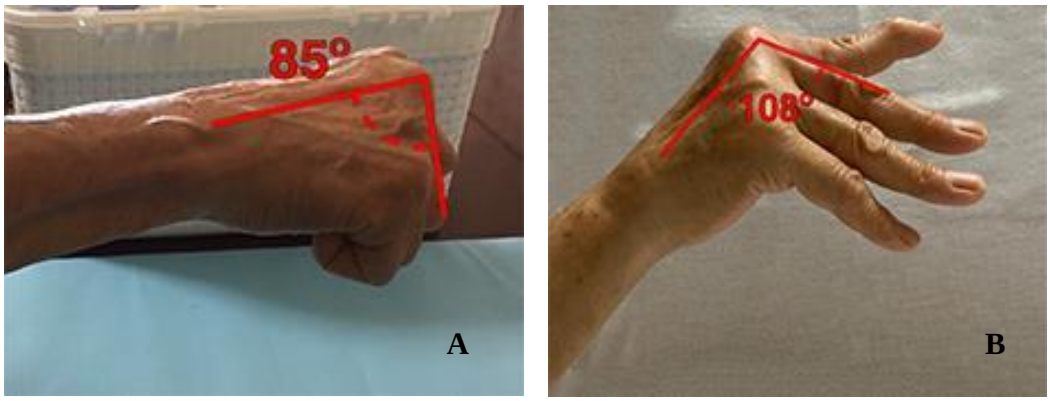
Figura 53: Ilustração da técnica de aferição de extensão das MFs de clientes voluntários



Fonte: composição do autor

A figura 54 repete as ilustrações da figura 52, agora com a indicação das posições angulares da mão do voluntário, ângulos aferidos pelo aplicativo. Pode-se então estabelecer comparações com as referências metodológicas indicadas na figura 53.

Figura 54: Indicação de medidas de posição: mão fechada (A) e (B) posição de máxima extensão ativa (voluntária) das MFs.



Fonte: composição do autor

Analisando-se as ilustrações da figura 54, à despeito de pequenas imperfeições de ajuste dos recursos do aplicativo de medição, é possível verificar que a posição inicial desejada indicada no protocolo de medição (fig. 53) está adequada: imagem A da figura 54 indica proximidade dos 90° fixados como parâmetro de entrada.

A análise da parte B da figura 54 é de muita relevância pois determina o grau de restrição de extensão de movimento das juntas MFs em consequência da AR. O valor angular ilustrado se configura como um parâmetro para o qual alguma pequena variação deva ser considerada em função da imprecisão da ferramenta de medida para o conjunto dos dedos.

A indicação dos 108° da figura 54 B se adequada ao protocolo de aferição da figura 51 resultará num ângulo de 18° $(108° - 90°)$. Considerando-se a posição inicial como os 85° da figura 54 A, soma-se mais 5° ao resultado anterior concluindo-se que a extensão ativa máxima para este cliente voluntário está entre $18° \; e \; 23°$. Uma restrição de movimento considerável.

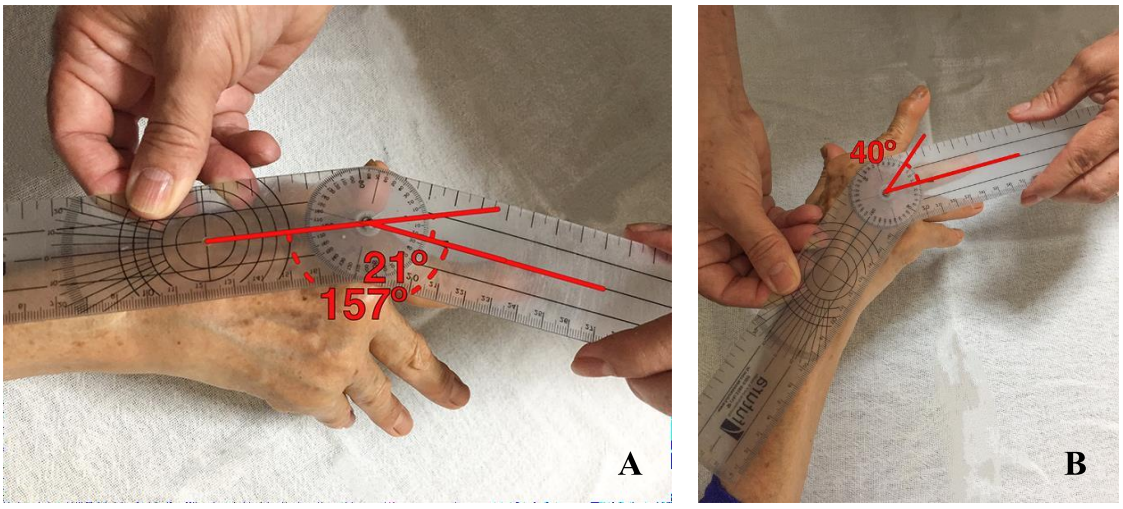
Este é o desafio. A busca por técnicas clínicas que ajudem o cliente voluntário acometido pela AR a melhorar seu desempenho fisioteráptico e consequentemente seu desempenho em funções da vida diária. Com isso a motivação do indivíduo portador da doença aumenta e algumas funções cotidianas podem ser de alguma forma viabilizadas. Órteses configuram-se como instrumentos de auxílio clínico eficazes para estes casos.

O uso de uma órtese como a OLADU melhora sobremaneira os valores de extensão das MFs como imagens e dados seguintes irão demonstrar. E mais que isto, o uso da órtese OLADUi com a estratégia de controle para ativação de seu atuador intrínseco demonstrou ser promissor ao melhorar ainda mais a amplitude de extensão angular das juntas MFs. Estes fatos serão ilustrados nas seções seguintes e dicutidos no capítulo 5, Discussão e Resultados.

4.5.1 Medidas Instrumentais

Medidas realizadas por terapeuta responsável do CER no HCRP/USP por meio de instrumentos típicos como o goniômetro e goniômetro de dedo, são apresentadas nas figuras 55 e 56. Na figura 55, mostra-se a medição do desvio ulnar para dois dos dedos do cliente voluntário. Respectivamente dedo indicador (A), “dedo 2”, medida aferida em 21° e dedo médio (B), “dedo 3”, anotação da medida para 40°.

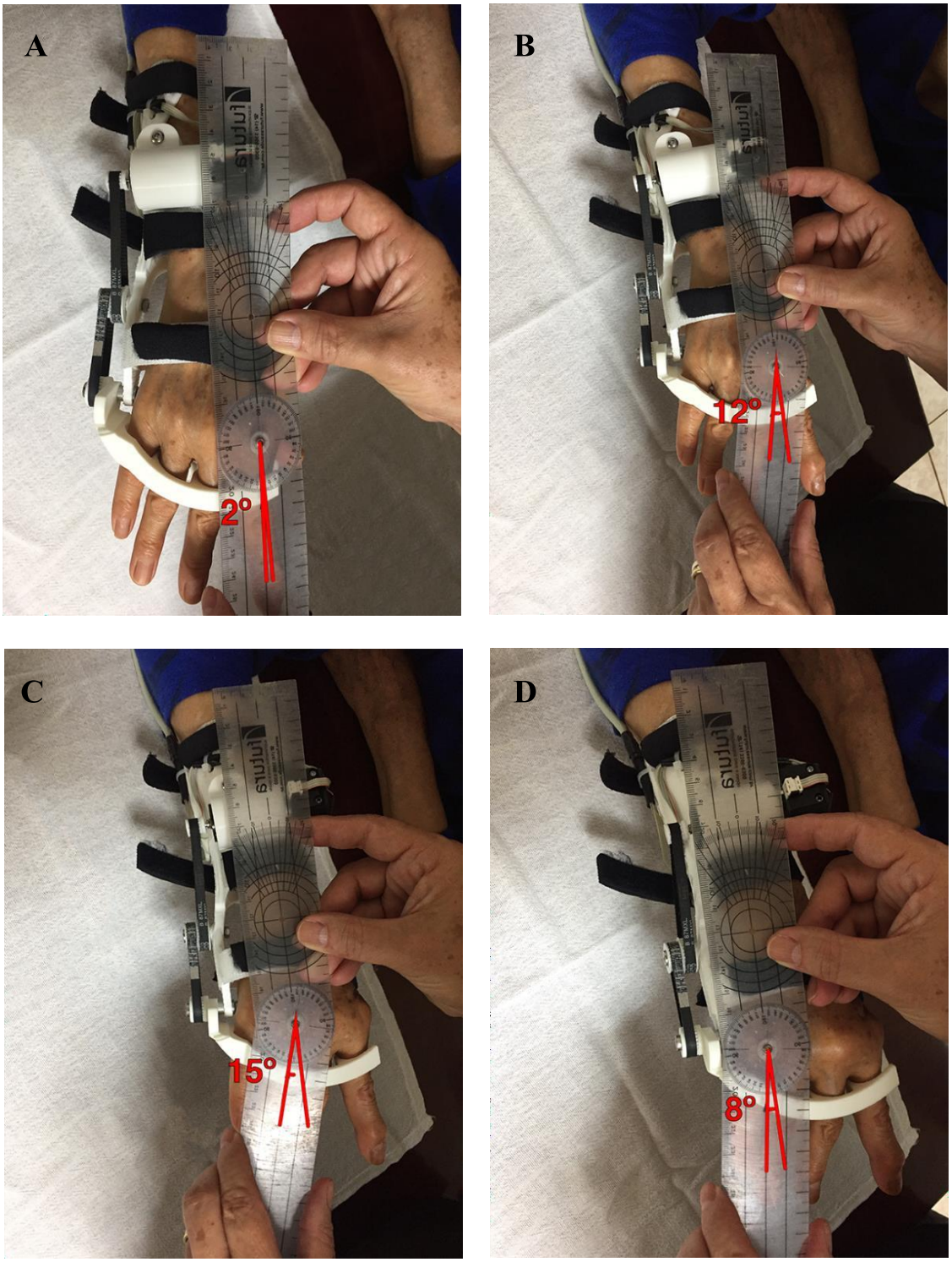
Figura 55: Indicação de medidas com goniômetro do Desvio Ulnar do cliente voluntário.



Fonte: composição do autor

Na figura 56, voluntário vestindo a órtese OLADUi versão 5, mostra-se a medição individual do desvio ulnar para cada um dos dedos da mão direita do voluntário, exceto o polegar. Para o dedo indicador (A), “dedo 2”, aferiu-se 2° para o desvio ulnar; o desvio do dedo médio (B), “dedo 3” foi de 12°; para o dedo anular ou anelar (C), “dedo 4”, o desvio aferido foi de 15° e finalmente para o dedo mínimo, “dedo 5”, desvio verificado em 8°.

Figura 56: Indicação de medidas com goniômetro do Desvio Ulnar do cliente voluntário portando a órtese a órtese OLADUi versão 5.



Fonte: composição do autor

A tabela 3, apresenta a disposição desses dados.

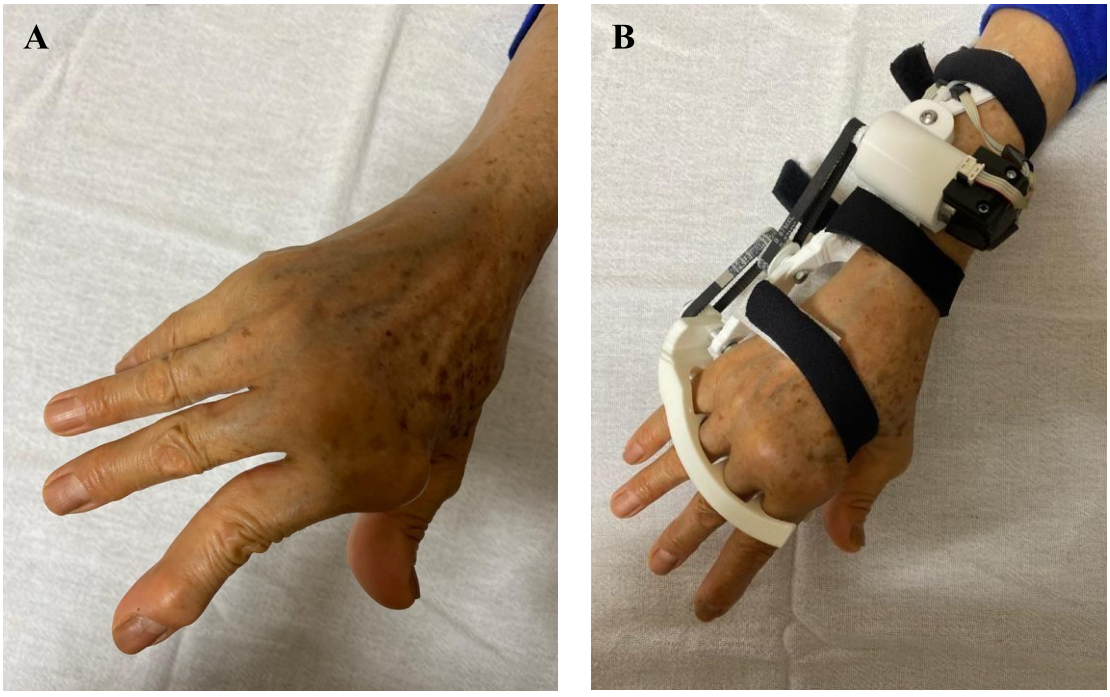
Tabela 3: Medidas do desvio ulnar dos dedos de cliente voluntário, sem a órtese e com a órtese OLADUi versão 5, ainda inativa (sem o atuador).

Medidas do Desvio Ulnar dos Dedos (sem o polegar)

Dedos (Juntas MFs)	Dedo 2	Dedo 3	Dedo 4	Dedo 5
Sem a Órtese	21°	40°	42°	36°
Com a Órtese (Sem Atuador)	2°	12°	15°	08°

Verifica-se que o uso da órtese pocisiona os dedos num melhor alinhamento corrigindo o desvio ulnar de forma muito satisfatória. A figura 57 ilustra este fato.

Figura 57: Indicação do desvio ulnar. Sem a órtese (A), com a órtese OLADUi 5 (B).



Fonte: composição do autor

Uma medida de grande interesse é a da extensão ativa das juntas MFs. A figura 58 mostra uma medida de extensão ativadas MFs do voluntário com o uso de um goniômetro de dedo. A medida foi realizada com o voluntário portanto a órtese OLADUi versão 5, mas ainda sem a ativação de seu atuador.

Figura 58: Medida da extensão ativa média das MFs com a órtese a órtese OLADUi versão 5.

Fonte: composição do autor

Um “ganho em extensão” pode ser verificado se a medida for comparada a da extensão sem a órtese, anotada na figura 54. A medida da extensão média (dedo3) das MFs do voluntário sem a órtese se dá em torno dos 18° (fig. 54 B) e a verificada com o usuário portando a órtese OLADUi versão 5aumenta para 38°. Um ganho considerável.

Também foi estabelecida a medida de extensão ativa de cada uma das juntas MFs do voluntário por medidas goniométricas. Esses dados foram verificados sem o uso de órtese (extensão ativa alcançada pelo esforço próprio do voluntário) e com o uso da órtese sem a ativação do motor. Os resultados são apresentados na tabela 4.

Tabela 4: Medidas da extensão ativa dos dedos de cliente voluntário, sem a órtese e com a órtese OLADUi versão 5, ainda inativa (sem o atuador).

Medidas da Extensão Ativa das MFs (sem o polegar)

Dedos (Juntas MFs)	Dedo 2	Dedo 3	Dedo 4	Dedo 5
Sem a Órtese	**-54°**	-70°	-78°	-96°
Com a Órtese (Sem Atuador)	**-42°**	-58°	-34°	−40°

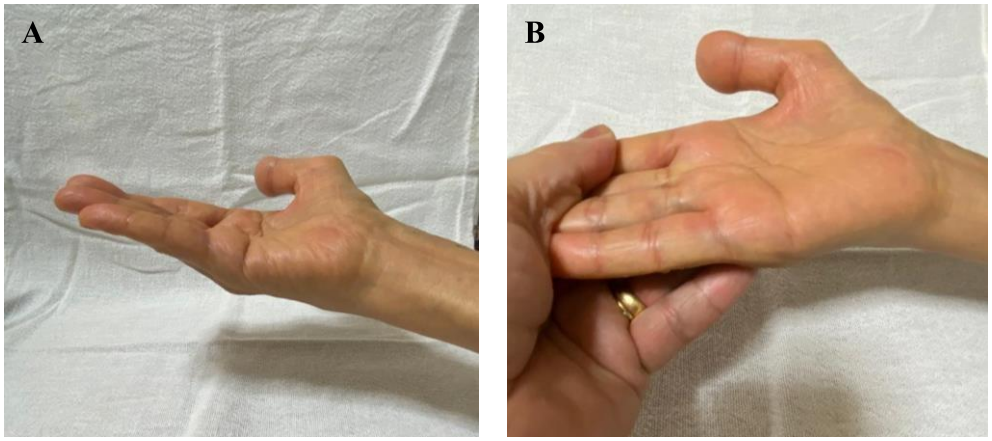
Uma interpretação para os valores anotados é a seguinte. Os valores negativos dos ângulos referem-se ao quanto falta para se atingir a posição neutra.

Esta posição pode ser a do zero grau, mão esticada paralela ao chão ou a uma mesa, por exemplo. Desta forma o valor **-54° para o dedo 2,** significa que faltam 54 graus para a extensão completa deste dedo; de outra forma, o dedo permanece em flexão de 54° após a tentativa de extensão voluntária do cliente sem o uso de uma órtese.

Com o uso da órtese, no caso a OLADUi 5, o mesmo dedo 2 apresenta um valor de **-42°.** Então houve uma correção de 12° pela ajuda do dispositivo (sem motor) na tentativa voluntária de extensão, mas este dedo ainda fica em flexão de 42° após o máximo esforço de extensão do cliente. Portanto ainda restam 42° a serem corrigidos para o alcance do neutro – a posição da junta completamente esticada em zero grau.

Outra verificação de grande interesse é a de extensão passiva das juntas MFs. Esta medida traz informações sobre o quanto se poderia atingir de alcance em extensão no caso "forçado", isto é, no caso do auxílio de uma força externa. Esta força externa na figura 59 (B) é representada pela mão do terapeuta. No escopo deste trabalho esta força externa será representada pelo atuador da órtese robótica.

Figura 59: Ilustração da extensão passiva das MFs do cliente voluntário.



Fonte: composição do autor

Medidas da extensão passiva podem ser conferidas na tabela 5. A tabela ratifica as ilustrações da figura 58. Na figura 58 (A) mostra-se a extensão passiva livre do voluntário e na figura 58 (B) a extensão passiva forçada.

Tabela 5: Medidas da extensão passiva das MFs do cliente voluntário, orientada pela terapeuta responsável

Medidas da Extensão Passiva das MFs (sem o polegar)

Dedos (Juntas MFs)	Dedo 2	Dedo 3	Dedo 4	Dedo 5
Livre	**-26°**	−20°	-4°	0°
Forçada	0°	0°	0°	0°

Verifica-se claramente que não há bloqueio mecânico das articulações que impediriam uma extensão "ajudada" completa (dedos totalmente esticados), seja pela mão do terapeupa, seja pela ação de um atuador, como um motor de uma órtese robótica.

A menos do polegar, medida não indicada na tabela (- 4°) para extensão passiva forçada, todos os outros dedos apresentaram a correção de seus desvios. A medida final para os 4 dedos é corrigida pela força atuante da mão do terapeuta e os ângulos negativos, são então corrigidos e levados para o zero grau.

Um ponto de interesse na análise desses dados se verifica quando se comparada o valor do dedo 2, tal qual foi feito na discussão da tabela 4. O dedo 2 apresenta um estado de extensão ativa livre sem órtese de **-54°** ; esta mesma junta do dedo 2 apresenta uma extensão passiva (referenciada ao dorso da mão) de **-26° .** Como a extensão passiva forçada deste dedo vai a 0°, disso se conclui que restam 26° a serem corrigidos, por exemplo, por uma órtese robótica que disponha de um atuador.

Este estudo não apresenta uma metodologia para a verificação da extensão individual de cada uma das MFs, mas para a extensão média das juntas que estão alocadas nos dedais fixos. A medição é feita com referência à peça única (dedais fixos) da órtese. A análise das curvas extraída dos testes considera então o que se está chamando de extensão "média" ou extensão da mão e não a extensão de cada junta separadamente. De qualquer forma fica o resgistro das medições instrumentais e um desafio a ser estudado na continuidade deste trabalho ou para trabalhos futuros.

4.6 Sessões de Testes com Voluntário Portador de AR

Entre janeiro de 2018 e fevereiro de 2020 foram realizadas baterias de testes com indivíduo voluntário acometido por AR que desenvolveu o desvio ulnar dos dedos. Estes testes foram supervisionados no Centro de Reabilitação Lucy Montoro (CER) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HC FMRP/USP).

Voluntário Participante

O voluntário participante é do gênero feminino, 62 anos, 1,57 m de altura, 60 Kg de massa, portador de AR há quase duas décadas e sem outras palologias. As duas mãos do voluntário foram afetadas pelo desvio ulnar dos dedos, mão direita dominante e com lesões artríticas mais críticas. A mão direita foi selecionada para os testes com a órtese robótica. Os testes protocolares compreendem movimentos regulares de flexo-extensão das juntas Metacarpo Falangeanas (MFs) dos dedos.

Protocolo Experimental

Primeiramente estabeleceu-se medidas instrumentais das MFs do voluntário. As medidas foram aferidas estando o voluntário sem a órtese e com a órtese sem o atuador.

Com um goniômetro aferiu-se o desvio ulnar de cada uma das juntas MFs. Essas medidas foram importantes para balizar o customizado ajuste da estrutura mecânica da órtese no sentido de corrigir confortavelmente, o mais possível, o alinhamento do desvio verificado. Quanto mais ajustada a órtese, melhor foi o ganho em extensão verificado.

Em seguida mediu-se com um goniômetro de dedo a extensão ativa das MFs. Essas medidas são fundamentais para se estabelecer a comparação do ganho em extensão com o uso da órtese ativa.

A cada ajuste estrutural da órtese essas medidas são novamente realizadas. Os dados aqui apresentados correspondem às medidas aferidas com última versão da órtese.

O protocolo de testes com a órtese ativa foi assim estabelecido:

i) Se a órtese recebeu ajustes estruturais as medidas instrumentais são novamente tomadas;

ii) As sessões de testes com a órtese robótica (ativa) tem duração de 2 horas e frequência média a cada 45 dias;

iii) Para cada teste numa sessão o terapeuta identifica o voluntário e o teste por meio de um código alfa numérico. Este código é recuperado pelo algoritmo para cada teste em particular;

iv) Para cada teste numa sessão os parâmetros de seleção do algoritmo de controle podem ser variados. São quatro parâmetros principais de ajuste: corrente do atuador, coeficiente de rigidez, coeficiente de amortecimento e constante de rampa de posição angular. A cada teste estes parâmetros são anotados numa tabela padronizada;

v) O terapeuta seleciona que tipo de teste realizar: SEM o jogo ou COM o jogo;

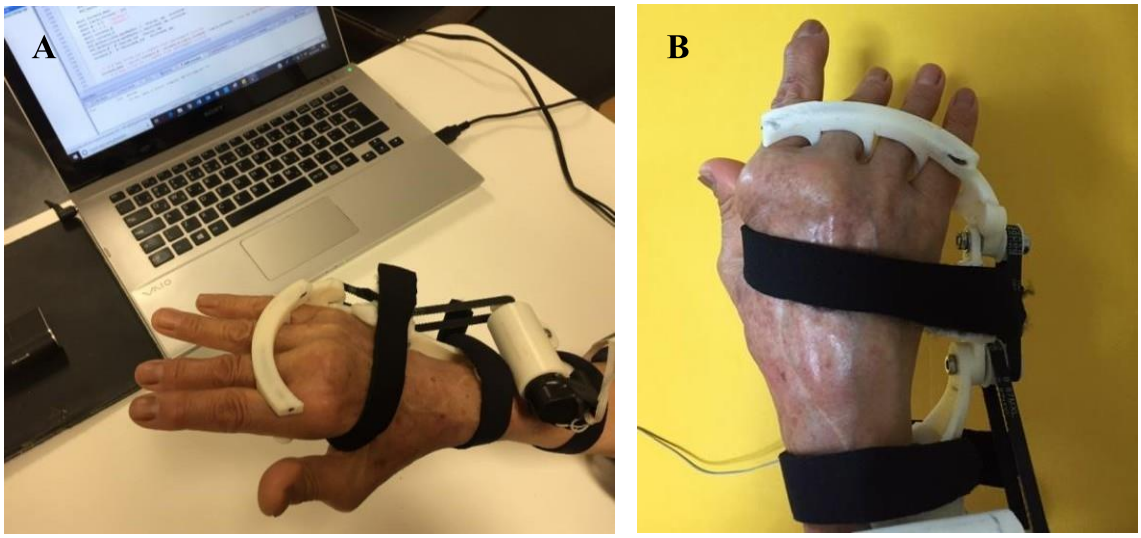
vi) Para cada teste finalizado numa sessão os dados de corrente, torque e velocidade e posição angular do atuador são guardados em arquivos txt identificados pelo código inicialmente escolhido;

vii) O pesquisador separa os arquivos de uma sessão para cada teste identificado e realiza a análise dos dados, comparando-os com os das medidas instrumentais gomiométricas.

Apresenta-se a seguir imagens e informações sobre período dos testes e a versão da órtese robótica OLADUi utilizada, versões 4a, 4b e 5. Resultados serão discutidos no capítulo seguinte. Estas imagens referem-se especificamente a testes com um paciente voluntário mulher, com disfunção do desvio ulnar dos dedos nas duas mãos, porém mais aguda em sua mão direita. A mão direita do voluntário foi a escolhida para a realização dos testes.

A figura 60 traz a Órtese OLADUi em teste acomodada na mão direita do voluntário. A órtese em questão corresponde a versão 4a ainda sem a modularização e sem as melhorias estruturais da versão 4b e sem a modularização da versão 5. Este teste foi realizado no CER do HCRP/USP em outubro de 2018.

Figura 60: Órtese OLADUi versão 4a acomodada na mão direita do voluntário.



Fonte: composição do autor

A órtese da versão 4a ainda possuia correias com emendas o que causava "trancos" indesejados nos movimentos prejudicando a verificação gráfica da extensão das MFs.

Contudo, já era possível verificar que a estratégia de controle era promissora. Ajustes estruturias mecânicos foram necessários. A estratégia de controle também foi sendo aprimorada em consonância com os ajustes estruturais e com a verificação gráfica dos testes em sequência.

É possível notar uma distância considerável entre a mão do voluntário e a órtese em função do desvio ulnar figura 58 (B). O vão existente entre a órtese e a mão foi diminuido por meio de ajustes estruturais nas órteses de versões superiores. A melhoria pode ser verificada nas imagens da figura 51, nesta imagem da fig 51 a órtese em questão é a de versão 5.

A figura 61 mostra em sequência os estágios dos testes de abril de 2019. A órtese OLADUi é a de versão 4b, com melhorias estruturais em relação a versão 4a mas ainda com a mesma estratégia de controle e sem a modularização da eletrônica embarcada.

Os ajustes mecânicos na estrutura da órtese OLADUi versão 4b foram positivos mesmo que as correias ainda apresentassem emendas e que a estratégia de controle não tenha sido melhorada.

Na imagem superior da figura 61 (A) o voluntário inicia a tentativa de extensão dos dedos e é ajudado pelo motor e seu dispositivo de controle. Na imagem do do meio (B) nota-se uma posição intermediária da tentativa de extensão e na imagem inferior (C) mostra-se a máxima angulação que este usuário-cliente consegue alcançar com o auxílo da órtese ativa.

Outra sequência de testes, figura 62, para a extensão-flexão dos dedos. O paciente voluntário usa agora com a OLADUi já otimizada para sua quinta versão.

Esta versão traz melhorias estruturais fundamentais como correias sem emendas, polias com diâmetros adequados ao melhor torque, estrutura otimizada para adequação ao refinamento dos parâmetros geométricos além e melhorias substanciais no algoritmo de controle, como a opção da gamificação. Esta sessão de testes fora realizada em outubro de 2019.

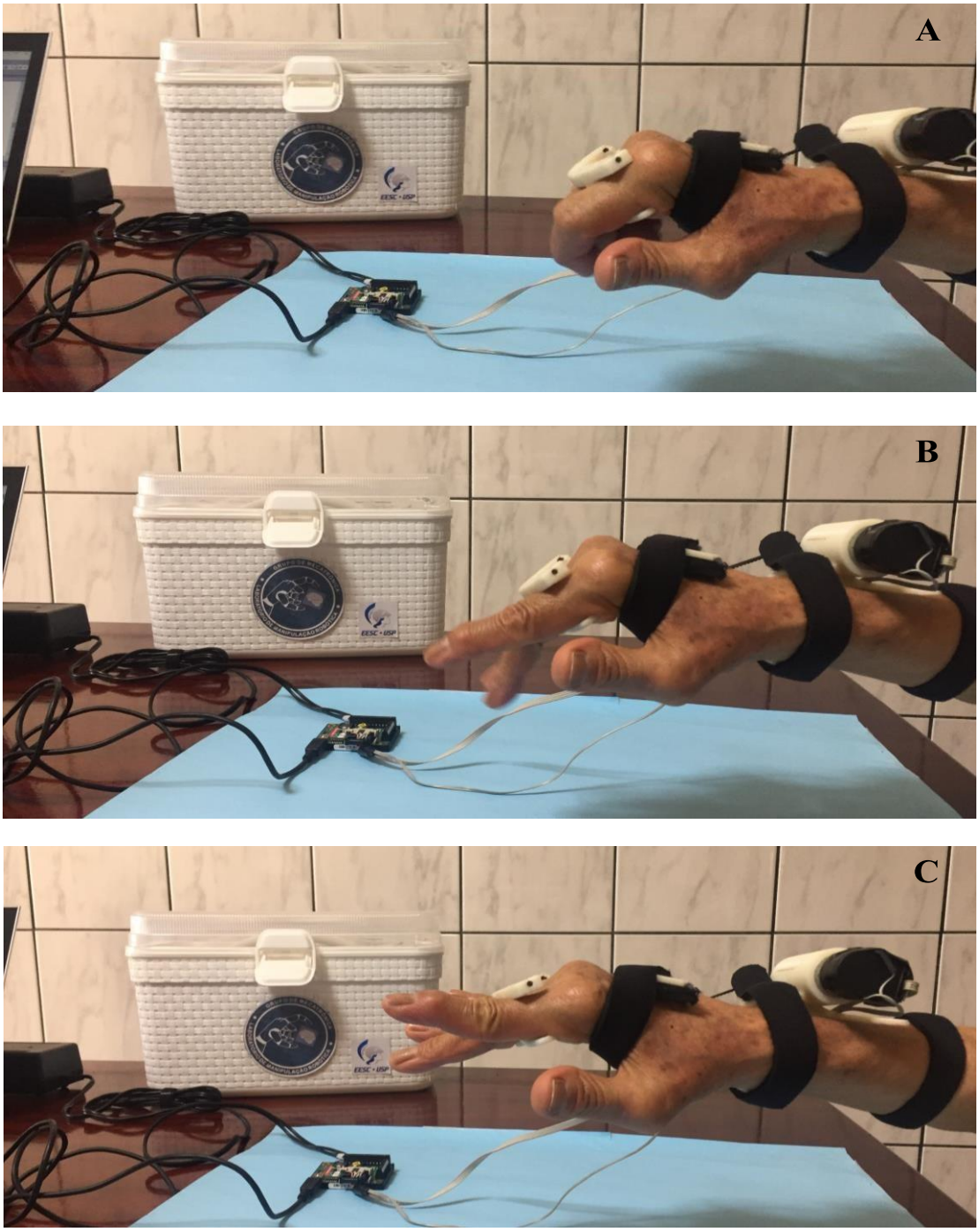
Todos os testes com a OLADUi foram realizados mediante três critérios iniciais:

(i) Órtese com o motor desativado; a articulação da órtese que permite o movimento de extensão dos dedos fica sujeita às forças e torques que o voluntário consegue realizar para o movimento por seu próprio esforço, sem o auxílo do motor;

(ii) Órtese com o motor ativado, o movimento de extensão dos dedos é auxiliado pelo torque imprimido pelo motor mediante o algoritmo de controle: o motor tende a ajudar mais quando as forças oferecidas (“conseguidas”) pelo voluntário são de menor magnitude.

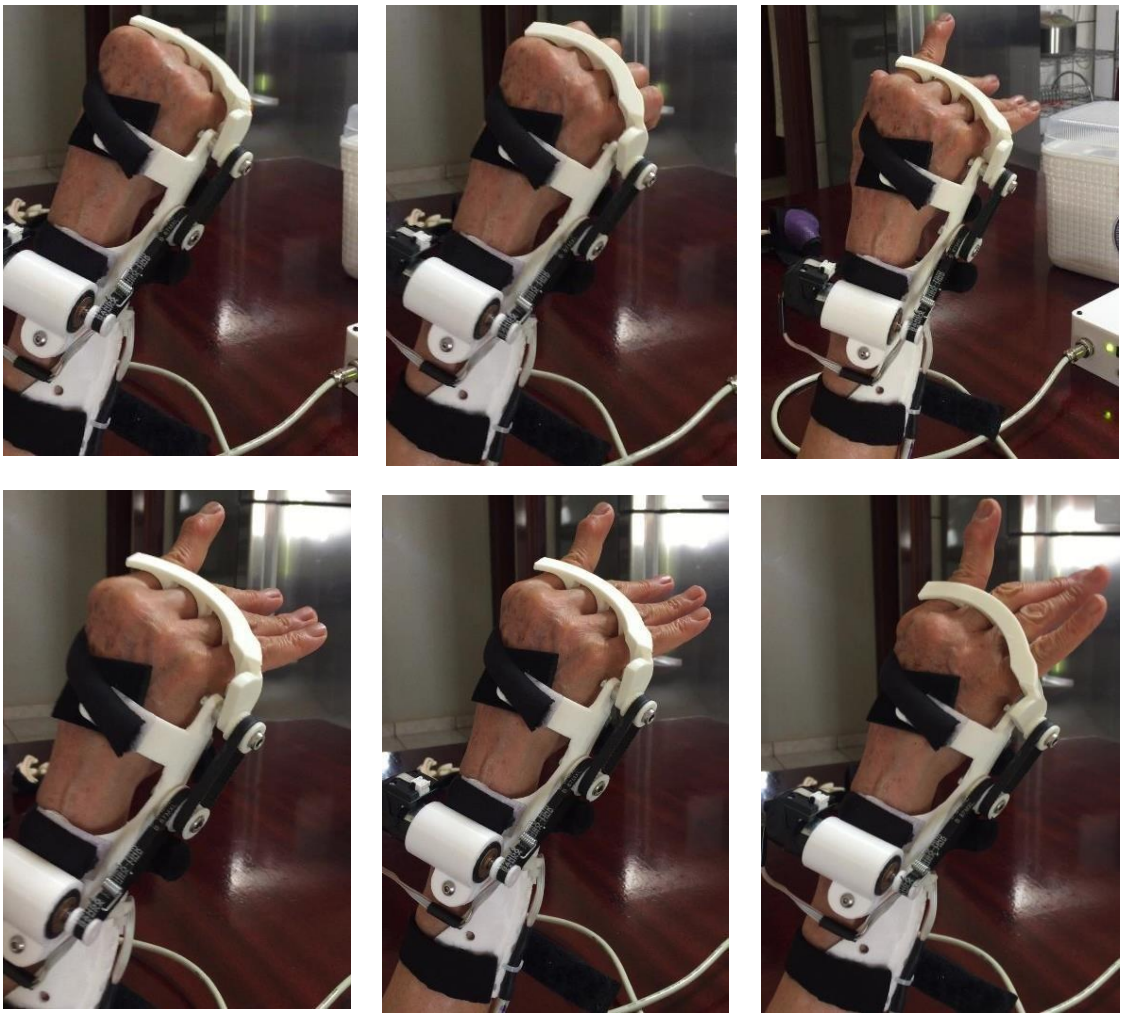
(iii) A órtese terá seu motor desativado no movimento de flexão, na volta dos dedos para a posição inicial.

Figura 61: Sequência de movimentos da extensão dos dedos com a órtese OLADUi versão 4b.



Fonte: composição do autor

Figura 62: Sequência de movimentos da extensão das MFs, órtese OLADUi versão 5.



Fonte: composição do autor

Além dessas prerrogativas de especificação de projeto (i), (ii) e (iii) os seguintes ajustes foram implementados no algoritmo do controle de impedância. Os ajustes são selecionados pelo terapeuta ou responsável pela aplicação do teste.

I. Seleção da corrente do motor. Ajuste que possibilita ao terapeuta escolher correntes maiores ou menores que interferem na potência do motor;

II. Seleção da constante de rigidez do sistema (K). Ajuste que interfere no grau de leveza da posição do movimento angular da órtese;

III. Seleção da constante de amortecimento (B). Ajuste que interfere no grau de suavidade da velocidade do movimento angular da órtese;

IV. Seleção de uma “rampa de posição angular”. Ajuste que possibilita o início do movimento assistido pelo motor em função do primeiro deslocamento (força própria) que o voluntário consegue produzir. Este ajuste foi o último implementado (fevereiro de 2020).

A cada sessão de testes uma folha de dados era preenchida contendo as informações pertinentes ao teste para serem posteriormente computadas e analisasdas e graficadas para posterior síntese dos resultados.

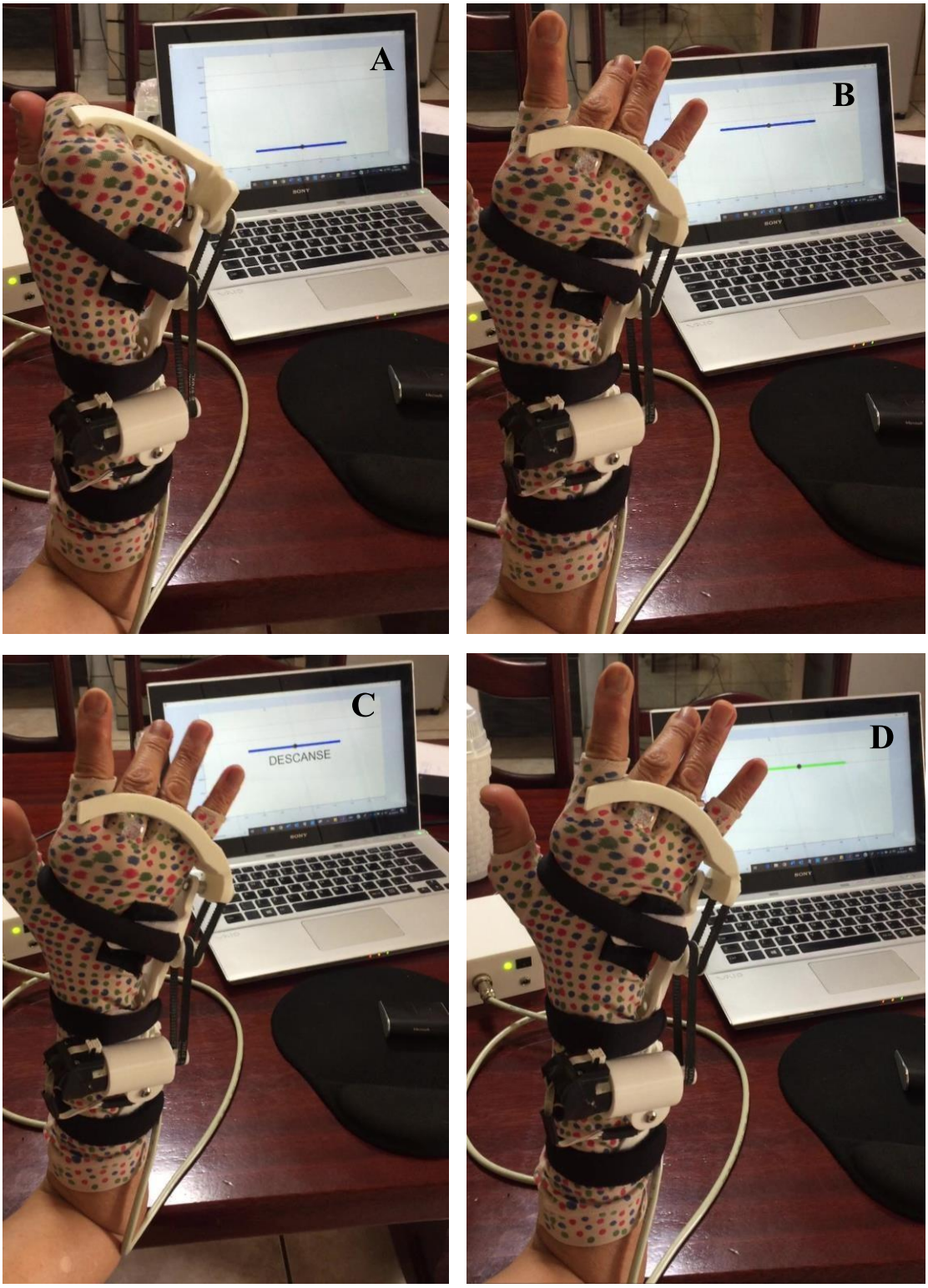
O apêndice B traz uma cópia da folha de informações a serem preenchidas nos testes.

A figura 63 ilustra testes do voluntário com uso do jogo da barra realizados com a quinta versão da OLADUi versão 5, testes realizados em outubro de 2019.

Na imagem superior à esquerda, figura 63 (A), os dedos do cliente estão fechados indicando início do movimento de extensão; na imagem superior à direita (B) , a extensão máxima é alcançada pelo cliente mas sem sucesso quanto aos objetivos do jogo; na imagem inferior à esquerda (C) , a ilustração da interface indicativa de descanso entre as sessões; finalmente na imagem inferior à direita (D) a indicação de extensão máxima atingida e de sucesso no cumprimento das metas do jogo da Barra.

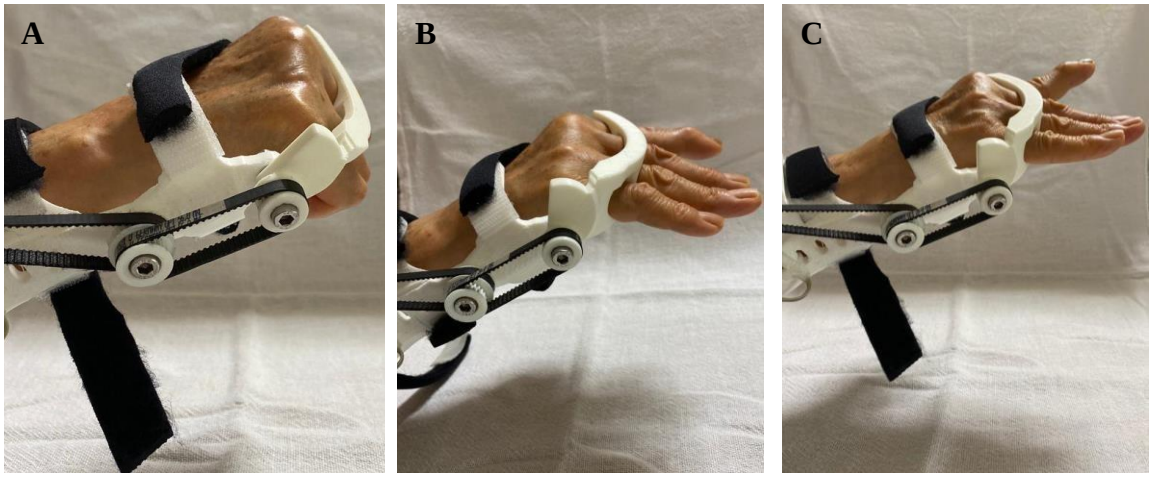
A figura 64 traz ilustrações de testes realizados com a OLADUi versão 5, com suas melhorias estruturais definidas, como indicado na pág. 154 para a figura 60 e agora com melhorias importantes no algoritmo eu ganhou um ajuste de “rampa de posição angular” capaz de computar com maior precisão a intenção de movimento inicial do cliente voluntário. Estes testes foram realizados em fevereiro de 2020.

Figura 63: Sequência de testes com a órtese OLADUi versão 5 utilizando o jogo da Barra.



Fonte: composição do autor

Figura 64: Sequência de testes com a órtese OLADUi versão 5, fevereiro 2020.



Fonte: composição do autor

Na imagem à esquerda, figura 64 (A), os dedos do cliente estão fechados indicando início do movimento de extensão; na imagem do meio (B), uma extensão intermediária é alcançada e na imagem à esquerda (C), a máxima extensão é alcançada. Voluntário fazendo uso da OLADUi em sua completude, isto é, órtese com ajustes estruturais finais e algoritmo de controle de impedância na sua versão atual de fevereiro de 2020.

Os principais resultados dos testes realizados são apresentados e discutidos no capítulo seguinte.

5 DISCUSSÃO E RESULTADOS

5.1 Estratégia de Controle

A implementação do “Controle de Impedância” pode ser testada adequadamente uma vez que há muitas características aderentes entre este conceito de controle e a funcionalidade do sistema neuromotor humano. A saber, o sistema neuromotor pode ser considerado uma impedância mecânica que recebe movimento como entrada (um fluxo) e responde com uma força (esforço).

Por sua vez, o esqueleto humano pode ser descrito como uma admitância mecânica que recebe entradas de força e gera movimentos como resposta (IBARRA, 2014). A força de atuação e reação pode ser determinada por meio da impedância mecânica do sistema neuromotor. A atuação do sistema nervoso controlando a impedância determina o movimento do membro (HOGAN, 1985b).

Desta forma é possível pensar que a impedância é a grandeza que relaciona a resistência oferecida por um membro quando a ele se tenta impor um movimento (ARAUJO, 2012).

Um prático exemplo da aplicação do controle de impedância são os exoesqueletos (AGUIRRE-OLINGER et al., 2007). Estes aparatos, normalmente “vestidos” por seres humanos fazem uso deste tipo de controle muito em função de razões de segurança, para que a interação entre o usuário e o equipamento ocorra de maneira suave.

Além destes aspectos cita-se o que já fora discutido na seção 2.1 resumido aqui:

- ✓ Na estratégia de controle de interação do tipo força direta, oferece-se a possibilidade de controlar a força de contato para um valor desejado, graças justamente à existência de um circuito de realimentação de força;
- ✓ É a categoria de controle de interação que traz o “Controle de Impedância”, onde o erro de posição está relacionado à força de contato através de uma rigidez mecânica ou impedância de parâmetros ajustáveis (HOGAN, 1985).

- ✓ Para conseguir um desejado comportamento dinâmico, a massa real e amortecimento no contato devem ser considerados além da rigidez, levando ao controle de impedância (SICILIANO; VILANI, 1999).

Uma das principais discussões com vistas à otimização de uma estratégia de controle passa por quantificar/informar de forma objetiva a força necessária para início e término do movimento. Desta forma, um programa "personalizado ao cliente" poderá ser implementado.

O controlador de impedância simples tem outra característica importante. Na medida em que o controlador imita exatamente o comportamento de uma mola e amortecedor, o robô se comporta exatamente como faria com uma mola real e amortecedor conectando-o à trajetória virtual. Se a trajetória virtual especificar uma pose constante, todo o sistema (robô mais controlador) é passivo e, portanto, garante interação estável com todos os ambientes passivos.

Além disso, como o controlador de impedância simples não depende do controle de feedback de força para moldar a impedância, ele não é vulnerável à perda de passividade que pode ocorrer quando os modos estruturais interagem com um loop de *feedback* de força. Portanto, embora seja primitivo, um simples controlador de impedância ajuda bastante na solução do problema de estabilidade e seu desempenho melhora à medida que a impedância inerente do robô é reduzida.

Na prática, embora a implementação do algoritmo especificado pela equação 52 tenha um bom desempenho em alguns aplicativos, ela tem limitações. Vários fatores tornam a impedância do controlador não passiva, incluindo a implementação do controlador em tempo discreto e dinâmica não modelada entre o atuador e o sensor. Sob essas condições, a estabilidade não pode ser garantida em todos os ambientes.

Ao mesmo tempo, a criação de hardware de baixa impedância pode ser difícil, principalmente para geometrias complexas. Ainda assim, a abordagem tem sido bastante bem-sucedida, principalmente quando usada em conjunto com projetos altamente dirigíveis para trás (por exemplo, usando robôs para fisioterapia (VOLPE et al., 2000).

5.2 Resultados de Testes com Voluntário Portador de AR

O projeto da OLADUi e de seu dispositivo modular de controle, o DMC, segue preceitos éticos e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCRP/USP) em 13 de maio de 2015, processo HCRP N^0 15857/2014, vide anexo 2. Testes reais foram realizados com um paciente voluntário portador do desvio ulnar dos dedos no Centro de Reabilitação (CER) Lucy Montoro no HCRP/USP. A bateria de testes foi realizada no período do primeiro e segundo semestres de 2018, primeiro e segundo semestres de 2019 e em fevereiro de 2020.

O objetivo principal dos testes é a verificação de uma das hipóteses deste estudo. Qual seja, a verificação se há ou não ganho em extensão das juntas MFs nos exercícios fisioterápticos quando um voluntário portador de AR faz uso da uma órtese robótica OLADUi.

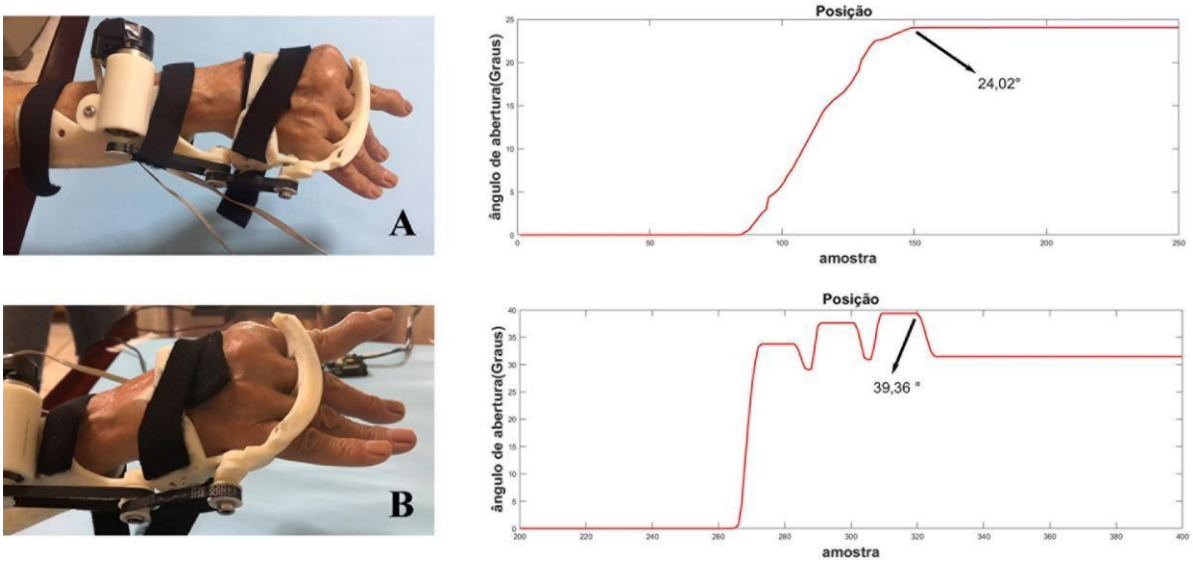
Como verificado na seção 4.5 Metodologia de Aferição, págs 150, a extensão ativa máxima das MFs alcançada pelo voluntário sem o uso de uma órtese foi anotada em 18 graus apenas, medida discutida na figura 53 (Método de aferição, pág. 150), e informada na figura 54 (Medidas de posição das MFs, pág. 150).

O uso da órtese OLADUi, em todas as suas versões (OALDUi, versões 4a, 4b e 5) melhorou substancialmente a capacidade de extensão máxima de suas MFs para do cliente voluntário portador de AR e acometido da deformidade do desvio ulnar dos dedos. Esta discussão está especificada a seguir.

5.2.1 Resultados de Testes com a OLADUi versão 4a

O voluntário foi convidado a realizar testes com o órtese OLADUi, versão 4a. Isto em duas sessões distintas. Primeiramente usando a OLADUi sem a ativação do motor e de seu controle. Em seguida usando a OLADUi com a ativação do controle do motor. Estes testes foram realizados em outubro de 2018. A Figura 65 apresenta os resultados desses testes.

Figura 65: Resultados de testes da OLADUi, versão 4a com voluntário no CER-FMRP/USP. A parte superior o gráfico indica o teste com a órtese sem ativação do motor (A). Na parte inferior a indicação gráfica do teste com a órtese ativada (B).



Fonte: composição do autor

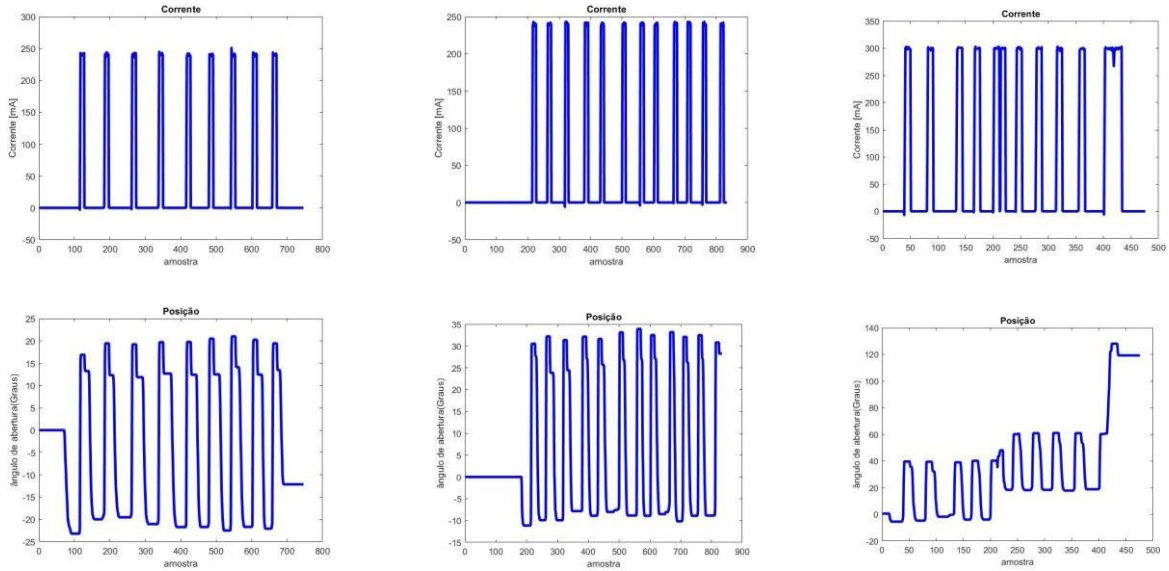
Nas imagens da parte superior Fig. 65 (A), o voluntário testa a órtese sem a ativação do motor, realiza os movimentos por sua própria conta.

A máxima extensão das MFs conseguida com a órtese então desativada (motor desligado) compreende um ângulo que está em torno de 24°, isto é, o uso da órtese mesmo sem o controle robótico conferiu um ganho de extensão da ordem de 6° se comparado com a extensão máxima atingida atingida sem o uso da órtese. Contudo esta versão 4a da OLADUi ainda carecia de ajustes estruturais o que impediu a verificação de um ganho maior entre o não uso da órtese e seu uso, mesmo sem o motor.

Nas imagens da parte inferior Fig. 65 (B), o usuário-paciente testa a órtese com a ativação do motor. A máxima extensão das MFs conseguida com a órtese ativada (motor ligado) compreende agora um ângulo em torno de 39°. Verifica-se um ganho de extensão de mais de 15° se comparado com o verificado com o uso da órtese sem a ativação do motor.

Esses testes foram realizados em outubro de 2018. Uma amostra de resultados dos testes apresenta-se nas curvas (com o uso do Matlab) da Figura 66.

Figura 66: Três situações distintas do teste com a órtese OLADUi, versão 4a.



Fonte: composição do autor (vide imagem aumentada no apêndice C)

A figura 66 mostra três situações distintas para a variação de seleção dos parâmetrosde corrente do motor, rigidez do sistema e amortecimento do sistema. As imagens gráficas foram tomadas para diferentes posições da mão do cliente voluntário no início do movimento de extenção de suas MFs. O ganho em extensão, em torno de 40°, com a órtese OLADUi 4a, controle de impedância ativado, isto é, com o motor ligado foi verificado para diversas situações mediante alterações previstas no algoritmo de controle. Quais sejam:

(i) seleção da corrente do motor na faixa de 200 mA a 320 mA;
(ii) seleção da rigidez com valores entre 0,1 a 1,8 N/m para o K;
(iii) seleção do amortecimento com valores entre 0,1 a 1,8 Ns/m para o B.

Nos três casos é possível identificar uma extensão angular dos dedos do usuário-pa ciente em torno dos 40°. Esta extensão se mantém em 40° independentemente da posição angular de início do movimento pelo voluntário e da posição angular final alcançada na extensão. Um ganho bastante significativo se comparado com a extensão conseguida com a órtese sem a ativaçao do motor, que fica em torno dos 24°, e excelente se comparada com a extensão alcançada pelo voluntário sem o uso da órtese, extensão esta anotada em torno de 18°, como discutido anteriormente.

A versão 4b da OLADUi apresentou os mesmos ganhos em extensão com o motor ligado, em torno dos 40°. O que melhorou foi a extensão máxima alcançada com a órtese sem o motor que atingiu os 34° .

5.2.2 Resultados de Testes com a OLADUi versão 5

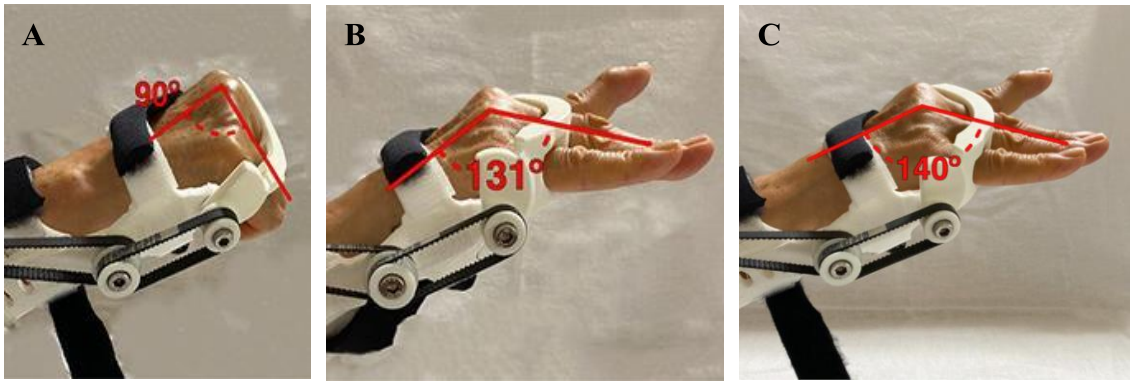
Com o transcorrer dos testes, percebeu-se que ainda havia margem de ganho nesses resultados. Para tanto tratou-se de desenvolver métodos de ajuste para melhorias estruturais e melhorias no desempenho do controle de impedância.

- Ajustes estruturais (mecânicos): foram realizados ajustes na estrutura mecânica da órtese, para diminuir as folgas existentes, minimizar atritos visíveis e dimensionar a estrutura de manufatura aditiva da órtese de forma mais dedicada à anatomia do cliente voluntário em questão;

- Ajustes no algoritmo de controle: além dos ajustes estruturais procurou-se melhorar aspectos do algoritmo do controle de impedância. Isto foi feito introduzindo-se no algoritmo um ajuste de controle do tipo “rampa de posição angular”. Este ajuste melhora a relação de início de movimento para diferentes restrições a cada cliente voluntário

A órtese OLADUi migrou então para sua quinta versão. A versão 5 da órtese foi a que apresentou os melhores resultados. A figura 67 mostra medidas tomadas com o aplicativo (*app Photo Measures*).

Figura 67: Três indicações de medidas distintas do teste com a órtese OLADUi, versão 5.



Fonte: composição do autor

Na imagem à esquerda, figura 67 (A), a medição dos 90° estão coerentes com os dedos do cliente fechados indicando início do movimento de extensão; na imagem do meio (B) , a medida de 131° (correspondente a 41°, pela técnica descrita na pág. 145) indica uma extensão de alcance intermediário e já superior ao máximo alcançado pelas versões 4a e 4b da OLADUi (máxima extensão em torno dos 40°); e na imagem à direita (C), a máxima extensão é alcançada, medida verificada em 140° (correspondente então a 50°). Desta forma verificou-se um ganho de 10° se comparado ao verificado com as versões da quarta geração da OLADUi.

Estes resultados foram apontados estando o voluntário fazendo uso da OLADUi em sua completude, isto é, órtese com ajustes estruturais finais e algoritmo de controle de impedância na sua versão atual de fevereiro de 2020, já com o ajuste de controle da ”rampa velocidade” implementado.

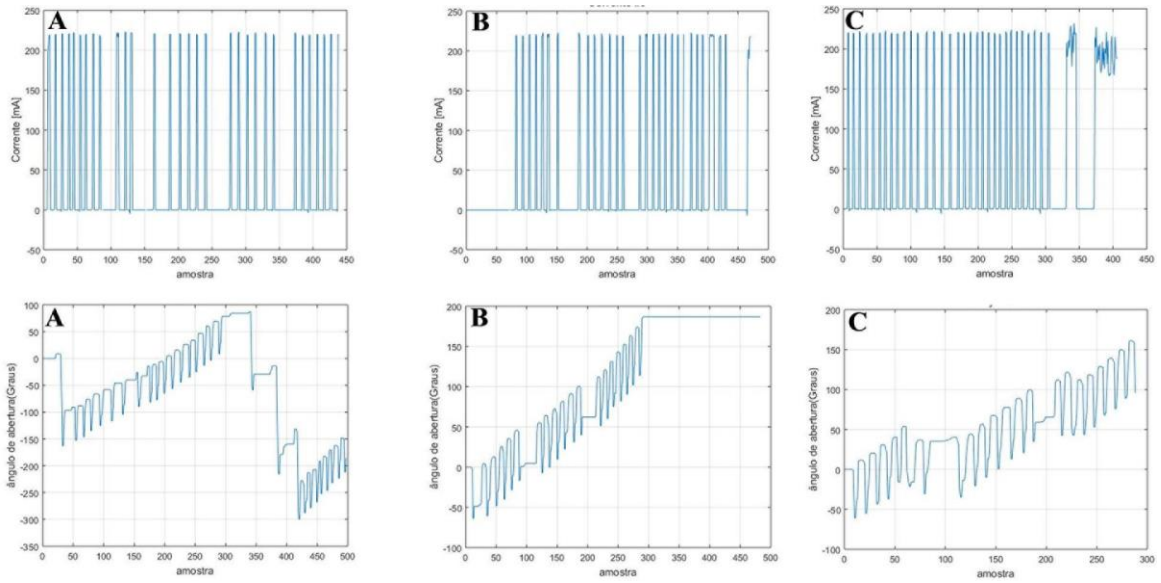
Os resultados descritos na figura 67também podem ser conferidos nos pares de curvas (Matlab) A-A, B-B e C-C da figura 68, testes realizados em fevereiro de 2020. Nos pares de curvas da figura. 66, consideradas as mesmas condições de entrada de parâmetros de ajuste para o algoritmo, a menos do ajuste da “rampa de posição angular” que só desta feita estava disponível.

O ganho em extensão, em torno de 50°, com a órtese OLADUi 5, controle de impedância ativado, isto é, com o motor ligado foi verificado para diversas situações mediante alterações previstas no algoritmo de controle. Quais sejam:

(i) seleção da corrente do motor na faixa de 200 mA a 320 mA;
(ii) seleção da rigidez com valores entre 0,1 a 1,8 N/m para o K;
(iii) seleção do amortecimento com valores entre 0,1 a 1,8 Ns/m para o B;
(iv) Seleção da “rampa de posição angular” entre 30 e 70, sem unidades.

Nos três casos é possível identificar uma extensão angular dos dedos do usuário-pa ciente em torno dos 50°. Esta extensão se mantém em 50° independentemente da posição angular de início do movimento pelo voluntário e da posição angular final alcançada na extensão.

Figura 68: Resultados de testes atuais com e sem o jogo da Barra, OLADUi 5 ativada.



Fonte: composição do autor (vide imagem aumentada no apêndice D)

Para as curvas da figura 66, selecionam-se as seguintes condições específica-se de uso da órtese ativa OLADUi 5, com e sem a atividade do jogo da Barra.

Para o par A-A, <u>o teste foi realizado sem o jogo da Barra</u> e as condições de seleção para os três parâmetros do algoritmo foi a seguinte: Corrente do motor 220 mA, K = 0,8 N/m e B = 1,0 Ns/m. Nota-se uma continuidade da curva até que o usuário altere a osição da mão no final da tentativa de extensão.

Para o par B-B, <u>o teste foi realizado com o jogo da Barra</u> e as condições de seleção para os três parâmetros do algoritmo foi a seguinte: Corrente do motor 180 mA, K = 0,8 N/m e B = 1,0 Ns/m. Nota-se a continuidade da curva até que o jogo indique o intervalo de descanso, então a curva segue seu padrão, novo intervalo de descanso e finalmente o último padrão da curva seguindo os antecedentes.

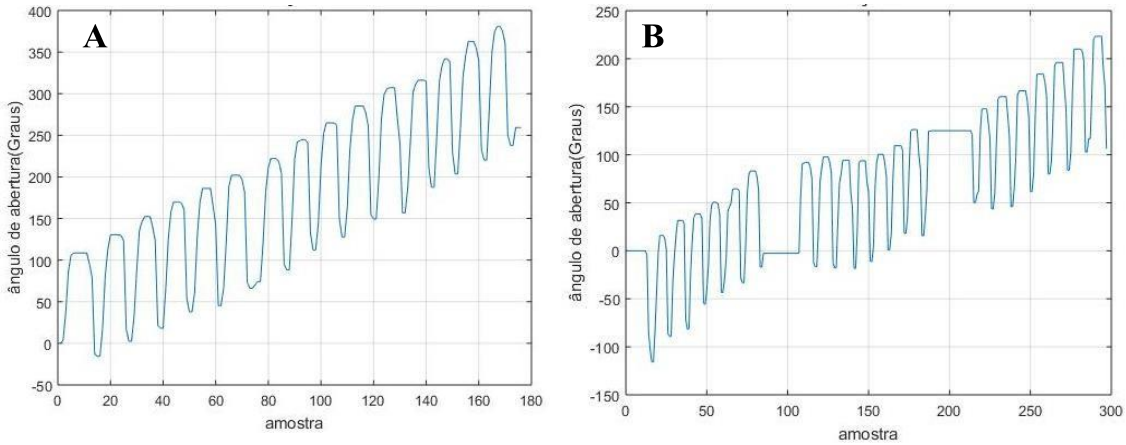
Para o par C-C, <u>o teste foi realizado com o jogo da Barra</u> e as condições de seleção para os três parâmetros do algoritmo foi a seguinte: Corrente do motor 220 mA, K = 1,0 N/m e B = 1,0 Ns/m. O mesmo padrão de três intervalos contínuos correspondentes às três sessões do jogo da Barra é verificado.

Nas curvas da fig. 68, seja sem ou com o uso do jogo, o ganho em extensão verificado fica em torno dos 50°, um resultado e tanto.

Em resumo: a extensão máxima média das MFs – sem considerar um dedo específico mas a linha média de alinhamento da mão – conseguida pelo cliente voluntário sem o uso da órtese está em torno de 18°, com o uso da órtese OLADUi 4a sem a ativação do motor, esta extensão média passa a ser de 24° e com a ativação do motor a extensão média foi vrficada em 40°. Para a quinta versão da OLADUi, isto é, no estágio atual, o uso da órtese sem a ativação do motor demonstrou um alcance em extensão médio em torno dos 38° (vide fig. 58 da pág. 155) e com a ativação do motor, a extensão máxima média verificada se dá em torno dos 50°. Todos os testes anotados com o mesmo cliente voluntário. Fica constatado o ganho em extensão médio da mão do voluntário com o uso da OLADUi em suas três versões ao menos para o cliente voluntário que se submeteu aos testes. Um teste a se considerar uma vez que o voluntário portador da AR possui um desvio ulnar considerável, que se submeteu aos testes.

Na figura 69, para um parâmetro de referência e verificação mostra-se dois testes realizados com um indivíduo típico, sem AR e, portanto, sem o desvio ulnar dos dedos. As curvas apresentam apenas os dados de posição, que são os significativos. Os parâmetros de entrada para o algoritmo foram os seguintes para os dois testes: Corrente do motor 140 mA, K =0,8 N/m, B = 1,0 Ns/m, “rampa de posição angular” de 30.

Figura 69: Resultados de testes atuais com e sem o jogo da Barra, OLADUi 5 ativada em usuário-típico sem AR.



Fonte: composição do autor (vide imagem aumentada no apêndice E)

Na cuva apresentada à esquerda (A), o indivíduo típico usa a órtese OLADUi 5 na configuração do algoritmo sem o jogo; na curva apresentada à direita (B) o uso do jogo é verificado. Para as duas situações o ângulo de abertura das mãos entre o início do movimento e o final do movimento é de pouco mais de 90°, uma abertura plena de cordo com os critérios técnicos especificados na página 145, como era de se esperar.

A artrite reumatoide é uma patologia que acomete uma considerável parcela da população. Quando compromete a mão, contexto deste trabalhho, o déficit motor presente como sequela prejudica ou até mesmo impede as pessoas afetadas de executarem tarefas do dia-a-dia. As órteses visam auxiliar a movimentação das mãos, com elas os acometidos conseguem realizar maiores amplitudes e velocidade de movimento, permitindo, assim, melhora no desempenho das tarefas diárias.

A motivação deste trabalho foi a aplicação da tecnologia robótica às órteses para artrite reumatoide tendo-se como objetivo ampliar a capacidade de movimentação em relação àquelas obtidas com as órteses estáticas e não atuadas, e permitir a customização com base no desenvolvimento em ciclos de otimização. Neste sentido aplicou-se controle de impedância à junta de flexo-extensão dos dedos, parametrização ao projeto das partes mecânicas não comerciais, e manufatura flexível para a sua construção.

Os resultados sugerem que as metodologias e conceitos da robótica baseadas em ciclos de otimização que se mostram adequados ao colaborar no conjunto de ferramentas clínicas no tratamento da artrite reumatoide, podem também ser investigados para outras aplicações na área de saúde que apresentem necessidade de customização.

6 CONCLUSÃO

O foco deste trabalho foi o de colaborar com os procedimentos de reabilitação para membros superiores. Neste sentido os objetivos foram atingidos.

As duas hipóteses formuladas no capítulo 1 página 38, relembradas aqui, podem então ser respondidas:

I. *Órteses Ativas são funcionais e de fato podem auxiliar no tratamento de recuperação de portadores de deformidades causadas pela AR, como o Desvio Ulnar dos Dedos.*

II. *Uma estratégia de Controle de Interação, como o Controle de Impedância, é eficaz para o problema e pode se ajustar às necessidades de interação variadas como as dos movimentos das mãos de clientes com graus de restrições distintos.*

No que diz respeito à primeira hipótese, conclui-se ser uma afirmação verdadeira. A sitemática de otimização da órtese OLADUi constituiu-se como um processo que pode ser replicado, não tão custoso nem operacionalmente nem financeiramente. A tecnologia para a produção de órteses à variados clientes de forma individualizada é perfeitamente possível. Um ganho em extensão da abertura da mão a partir o uso da órtese robótica foi confirmado. Este ganho, mesmo que pequeno (em torno de 10 a 12 graus) se comparado ao alcançado com órteses sem o atuador é de fato um benefício verificado. Mais esforço de desenvolvimento pode ser dispendido para melhora deste desempenho. Por exemplo a utilização de atuadores com maior torque podem favorecer o ganho em extensão. Também pode ser estabelecido outros refinamentos estruturais no modelo da órtese como o uso de matérias mais leves por exemplo, bem como o uso de *scanners* para melhorar a parametrização.

Não se aferiu se o peso ou a resistência das estruturas anatômicas no movimento de extensão acabam por interferir na eficácia/torque do atuador para alacançar a extensão das MFs desejada. A medição da resistência da mão também pode ajudar ao terapeuta a selecionar outros parãmteros na colaboração do ferramental clínico.

De qualquer forma é possível entender que sim, órteses dinâmicas robóticas podem vir a auxiliar na reabilitação de indivíduos portadores da artrite reumatoide que provoca a restrição do movimento flexo-extensor dos dedos. Realizou-se um método heurístico para os cilcos e otimização tanto da órtese como da estratégia e controle. Um primeiro passo que ofereceu resultados animadores.

Com relação à segunda hipótese, também há argumentos positivos para sustentá-la. O relato do voluntário foi positivo. Era visível a satisfação em perceber que algo (o motor) o estava ajudando a realizar os movimentos de extensão. A estratégia de controle funcionou. Mas certamente pode ser melhorada. Um ponto de interesse e que também merece maiores investigações foi a aplicação da técnica de gameficação ao experimento. O jogo da Barra, mesmo que simples, funcionou. O aspecto de motivação demonstrado pelo cliente voluntário foi inquestionável. Se o voluntário pudesse optar a realizar o teste com ou sem o jogo (o terapeuta determina a utilização ou não do jogo nos testes), a resposta provável será "com o jogo". Pretende-se melhorar a interface gráfica do jogo conferindo melhor qualidade tanto estética como do ponto de vista terapêuticos a partir de novos desafios de movimento/objetivo.

Embora os testes tenham sido realizados com apenas um voluntário, ainda assim é possível enxergar um caminho positivo para a generalização de que a estratégia de controle possa se ajustar a uma situação diferente da que foi investigada, isto é, para portadores da AR com outros graus de restrição nos movimentos de flexo-extensão, por exemplo. Testes com outros indivíduos são necessários para ratificar com maior precisão esta segunda hipótese. Testar, testar, testar. Esse é o mote. Não só com mais indivíduos como também mais vezes com o mesmo grupo de indivíduos. Espera-se poder fazer isto numa eventual continuidade do trabalho.

Seja como for, o dispositivo modular de controle foi projetado e construído com sucesso e, por ser "vestível", pode vir a ser usado por um tempo maior, como é o caso das órteses curtas que fazem parte da indumentária do portador de AR por assim dizer. Com o uso mais frequente, mais dados podem ser colhidos, mais tempo de uso pode ser programado pelo terapeuta responsável por cada caso e então poder-se-á analisar a eficácia

de médio e longo tempo das órteses robóticas como ferramental de auxílio nas terapias advindas da artrite reumatoide.

O papel do clínico, do fisioterapeuta, do terapeuta ocupacional é fundamental para apoiar e dar suporte específico a desenvolvimentos constantes da ferramenta tecnológica. O trabalho comungado com o pessoal clínico do CER do HCRP/USP foi encorajador, enriquecedor e determinante para o escopo e resultados alcançados neste trabalho. Para este trabalho um único terapeuta, treinado, realizou toda a medição e acompanhamento dos testes realizados.

Além da verificação das hipóteses, atestadas positivamente, a lista dos objetivos específicos, disposta no capítulo 1 entre as páginas 38 e 39, foi completamente observada e concluída com sucesso em seus cinco itens.

A viabilidade do trabalho foi verificada pelos testes realizados, o protótipo é funcional e os resultados coletados apontam numa direção positiva.

São sugestões para trabalhos futuros:

(i) Desenvolvimento de um sistema de interface (aplicativo para *smartphone*) para a substituição do computador; os comandos de entrada do algoritmo (nome do cliente voluntário, número do teste, valores de seleção para a corrente do motor, rigidez e amortecimento e valor da “rampa de posição angular”) podem então ser digitados diretamente do aplicativo customizado;

(ii) uma melhoria substancial no projeto compreende o desenvolvimento da comunicação de envio da coleta de dados (posição, velocidade, corrente e torque) em tempo real, para um sistema em núvem. Isso ofereceria ao terapeuta a possibilidade de aferição dos testes na medida em que ocorressem, mesmo à distância;

(iii) busca por refinamento estrutural agora visando o conforto do cliente-usuário. Materal mais leves e resistentes na calha do antebraço e material

mais flexível na acomodação dos dedos, mantendo-se o alinhamento rigído no caso da estratégia dos “dedais fixos”;

(iv) estudar a possibilidade do controle individual de cada uma das juntas MFs por meio da estratégia do controle de impedância e de atuadores pneumáticos (por exemplo) integrados numa “luva ortótica”;

(v) estudar a aplicação de técnicas conjuntas de terapias, como as terapias fotônicas , laserterapia ou ledterapia, em adição à terapia com o uso de órteses.

(vi) Estudar técnicas algorítimicas de inteligencia artificial para o melhor ajuste dos parâmetros de controle;

(vii) procurar por parcerias com clínicas público e privadas para testar mais e mais vezes.

.

REFERÊNCIAS

ABEND, W.; BIZZI, E.; MORASSO, P. Human arm trajectory formation. **Brain**, v.105, p.331-348, 1982.

ABREU, M.M.; KOWALSKI, S.C.; CICONELLI, R.M.; FERRAZ, M.B. Avaliação do perfil sociodemográfico, clínico-laboratorial e terapêutico dos pacientes com artrite reumatóide que participaram de projetos de pesquisa na escola paulista de medicina, nos últimos 25 anos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.46, n.2, p.103-109, 2006.

AGUIRRE-OLLINGER, G.; COLGATE, J.E.; PESHKIN, M.A.; GOSWAMI, A. A 1-DOF assitie exoskeleton with virtual negatie damping: effects on the kinematic response of the lower limbs. In: IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELIGENTE ROBOTS AND SYSTEMS, 2007, San Diego. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 2007. p.1938-1944. DOI: 10.1109/IROS.2007.4399147.

AISEN, M.L.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; MCDOWELL, F.; VOLPE, B.T. The Effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. **Archives of Neurology**, v.54, p.443-446, 1997.

ALMEIDA, P.H.T.Q.; PONTES, T.B.; MATHEUS, J.P.C.; MUNIZ, L.F.; MOTA, L.M.H. Terapia ocupacional na artrite reumatoide: o que o reumatologista precisa saber?. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.55, n.3, p.272-280, 2015.

ARAUJO, A.A.; TANNURI, M.; FORNER-CORDERO, A. Simulation of model-based impedance control applied to a biomechatronic exoskeleton with shape memory alloy actuators. IEEE RAS & EMBS INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ROBOTICS AND BIOMECHATRONICS (BIOROB), 4., 2012, Rome. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 2012. p.1567-1572. DOI: 10.1109/BioRob.2012.6290754.

ARAÚJO, P.M.P. Reabilitação da mão reumatóide. In: PARDINI, P. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, 2008. p.379-394.

ASSAD, D.A.B.; FORTULAN, C.A.; MEDOLA, F.O. Metodologia para desenvolvimento de produto de tecnologia assistiva e órteses. In: FONSECA, M.C.R.; MARCOLINO, A.M.; BARBOSA, R.I.; ELUI, V.M.C. (Org.). **Órteses e próteses**: indicação e tratamento. Rio de Janeiro: Águia Dourada, 2014. v.1, p.287-302.

ASSUMPÇÃO, T.A. Órteses – princípios básicos. In: FREITAS, P.P. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, 2005.

BEASLEY, J. Osteoarthritis and rheumatoid arthritis:conservative therapeutic management.
Journal of Hand Therapy, v.25, n.2, p.163-171, 2012.

BELKIN, J.; YASUDA, L. Ortótica. In: PEDRETTI, L.W.; EARLY, M.B. **Terapia ocupacional capacidades práticas para as disfunções físicas**. 5.ed. São Paulo: Roca, 2005.

BIANCHINI, M.A.; PAULA, G.A.S.; CARVALHO, M.P.; CAYABA, R.; CHUEIRE, R. Manual de orientações de terapia ocupacional quanto à proteção articular para pacientes com artrite reumatoide. **Medicina de Reabilitação**, v.29, n.1, p.23-28, 2010.

BIZZI, E.; CHEUNG, V.C.K. The Neural origin of muscle synergies. **Frontiers in Computational Neuroscience**, v.7, Article 51, 2013. DOI:10.3389/fncom.2013.00051.

BONITZ, R.G.; HSIA, T.C. Internal force-based impedance control for cooperating manipulators**. IEEE Transactions on Robotics and Automation**, v.12, n.1, p.78-89, 1996.

BOSECKER, C.; DIPIETRO, L.; VOLPE, B.; KREBS, H.I. Kinematic robot-based evaluation scales and clinical counterparts to measure upper limb motor performance in patients with chronic stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.24, n.1, p.62-69, 2010.

BRAND, P.W.; HOLLISTER, A. **Clinical mecahanics of the hand.** St. Louis: Mosby, 1993.

BRANDSMA, J.W. Secondary defects of the hand with intrinsic paralysis: prevention, assessment and treatment. **Journal of Hand Therapy**, v.3, n.1, p.14-19, 1990.

BRANDSMA, J.W.; BRAND, P.W. Quanti-fication and analysis of joint stiffness. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIO-MECHANICS AND CLINICAL KINESIOLOGY OF HAND AND FOOT, 1985, Madras. **Proceedings…** [S.l.:s.n.]. p. 65-68.

BREGER-LEE, D.; BELL-KROTOSKI, J.; BRANDSMA, J.W. Torque range of motion in the hand clinic. **Journal of Hand Therapy**, v.3, n.1, p.7-13, 1990.

BRIOSCHI, M.L.; YENG, L.T.; PASTOR, E.M.H.; TEIXEIRA, M.J. Utilização por imagem infravermelha em reumatologia. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.47, n.1, p.42-51, 2007.

BROOK, N.; MIZRAHI, J.; SHOHAM, M.; DAYAN, J. A Biomechanical model of index finger dynamics. **Medical Engineering and Physics**, v.17, n.1, p.54-63, 1995.

BROWN, F.T. **Engineering system dynamics**. New York: Marcel Dekker, 2001.

BUCKNER, W.S. Artrite. In: PEDRETTI, L.W.; EARLY, M.B. (Org.). **Terapia ocupacional**: capacidades práticas para disfunções físicas. São Paulo: Roca, 2005. p.847-874.

BUERGER, P.B. **Stable, high-force, low-impedance robotic actuators for human-interactive machines**. 2005. Dissertation (Ph.D.) – Departmente of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute Technology, Cambridge, 2005.

BUERGER, S.P.; HOGAN, N. complementary stability and loop shaping for improved human–robot interaction. **IEEE Transactions on Robotics**, v.23, n.2, p.232-244, 2007.

[BRASIL, 2016] **Diretrizes para prescrição, concessão, adaptação e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção.** Consulta pública ms / sas nº 2, de 12 de maio de 2016, publicada no dou nº 91 de 13 de maio de 2016, seção 1, página 107. Disponíel em < http://www.sindhoesg.org.br/sindhoesg/noticias.php?id=1883 > Acesso em 02 de abril de 2017.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Grupo de Trabalho Interinstitucional sobre órteses, próteses e materiais especiais (GTI-OPME), instituído pela portaria interministerial nº 38, de 8 de janeiro de 2015**. Brasília, 2015.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. **Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção**: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses suropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas. Brasília, 2013.

CALDANA, W.C.I.; CICONELLI, R.M.; JULIANO, Y.; FERNANDES, A.R.C. A Ressonância magnética do quadril na avaliação de pacientes com artrite reumatóide: estudo descritivo. **Radiologia Brasileira**, v.38, n.2, p.255-260, 2005.

CALLINAN, N. Confecção de órtese para mão. In: TROMBLY, C.A.; RADOMSKY, M.V. **Terapia ocupacional para as disfunções físicas**. 5.ed. São Paulo: Santos, 2005. p.351-370.

CARVALHO, J.A. **Órteses**: um recurso terapêutico complementar. Barueri: Manole, 2005.

CARVALHO, M.G.R.; NORDHOEK, J.; SILVA, M.C.O. Grupo de orientação a indivíduos acometidos por doenças reumáticas: espaço educativo e terapêutico**. Revista Brasileira de Reumatologia**, v.46, n.2, p.134-136, 2006.

CASADIO,M.; SANGUINETI, V.; MORASSO, P.G.; ARRICHIELLO, V. Braccio di ferro: a new haptic workstation for neuromotor rehabilitation. **Technology and Health Care**, v.14, n.3, p.123-142, 2006.

COLDITZ, J.C. Principles of splinting and splint prescription. In: PEIMER, A.C. **Surgery of the hand and upper extremity**. New York: McGraw- Hill, 1996.

COLGATE, J.E.; HOGAN, N. Robust control of dynamically interacting systems. **International Journal of Control**, v.48, n.1, p.65-88, 1988.

COLGATE, E.; HOGAN, N. An Analysis of contact instability in terms of passive physical equivalents. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 1989, Scottsdale. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 1989. p.404-409.

COLLEGE OF OCCUPATIONAL THERAPISTS. **Hand and wrist orthoses for adults with rheumatological conditions** : practice guideline for occupational therapists. London: COT, 2015. Disponível em:<https://www.rcot.co.uk/practice-resources/rcot-practice-guidelines/hand-and-wrist>. Acesso em: 07 de abril de 2017.

COLLEGE OF OCCUPATIONAL THERAPISTS**. Code of ethics and professional conduct**. London: COT, 2015a. Disponível em:<http://www.cot.co.uk/standards-ethics/standards-ethics>. Acesso em: 07 de abril de 2017 mês ano.

COLLEGE OF OCCUPATIONAL THERAPISTS. **Splinting for the prevention and correction of contractures in adults with neurological dysfunction**. London: COT, 2015b. Disponível em:<http://www.cot.co.uk/sites/default/files/general/public/Splinting.pdf>. Acesso em: 13 mar. 2017.

COLOMBO, G.; JOERG, M.; SCHREIER, R.; DIETZ, V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.37, n.6, p. 693-700, 2000.

COTTER, S.L. **Nonlinear feedback control of manipulator endpoint impcdance**. Thesis (M.Sc.) - Departmem of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute Technology, Cambridge, 1982.

CRANDALL, S.H.; KARNOPP, D.C.; KURTZ JR., E.F.; PRITMORE-BROWN, D.C. **Dynamics of mechanical qnd eltctromechanical systems**. New York: McGraw Hill, 1968.

DIPIETRO, L.; KREBS, H.I.; FASOLI, S.E.; VOLPE, B.T.; STEIN, J.; BEVER, C.; HOGAN, N. Changing motor synergies in chronic stroke. **Journal of Neurophysiology**, v.98, n.1, p.757-768, 2007.

DIPIETRO, L.; KREBS, H.I.; FASOLI, S.E.; VOLPE, B.T.; HOGAN, N. Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. **Cortex**, v.45, n.3, p.318-324, 2009.

DUBOWSKY, S.; DES FORGES, D.T. The Application of model referenced adaptive control to robotic manipulators. **ASME Transactions Journal of Dynamic System, Measurement and Control**, v.101, n.3, p.193-200, 1979.

EDELSTEIN, J.; BRUCKNER, J. **Orthotics**: a comprehensive clinical approach. Thorofare: SLACK, 2002.

ELUI**,** V.M.C. **Desenvolvimento de novas tecnologias**: órtese cinética para correção do desvio ulnar dos dedos. 2016. Tese (Livre Docência) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

ELUI, V. M. C.; LAINO K.; CAURIN, G. A, P.; FORTULAN, C.A. Órtese dinâmica integrando manufatura aditiva e robótica cooperativa. **Interinstitucional Brazilian Journal of Occupational Therapy**, v. 1, p. 482-489, 2017.
07
ERLANDSON, R.F. Applications of robotic/mechatronic systems in special education, rehabilitation therapy, and vocational training: a paradigm shift. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.3, p.22-34, 1995.

ERLANDSON, R.F.; DE BEAR, P.; KRISTY, K.; DILKERS, M.; WU, S. A Robotic system to provide movement therapy. In: INTERNATIONAL ROBOT CONFERENCE, 5., 1990, Detroit. **Prociddengs…** [S.l.:s.n.]. p.7-15.

FASOLI, S.D.; KREBS, H.I.; STEIN, J.; FRONTERA, W.R.; HOGAN, N. Effects of robotic therapy on motor impairment and recovery in chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.84, n.4, p.477-482, 2003.

FASOLI, S.E.; KREBS, H.I.; STEIN, J.; FRONTERA, W.R.; HUGHES, R.; HOGAN, N. Robotic therapy for chronic motor impairments after stroke: follow-up results. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, n.7, p.1106-1111, 2004.

FELDMAN, A.G. Functional tuning of the nervous system during control of movement or maintenance of a steady posture. III. Mechanographic analysis of the execution by man of the simplest motor tasks. **Biophysics**, v.11, p.766-775, 1966.

FERRARO, M.; PALAZZOLO, J.J.; KROL, J.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; VOLPE, B.T. Robot aided sensorimotor arm training improves outcome in patients with chronic stroke. **Neurology**, v.61, n.11, p.1604-1607, 2003.

FESS, E.E. Conergence points of normal fingers in individual flexion and simultaneous flexion. **Journal of Hand Therapy**, v.2, n.1, p.12-19, 1989.

FESS, E.; PHILIPS, C. **Hand splinting**: principles and methods. St.Louis: C.V. Mosby, 1987.

FIORILLA, E.; NORI, F.; MASIA, L.; SANDINI, G. Finger impedance evaluation by means of hand exoskeleton. **Annals of Biomedical Engineering**, v.39, p. 2945–2954, 2011.

FIRESTONE, F.A. The Mobility and classical impedance analyses. In: AMERICAN Institute of Physics handbook. New York: McGraw-Hill Book, 1938. p.3-140.

FRANKLIN, T.C.; GRANATA, K.P. Role of reflex gain and reflex delay in spinal stability—a dynamic simulation. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.8, p.1762–1767, 2007.

FURUSHO, J.; KOYANAGI, K.; RYU, U.; INOUE, A.; ODA, K. Development of Rehabilitation Robot System with Functional Fluid Devices for Upper Limbs. **International Journal of Human-Friendly Welfare Robotic Systems**, v.4, n.2, p.23-27, 2003.

GARDNER-MORSE, M.G.; STOKES, I.A. The Effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. **Spine**, v.23, n.1, p.86-92, 1998.

GOIA, D.N. **Estudo e projeto conceitual de órtese auto-articulada para correção de deformidade em desvio ulnar dos dedos para portadores de artrite reumatoide**. 2012. 87 f. Dissertação (Mestrado) - Programa Interunidades Bioengenharia, Escola de

Engenahria de São Carlos; Faculdade de Medician de Ribeirão Preto, Instituto de Quimica de São Carlos Universidade de São Paulo, São Carlos, 2012.

GOLDENBERG, A.A. Implementation of force and impedance control in robot manipulators. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 1988, Philadelphia. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 1988. p.1626-1632.

66.
GRIFFIS, M.W. **Kinestatic control**: a novel theory for simultaneously regulating force and displacement. 1991. Thesis (PhD) - University of Florida, Gainesville, 1991.

GUPTA, A.; O'MALLEY, M.K.; PATOGLU , V.; BURGAR, C. Design, control and performance of ricewrist*:* a force feedback wrist exoskeleton for rehabilitation and training. **International Journal of Robotics Research**, v.27, n.2, p.233-251, 2008.

HAMMOND, A.; NIEDERMANN, K. Patient education and selfmanagement. In: DZIEDZIC, K.; HAMMOND, A. (Ed.). **Rheumatology** – evidence-based practice for physiotherapistsand occupational therapists. London: Elsevier, 2010. p.78-93.

HAND, C.; LAW, M.; McCOLL, M.A. Occupational therapyinterventions for chronic diseases: a scoping review. **American Journal of Occupational Therapy**, v.65, n.4, p.428-436, 2011.

HARDT, D.F. Determining muscle forces in the leg during normal human gait: an application and evaluation of optimization methods. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.100, n.2, p.72-78, 1978.

HESSE, S.; UHLENBROCK, D. A Mechanized gait trainer for restoration of gait. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.37, n.6, p.701-708, 2000.

HESSE, S.; SCHMIDT, H.; WERNER, C.; BARDELEBEN, A. Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. **Current Opinion in Neurology**, v.16, n.6, p.705-710, 2003.

HOGAN, N. Impedance control - an approach to manipulation. i - theory. II - implementation. III – applications. **ASME Transactions Journal of Dynamic Systems and Measurement Control**, v.107, p.1-24, 1985.

HOGAN, N. On the Stability of manipulators performing contact tasks. **IEEE Journal of Robotics and Automation**, v.4, n.6, p.677-686, 1988.

HOGAN, N. Mechanical impedance of single- and multiarticular systems. In: WINTERS, J.M.; WOO, S.L.-Y. (Ed.). **Multiple muscle systems**: biomechanics and movement organization. New York: Springer, 1990. p.149-164.

HOGAN, N.; BUERGER, S.P. Impedance and interaction control. In: KURFESS, T. (Ed.). **Robotics and automation handbook**. Boca Raton: CRC, 2005.

HOGAN, N.; COTTER, S.L. Cartesian impedance control of nonlinear manipulator. In: BOOK, W.J. (Ed.). **Robotics research and advancetd applications**. New York: ASME, 1982. p.121-128.

HOGAN, N.; KREBS, H.I.; SHARON, A.; CHARNNARONG, J. **Interactive robot therapist**. MIT Patent #5,466,213, USA.

HOGAN, N.; KREBS, H.I.; CHARNNARONG, J.; SRIKRISHNA, P.; SHARON, A. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training I. In: IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ON ROBOT AND HUMAN COMMUNICATION, 1992, Tokyo. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 1992. p.161-165.

HYDE, J.M.; TREMBLAY, M.R.; CUTKOSKY, M.R. An Object-oriented framework for event-driven dextrous maniputlation. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON EXPERIMENTAL ROBOTICS, 4., 1995, California. **Proceedings**... [S.l.:s.n.]. p.51-61.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios**. Disponível em:<http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/25072002pidoso.shtm>. Acesso em: 27 fev. 2017.

KAHN, L.E.; LUM, P.S.; RYMER, W.Z.; REINKENSMEYER, D.J. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: does it matter what the robot does?. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.43, n.5, p.619-630, 2006.

KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M.; SIEGELBAUM, S.A.; HUDSPETH, A.J. P**rinciples of neural science**. 5thed. New York: McGraw-Hill, 2013.

KAPANDJI, I.A. **The Physiology of the joints**. London: E&S Livingstone, 1970.

KAZEROONI, H.; SHERIDAN, T.B.; HOUPT, P.K. Robust compliant motion for manipulators, part I: the fundamental concepts of compliant motion**. IEEE Journal of robotics and automation**, v.2, n.2, p.83-92, 1986.

KIHARA, A.; KONAI, M.S.; SILVA, J.; SAKAMOTO, F.A.; CICONELLI, R.M.; NATOUR, J.; FERNANDES, A.R.C. Diagnóstico por imagem do antepé de pacientes com artrite reumatóide inicial. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.47, n.2, p.123-126, 2007.

KIM, S.; PARK, S. Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy. **Journal of Biomechanics**, v.44, n.7, p.1253-1258, 2011.

KRAKAUER, J.W. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. **Current Opinion in Neurology**, v.19, n.1, p.84-90, 2006.

KREBS, H.I.; VOLPE, B.T. Rehabilitation robotics. **Handbook of Clinical Neurology**, v.110, p.283-294, 2013. DOI:10.1016/B978-0-444-52901-5.00023-X.

KREBS, H.I.; VOLPE, B.T. Robotics: a rehabilitation modality. **Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports**, v.3, n.4, p.143-147, 2015. DOI:10.1007/s40141-015-0101-6.

KREBS, H.I.; HOGAN, N.; DURFEE, W. Rehabilitation robotics, orthotics, and prosthetics. In: SELZER, M.E.; CLARKE, S.; COHEN, L.G.; DUNCAN, P.W.; GAGE, F.H. (Ed.). **Textbook of neural repair and rehabilitation**. Oxford: Cambridge University Press, 2006. Chap.48.

KREBS, D.; LEVY-TZEDEK, F.A.; RYKMAN, Z. Paradigm shift: therapeutic robotics. **IEEE-EMBS Magazine**, v.27, p.61-70, 2008.

KREBS, H.I.; HOGAN, N.; AISEN, M.L.; VOLPE, B.T. Robot-aided neuro-rehabilitation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.6, n.1, p.75-87, 1998.

KREBS, H.I.; VOLPE, B.T.; AISEN, M.L.; HOGAN, N. Robotic applications in neuromotor rehabilitation. **Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation**, v.5, n.3, p.50-63, 1999.

KREBS, H.I.; VOLPE, B.T.; AISEN, M.L.; HOGAN, N. Increasing productivity and quality of care: robot-aided neurorehabilitation. **Journal of Rehabilitation Research Development**, v.37, n.6, p.639-652, 2000.

KREBS, H.I.; PALAZZOLO, J.J.; DIPIETRO, L.; FERRARO, M.; KROL, J.; RANNEKLEIV, K.; VOLPE, B.T.; HOGAN, N. Rehabilitation robotics: performance-based progressive robot-assisted therapy. **Autonomous Robots**, v.15, n.1, p.7-20, 2003.

KREBS, H.I.; VOLPE, B.T.; STEIN, J.; PALAZZOLO, J.J.; FASOLI, S.; FERRARO, M.; HUGHES, R.; FRONTERA, W.R.; HOGAN, N. **Rehabilitation robotics**: different robot training techniques achieve different results (in preparation). 2004.

KREBS, H.I.; OLPE, B.T.; CELESTINO, J.; CHARLES, S.K.; LYNCH, D.; HOGAN, N. Robot-aided neurorehabilitation: a robot for wrist rehabilitation**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.15, n.3, p.327-335, 2007.

KREBS, H.I.; DIPIETRO, L.; LEVY-TZEDEK, S.; FASOLI, S.E.; RYKMAN, A.; ZIPSE, J.; FAWCETT, J.A.; STEIN, J.; POIZNER, H.; LO, A.C.; OLPE, B.T.; HOGAN, N. A Paradigm shift for rehabilitation robotics. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v.27, n.4, p.61-70, 2008. Disponível em:<http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4558140>. Acesso em: 11 mar. 2017.

KREBS, H.I.; CAURIN, G.A.P.; BATTISTELLA, L.R. Rehabilitation robotics, orthotics, and prosthetics for the upper extremity. In: SELZER, M.; CLARKE, S.; COHEN, L.; KWAKEL, G.; MILLER, R. (Org.). **Rehabilitation robotics, orthotics, and prosthetics for the upper extremity**. 2nd ed. Oxford: Cambridge University Press, 2014a.
v.2, p.177-189.

KREBS, H.I.; KRAMS, M.; AGRAFIOTIS, D.K.; DIBERNARDO, A.; CHAVEZ, J.C.; LITTMAN, G.S.; YANG, E.; BYTTEBIER, G.; DIPIETRO, L.; RYKMAN, A.; McARTHUR, K.; HAJJAR, K.; LEES, K.R.; VOLPE, B.T. Robotic measurement of arm movements after stroke establishes biomarkers of motor recovery. **Stroke**, v.45, n.1, p.200-204, 2014b.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.J.; KREBS, H.I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.22, n.2, p.111-121, 2008.

LACQUANITI, F.; MAIOLI, C. The Role of preparation in tuning anticipatory and reflex responses during catching. **Journal of Neuroscience**, v.9, n.1, p.134-148, 1989.

LANG, C.E.; MACDONALD, J.R.; REISMAN, D.S.; BOYD, L.; JACOBSON KIMBERLEY, T.; SCHINDLER-IVENS, S.M.; HORNBY, T.G.; ROSS, S.A.; SCHEETS P.L. Observation of amounts of movement practice provided during stroke rehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.10, n.10, p.1692-1698, 2009.

LEDE, P.V.; ELDHOEN, G.V. **Therapeutic hand splints** – a rational approach. Belgium: Provan bba Antwerpen Belgium, 2002. v.1: Mecahnical and Biomechanical Considerations.

LEHTOMAKI, N.A. **Practical robustness measures in multivariable control**. 1981. Thesis (Ph.D) – Massachusetts Institute Technology, Cambridge, 1981.

LEMAY, M.A.; HOGAN, N.; VAN DORSTEN, J.W. Issues in impedance selection and input devices for multijoint powered orthotics. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.6, p.102-105, 1998.

LEVIN, O.; MIZRAHI, J.; ADAM, D.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. On the Correlation between force plate data and EMG in various standing conditions. In: ANNUAL CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SOCIETY, 5., 2000, Aalborg. **Proceedings…** Aalborg: Center for Sensory-Motor Interaction, Aalborg University, 2000. p.47-50.

LIPPIELLO, V.; SICILIANO, B.; VILLANI, L. A Position-based visual impedance control for robot manipulators**. In:** IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2007, Roma. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 2007. p.2068-2073.

LIPSKY, P.E. Rheumatoid arthritis. In: FAUCI, A.S.; LANGFORD, C.A. (Ed.). **Harrison's Rheumatology**. 2nd ed. New York: McGraw-HillProfessional, 2010. p.82-99.

LO, A.C.; GUARINO, P.D.; RICHARDS, L.G.; HASELKORN, J.K.; WITTENBERG, G.F.; FEDERMAN, D.G.; RINGER, R.J.; WAGNER, T.H.; KREBS, H.I.; VOLPE, B.T.; BEVER JR., C.T.; BRAVATA, D.M.; DUNCAN, P.W.; CORN, B.H.; MAFFUCCI, A.D.; NADEAU, S.E.; CONROY, S.S.; POWELL, J.M.; HUANG, G.D.; PEDUZZI, P.

Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. **New England Journal of Medicine**, v.362, n.19, p.1772-1783, 2010.

LO, A.C.; GUARINO, P.; KREBS, H.I.; VOLPE, B.T.; BEVER, C.T.; DUNCAN, P.W.; RINGER, R.J.; WAGNER, T.H.; RICHARDS, L.G.; BRAVATA, D.M.; HASELKORN, J.K.; WITTENBERG, G.F.; FEDERMAN, D.G.; CORN, B.H.; MAFFUCCI, A.D.; PEDUZZI, P. Multicenter randomized trial of robot-assisted rehabilitation for chronic stroke: methods and entry characteristics for VA ROBOTICS. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.23, n.8, p.775-783, 2009.

LOUZADA JR., P.; SOUZA, B.D.B.; TOLEDO, R.A.; CICONELLI, R.M. Análise descritiva das características demográficas e clínicas de pacientes com artrite reumatóide no estado de São Paulo, Brasil. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.47, n.2, p.84-90, 2007.

LUH, J.Y.S.; WALKER, M.W.; PAUL, R.P.C. Resolved acceleralion control of mechanieal manipulators. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v.25, n.3, p.468-474, 1980.

LUM, P.S.; REINKENSMEYER, D.J.; LEHMAN, S. Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.1, p.185-191, 1993.

LUM, P.S.; LEHMAN, S.L.; REINKENSMEYER, D.J. The Bimanual lifting rehabilitator: an adaptive machine for therapy of stroke patients. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v.3, p.166-174, 1995.

LUQMANI, R.; HENNELL, S.; ESTRACH, C.; BASHER, D.; BIRRELL, F.; BOSWORTH, A.; WILKINSON, M. British society for rheumatology and british health professionals in rheumatology guideline for the management of rheumatoid arthritis (after the first 2 years). **Rheumatology**, v.48, n.4, p.436-439. DOI:10.1093/rheumatology/ken450a.

LUZO, M.C.; MELLO, M.A.F.; CAPANEMA, V.M. Recursos tecnológicos em terapia ocupacional: órteses e tecnologia assistiva. In: DE CARLO, M.M.R.P.; LUZO, M.C.M. (Org.). **Terapia ocupacional**: reabilitação física e contextos hospitalares. São Paulo: Roca, 2004. p.99-126.

MALICK, M.H. **Manual on static hand splinting**: new materials and techniques, for use by physicians, occupational therapists, physical therapists, and orthotists. 4thed. Pittsburgh: Harmarville Rehabilitation Center, 1979.

MALICK, M.H. **Manual on dynamic hand splinting with thermoplastic materials**: low temperature materials and techniques. 3rded. Pittsburgh: Harmarville Rehabilitation Center, 1982.

MARION, C.E.; BALFE, L.M. Potential advantages of interprofessionalcare in rheumatoid arthritis. **Journal of Managed Care & Specialty Pharmacy**, v.17, n.9, p.S25-S29, 2011. Suppl.B.

MAXWELL, S. Título da tese (?). 1990. Thesis (Ph.D) – Massachusetts Institute Technology, Cambridge, 1990.

McARTHUR, M.; BIRT, L.; GOODACRE, L. A Narrative literature review of the impact of anti‐TNFa treatment on the occupational performance of people with rheumatoid arthritis or ankylosing spondylitis. **British Journal of Occupational Therapy**, v.76, n.10, p.456-469, 2013.

McARTHUR, M.A.; BIRT, L.; GOODACRE, L. 'Better but not best': a qualitative exploration of the experiences of occupational gain for people with inflammatory arthritis receiving anti-TNFa treatment. **Disability and Rehabilitation**, v.37, n.10, p.854-863, 2014.

MEDOLA, F.O.; FORTULAN, C.A.; SANTANA, C.S.; ELUI, V.M.C. Reaching the independence: challenges to a new concept of wheelchair design. In: BETTANY-SALTIKOV, J. (Ed.). **Physical therapy perspectives in the 21st century** - challenges and possibilities. London: InTechOpen, 2012. p.371-386.

MILLER, E.L.; MURRAY, L.; RICHARDS, L.; ZOROWITZ, R.D.; BAKAS, T.; CLARK, P.; BILLINGER, S.A. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: a scientific statement from the American Heart Association. **Stroke**, v.41, n.10, p.2402-2448, 2010.

MIZRAHI, J. The Role of electromyograms in resolving musculoskeletal interactions in able-bodied and disabled human individuals. In: MIZRAHI, J.(Ed.). **Advances in applied electromyography**. Rijeka: InTech, 2011. p.3-24.

MIZHARI, J. Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v.35, n.1, p.1-20, 2015. DOI: 10.1007/s40846-015-0016-9.

MIZRAHI, J.; DAILY, D. Modeling the foot-strike event in running fatigue via mechanical impedances. In: GOSWANI, T. (Ed.). **Injury and skeletal biomechanics**. Rijeka: InTech, 2012. p.153-170.

MIZRAHI, J.; BRION, O.; ADAM, D. Open-chain analysis of single stance. **Journal of Automatic Control**, v.12, p.46-55, 2002.

MOL, H.C. **Leerboek der biomecânica**. Bunge: Ultrech, 1983.

MOOSAVIAN, S.A.A.; PAPADOPOULOS, E. Multiple impedance control for object manipulation. In: IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS: innovations in tice and applications, 1998, Victori. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 1998. p.461-466.

MORASSO, P. Spatial control of arm movements. **Experimental Brain Research**, v.42, n.2, p.223-227, 1981.

MOTA, L.M.H.; LAURINDO, I.M.M.; SANTOS NETO, L.L. Artritereumatoide inicial: conceitos. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v.56, n.2, p.227-229, 2010.

MOTA, L.M.H.; CRUZ, B.A.; BRENOL,C.V.; PEREIRA, I.A.; REZENDE-FRONZA, L.S.; BERTOLO, M.B.; FREITAS, M.V.C.; SILVA, N.A.; LOUZADA-JÚNIOR, P.; GIORGI, R.D.N.; LIMA, R.A.C.; PINHEIRO, G.R.C. Consenso 2012 da Sociedade Brasileira deReumatologia para o tratamento da artrite reumatoide. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.52, n.2, p.152-174, 2012.

NEF, T.; MIHELJ, M.; RIENER, R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.45, n.9, p.887-900, 2007.

NIKOOYAN, A.; ZADPOOR, A.A. Mass–spring–damper modelling of the human body to study running and hopping- an overview. **The Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H**: journal of engineering in medicine, v.225, n.12, p.1121-1135, 2011.

NOORDHOEK, J.; BARDOSA, L.F.M. Órtese de jeans para desvio ulnar dos dedos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.44, n.2, p.150-151, 2004.

NOORDHOCK, J.; LOSCHIAVO, F.Q. Órtese de repouso para fase aguda de artrite reumatóide. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.47, n.2, p.121-122, 2007.

OKAMURA, A.M.; SMABY, N.; CUTKOSKY, M.R. An Overview of dexterous manipulation. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2000, San Francisco. **Proceedings…** Picastaway: IEEE, 2000. p.255-262.

PATRIARCO, A.G.; MANN, R.W.; SIMON, S.R.; MANSOUR, J.M. An Evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. **Journal of Biomechanics**, v.14, n.8, p.513-525, 1981.

PAUL, R.P. Manipulator cartesian path control. **EEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics**, v.SMC-9, n.11, p.702-111, 1979.

PAUL, R.P. **Robot manipulators**: mathematics, programming, and control**.** Cambridge: MIT Press, 1981.

PEDRO, L.M.; FERNANDES, G.; SANTOS, W.M.; SIQUEIRA, A.A.G.; CAURIN, G.A.P. Um estudo do controle de impedância para tarefas de contato utilizando robôs industriais. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 11., 2013, Fortaleza. **Anais...** Campinas: SBA, 2013.

PÉREZ IBARRA, J.C. **Controle de impedância adaptativo aplicado à reabilitação robótica do tornozelo**. 2014. 110p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

PITZALIS, C.; KELLY, S.; HUMBY, F. New learnings on thepathophysiology of RA from synovial biopsies. **Current Opinion & Rheumatology**, v.25, n.3, p.334-344, 2013.

RAIBERT, M.H.; CRAIG, J.J. Hybrid position/force control of manipulators. **ASME Transactions Journal of Dynamic Systems Measurement and Control**, v.102, n.2, p.126-133, 1980.

RAPOPORT, S.; MIZRAHI, J.; KIMMEL, E.; VERBITSKY, O.; ISAKOV, E. Constant and variable impedance of the leg joints in human hopping. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.125, n.4, p.507-514, 2003.

REINKENSMEYER, D.J.; KAHN, L.E.; AVERBUCH, M.; MCKENNA-COLE, A.; SCHMIT, B.D.; RYMER, W.Z. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury:progress with the ARM guide. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v,37, n.6, p.653-662, 2000.

REINKENSMEYER, D.J.; COLE, A.; KAHN, L.E.; KAMPER, D.J. Directional control of reaching is preserved following mild/moderate stroke and stochastically constrained following severe stroke. **Experimental Brain Research**, v.143, n.4, p.525-530, 2002.

ROHRER, B.; FASOLI, S.; KREBS, H.I.; HUGHES, R.; VOLPE, B.T.; FRONTERA, W.; STEIN, J.; HOGAN, N. Movement smoothness changes during stroke recovery. **Journal of Neuroscience**, v.22, n.18, p.8297-8304, 2002.

ROSENBAUM, D.A.; MEULENBROEK, R.G.; VAUGHAN, J.; JANSEN, C. Posture-based motion planning: applications to grasping. **Psychological Review**, v.108, n.4, p.709-773, 2001.

SALISBURY, J.K. Active stiffness control of a manipulator in cartesian coordinates. In: IEEE CONFERENCE ON DECISION AND CONTROL, 19., Albuquerque, 1980. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 1980. p.95-100.

SAURON, F.N. Órteses para membro superiores. In: TEIXEIRA, E.S.; OLIVEIRA, L.S.B.; SAURON, M.C.; NICOLE, F. **Terapia ocupacional na reabilitação física**. São Paulo: Roca, 2003. Cap.16.

SCHLEGL, T.; BUSS, M.; OMATA, T.; SCHMIDT, G. Fast dextrous re-grasping with optimal contact forces and contact sensor-based impedance control. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2001, Seoul. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 2001. p.103-108.

SCHNEIDER, S.A.; CANNON, R.H. Object impedance control for cooperative manipulation: theory and experimental results. **IEEE Transactions on Robotics and Automation, v.** 8, n.3, p.383-394, 1992.

SCHOUTEN, A.C.; DE VLUGT, E.; VAN HILTEN, J.J.; VAN DER HELM, F.C. Design of a torque-controlled manipulator to analyse the admittance of the wrist joint. **Journal of Neuroscience Methods**, v.154, n.1/2, p.134-141, 2006.

SESTO, M.E.; RADWIN, R.G.; RICHARD, T.G. Shortterm changes in upper extremity dynamic mechanical response parameters following power hand tool use. **Ergonomics**, v.48, n.7, p.807-820, 2005.

SICILIANO, B.; VILLANI, L. **Robot force control**. New York: Springer, 2000. (Springer International Series Engineering Computer Science, 540).

STROEVE, S. Impedance characteristics of neuromusculoskeletal model of the human arm, I. Posture control. **Biological Cybernetics**, v.81, n.5/6, p.475-494, 1999.

SUPONITSKY, Y.; VERBITSKY, O.; PELED, E.; MIZRAHI, J. Effect of force imbalance of the shank muscles, due to selective fatiguing, on single-leg-standing control. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.18, n.4, p.682-689, 2008.

TAKAHASHI, V.; RABINS, M.J.; AUSLANDER, D.M. **Control and dynamic systems**. Massachusetts: Addison-Wesley, 1970.

TIJHUIS, G.J.; VLIET, T.P.; ZWINDERMAN, A.H.; HAZES, J.M. Comparison of the futuro wrist orthosis with a synthetic thermolyn orthosis: utility and clinical effectiveness. **Arthritis Care and Research**, v.11, n.3, p.217-222, 1998.

VA/DOD Clinical practice guideline for the management of stroke rehabilitation: guideline summary. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.47, n.9, p.1-43, 2010.

VANNUCI, A.B.; NUNES, M.J.; RIBEIRO, L.H.; WAISBERG, M.G.; ZERBINI, C.A. Artrite reumatóide. **RBM**: Revista Brasileira de Medicina, v.63, p.252-262, 2006.

VOLPE, R.; KHOSLA, P. Theoretical analysis and experimental verification of a manipulator/sensor/environment model for force control. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON SYSTEMS, MAN AND CYBERNETICS, 1990, Los Angeles. **Proceedings…** Piscataway: IEEE, 1990. p.784-790.

VOLPE, B.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N. Is Robot-aided sensorimotor training in stroke rehabilitation a realistic option?. **Current Opinion in Neurology**, v.14, n.6, p.745-752, 2001.

VOLPE, B.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; EDELSTEIN, L.; DIELS, C.M.; AISEN, M.L. Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. **Neurology**, v.53, n.8, p.1874-1876, 1999.

VOLPE, B.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; EDELSTEIN, O.L.; DIELS, C.; AISEN, M. A Novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. **Neurology**, v.54, n.10, p.1938-1944, 2000.

XU, J.; LI, Z. A Kinematic model of finger gaits by multifingered hand as hybrid automaton. **IEEE Transactions on Automation Science and Engineering**, v.**5**, n.3, p. 467-479, 2008.

WAGNER, T.H.; LO, A.C.; PEDUZZI, P.; BRAVATA, D.M.; HUANG, G.D.; KREBS, H.I.; RINGER, R.J.; FEDERMAN, D.G.; RICHARDS, L.G.; HASELKORN, J.K.; WITTENBERG, G.F.; VOLPE, B.T.; BEVER, C.T.; DUNCAN, P.W.; SIROKA, A.;

GUARINO, P.D. An Economic analysis of robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke. **Stroke**, v.42, n.9, p.2630-2632, 2011.

WALSH, E.G.; WRIGHT, G.W. Inertia, resonant frequency, stiffness and kinetic energy of the human forearm. **Quarterly Journal of Experimental Physiology**, v.72, n.2, p.161-170, 1987.

WINTERS, J. Hill-based muscle models: a systems engineering perspective. In: WINTERS, J.M.; WOO, S.L.W. (Ed.). **Multiple muscle systems**. New York: Springer, 1990. p.69-93.

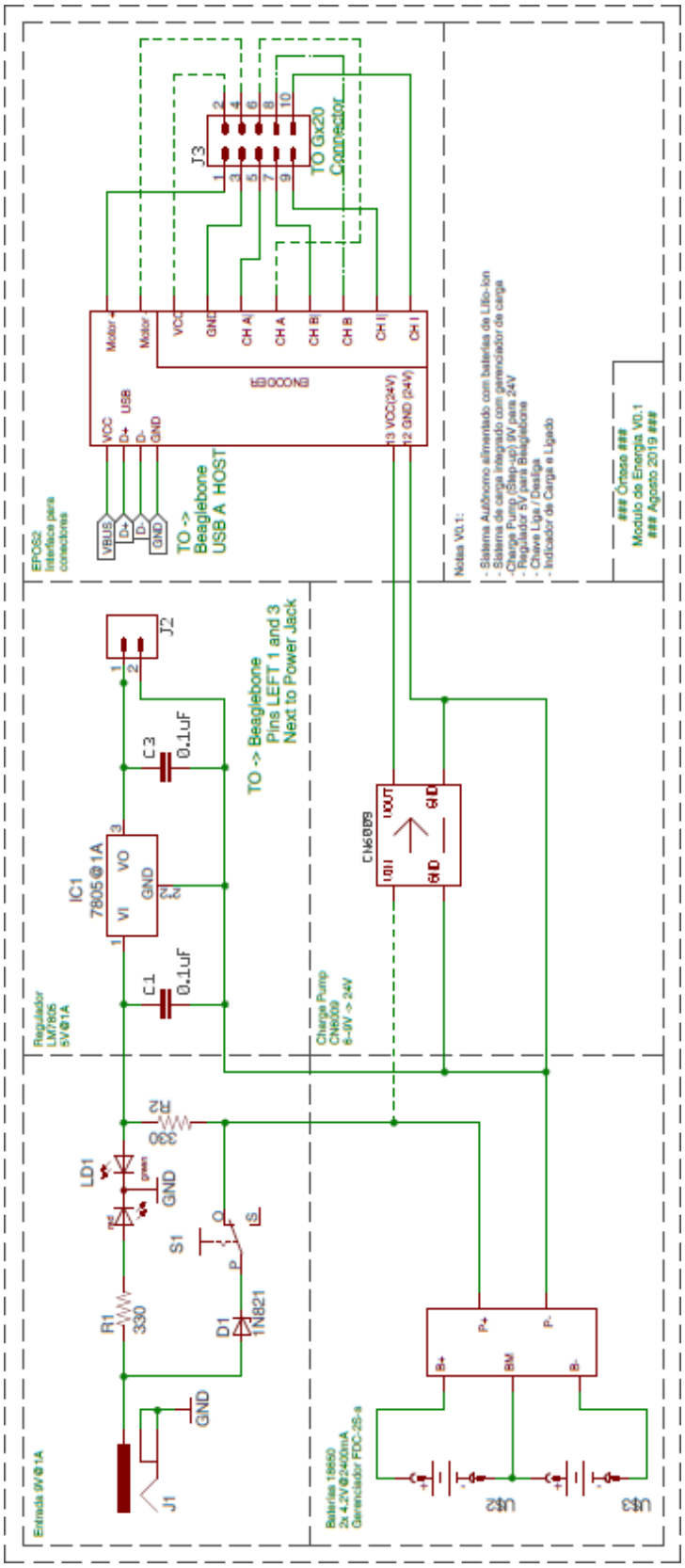
WRIGHT, V.; JHONS, R.J. Quantitatie and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with connectie tissue diseases. Annals of the Rheumatic Diseases, v.20, n.1, p.36-46, 1961.

WRONSKI, S. History oh the orthotic devices. Disponível em: http://www.reh4mat.com/en/orc/history-of-the-orthotic-devices/. Acesso em: 4 mar. 2017.

ZAJAC, F.E. Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v.17, n.4, p.359-411.

ZHANG, M.; CLAIRE, D.T.; XIE, S. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation – a systematic review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation,** v.10, n.1, p.30-45, 2013.

Apêndice A – ESQUEMA ELÉTRICO DO DISPOSITIVO MODULAR DE CONTROLE



Apêndice B – FICHA DE TESTES - DADOS DE PARÂMETROS DO ALGORÍTIMO DO CONTROLE DE IMPEDÂNCIA

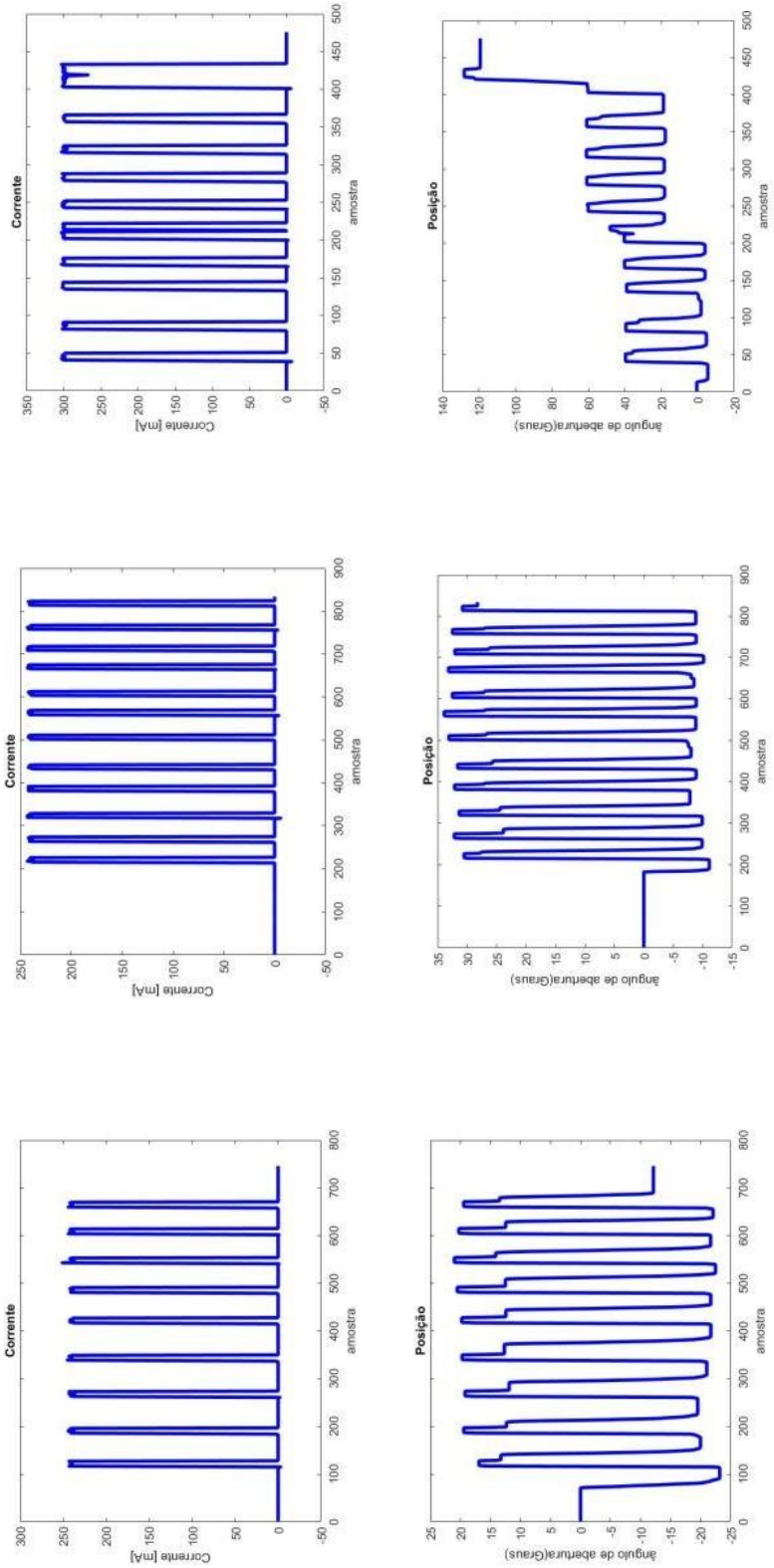
Testes voluntário fulano (a) [Mão direita (esquerda)] data:_____

Órtese OLADUi versão _____

COM JOGO da Barra		SEM JOGO da Barra	
TESTE 01		TESTE 01	
Limite Corrente		Limite Corrente	
Rigidez		Rigidez	
Amortecimento		Amortecimento	
Rampa Posição Angular		Rampa Posição Angular	
COM JOGO da Barra		SEM JOGO da Barra	
TESTE 02		TESTE 02	
Limite Corrente		Limite Corrente	
Rigidez		Rigidez	
Amortecimento		Amortecimento	
Rampa Posição Angular		Rampa Posição Angular	
COM JOGO da Barra		SEM JOGO da Barra	
TESTE 03		TESTE 03	
Limite Corrente		Limite Corrente	
Rigidez		Rigidez	
Amortecimento		Amortecimento	
Rampa Posição Angular		Rampa Posição Angular	
COM JOGO da Barra		SEM JOGO da Barra	
TESTE 04		TESTE 04	
Limite Corrente		Limite Corrente	
Rigidez		Rigidez	
Amortecimento		Amortecimento	
Rampa Posição Angular		Rampa Posição Angular	
COM JOGO da Barra		SEM JOGO da Barra	
TESTE 05		TESTE 05	
Limite Corrente		Limite Corrente	
Rigidez		Rigidez	
Amortecimento		Amortecimento	
Rampa Posição Angular		Rampa Posição Angular	

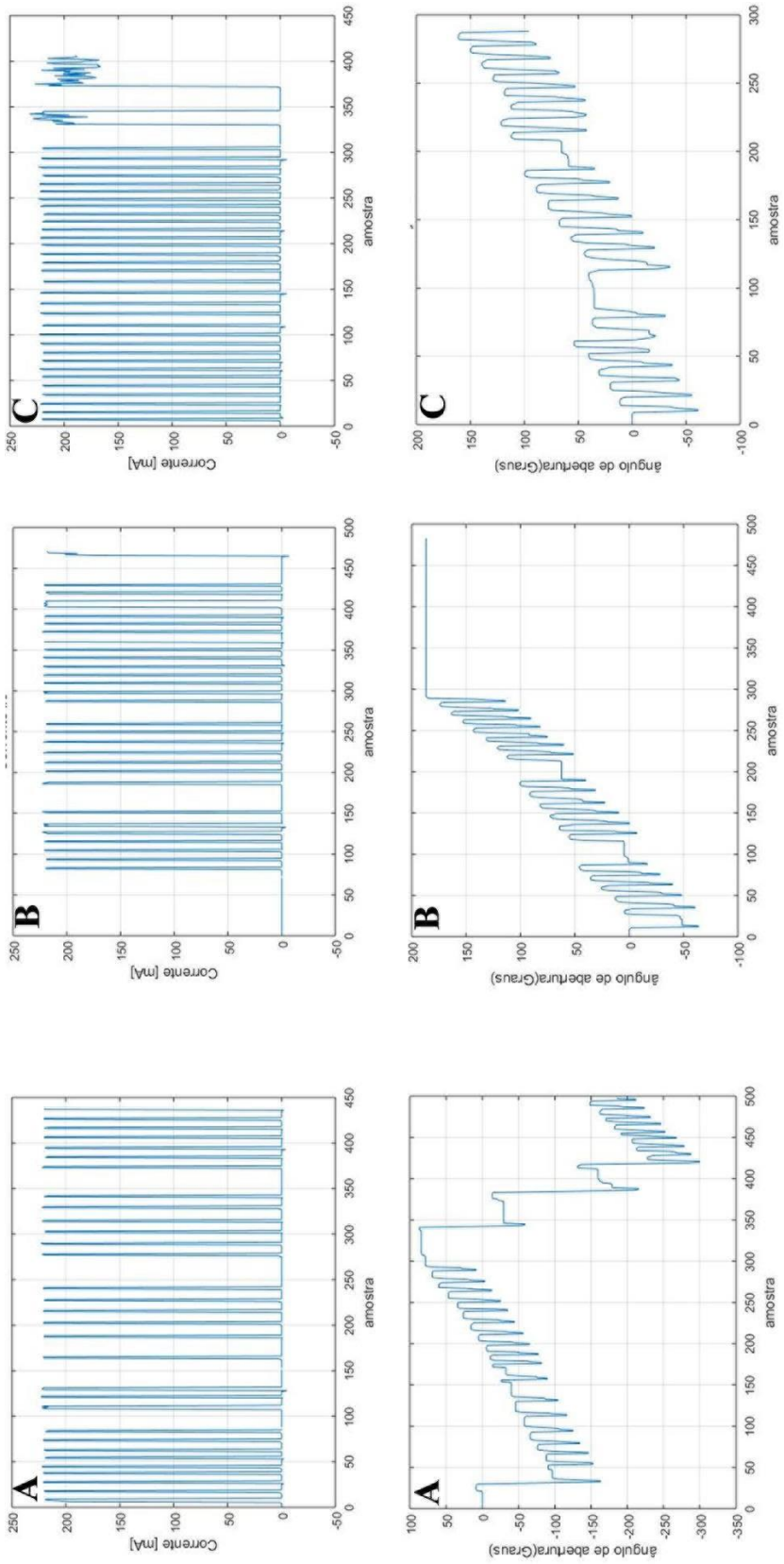
Apêndice C – CURVAS AUMENTADAS DA FIGURA 66, PÁG. 171

Figura 66 AUMENTADA: Três situações distintas do teste com a órtese OLADUi, versão 4a.



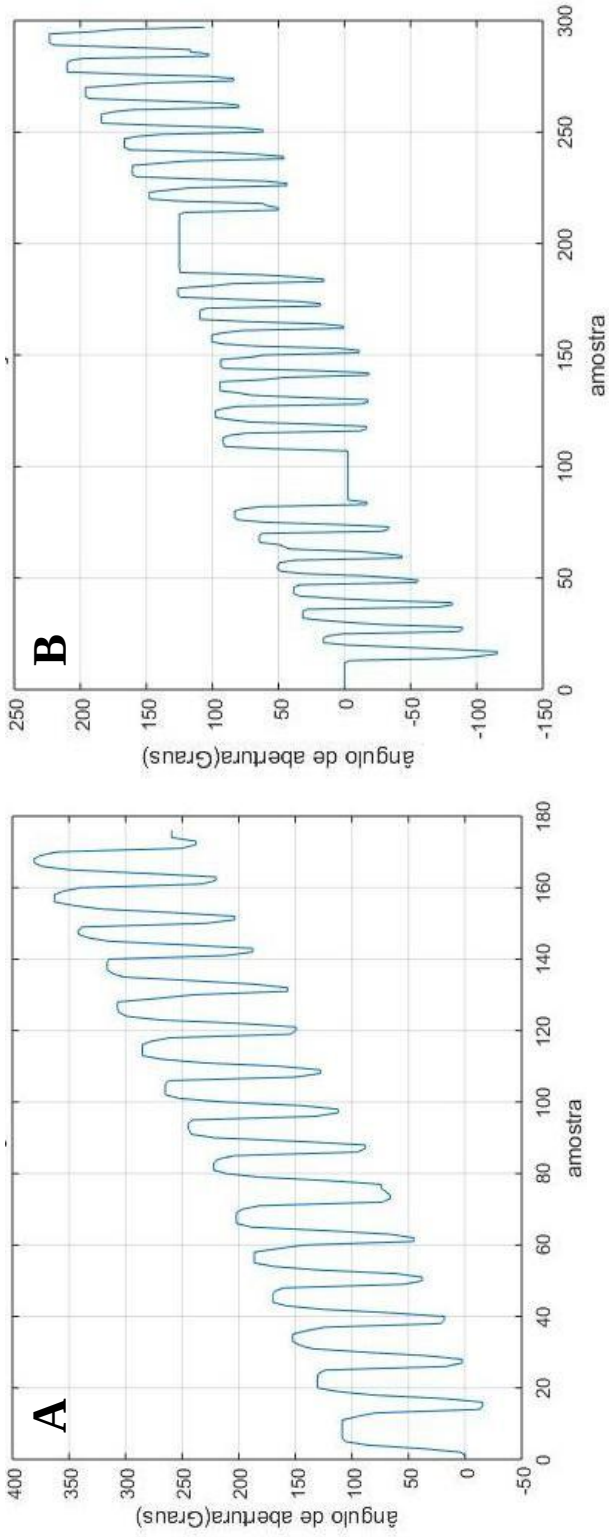
Apêndice D – CURVAS AUMENTADAS DA FIGURA 68, PÁG. 174

Figura 68 AUMENTADA: Resultados de testes atuais com e sem o jogo da Barra, OLADUi 5 ativada.



Apêndice E – CURVAS AUMENTADAS DA FIGURA 69, PÁG. 175

Figura 69 AUMENTADA: Resultados de testes atuais com e sem o jogo da Barra, OLADUi 5 ativada em usuário-típico sem AR.



Anexo 1 - RESUMO DAS FUNÇÕES DA EPOS2 UTILIZADAS

Funções de Inicialização

FUNCTION

HANDLE VCS_OpenDevice(char* DeviceName, char* ProtocolStackName, char* InterfaceName, char* PortName, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_OpenDevice opens the port to send and receive commands. Ports can be RS232, USB, and CANopen interfaces.

FUNCTION

HANDLE VCS_OpenDeviceDlg(DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_OpenDeviceDlg recognizes available interfaces capable to operate with EPOS and opens the selected interface for communication. Not available with Linux.

Configuração do Motor

FUNCTION

BOOL VCS_SetMotorType(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, WORD MotorType, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_SetMotorType writes the motor type.

FUNCTION

BOOL VCS_SetDcMotorParameter(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, WORD NominalCurrent, WORD MaxOutputCurrent, WORD ThermalTimeConstant, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_SetDcMotorParameter writes all DC motor parameters.

Modos de Operação

FUNCTION

BOOL VCS_SetOperationMode(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, __int8 Mode, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_SetOperationMode sets the operation mode.

Description	Value	Name
Position Profile Mode	1	OMD_PROFILE_POSITION_MODE
Position Velocity Mode	3	OMD_PROFILE_VELOCITY_MODE
Homing Mode	6	OMD_HOMING_MODE
Interpolated Position Mode	7	OMD_INTERPOLATED_POSITION_MODE
Position Mode	−1	OMD_POSITION_MODE
Velocity Mode	−2	OMD_VELOCITY_MODE
Current Mode	−3	OMD_CURRENT_MODE
Master Encoder Mode	−5	OMD_MASTER_ENCODER_MODE
Step Direction Mode	−6	OMD_STEP_DIRECTION_MODE

FUNCTION

BOOL VCS_SetEnableState(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_SetEnableState changes the device state to "enable".

FUNCTION

BOOL VCS_SetDisableState(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_SetDisableState changes the device state to "disable".

5.2.6 Clear Fault

FUNCTION

BOOL VCS_ClearFault(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_ClearFault changes the device state from "fault" to "disable".

5.2.11 Get Fault State

FUNCTION

BOOL VCS_GetFaultState(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, BOOL* pIsInFault, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_GetFaultState returns the device state fault (pIsInFault = TRUE). Get error information if the device is in fault state (→ "Error Handling" on page 5-66).

Aquisição de Dados

FUNCTION

BOOL VCS_GetPositionIs(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, long* pPositionIs, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_GetPositionIs returns the position actual value.

FUNCTION

BOOL VCS_GetVelocityIs(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, long* pVelocityIs, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_GetVelocityIs reads the velocity actual value.

FUNCTION

BOOL VCS_GetCurrentIs(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, short* pCurrentIs, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_GetCurrentIs returns the current actual value.

Modo de Referência (Homing Mode)

FUNCTION

BOOL VCS_ActivateHomingMode(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_ActivateHomingMode changes the operational mode to "homing mode".

FUNCTION

BOOL VCS_DefinePosition(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, long HomePosition, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_DefinePosition uses homing method 35 (Actual Position) to set a new home position.

Modo de Corrente (Current Mode)

FUNCTION

BOOL VCS_ActivateCurrentMode(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_ActivateCurrentMode changes the operational mode to "current mode".

FUNCTION

BOOL VCS_SetCurrentMust(HANDLE KeyHandle, WORD NodeId, short CurrentMust, DWORD* pErrorCode)

DESCRIPTION

VCS_SetCurrentMust writes current mode setting value.

Anexo 2 - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FMRP-USP

Ribeirão Preto, 03 de fevereiro de 2015

Ofício nº 396/2015
CEP/MGV

Prezada Senhora,

O trabalho intitulado **"DESENVOLVIMENTO DE NOVAS TECNOLOGIAS NO TRATAMENTO DE PORTADORES DE ARTRITE REUMATÓIDE: ÓRTESE INTELIGENTE PARA CORREÇÃO DO DESVIO ULNAR DOS DEDOS",** foi analisado "AD REFERENDUM" pelo Comitê de Ética em Pesquisa, e enquadrado na categoria: **APROVADO,** bem como o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Versão 2, de 13/01/2015,** de acordo com o Processo HCRP nº 15857/2014.

De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente,

DRª. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssima Senhora
PROFª.DRª. VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI
Depto. de Neurociências e Ciências do Comportamento

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Campus Universitário – Monte Alegre
14048-900 Ribeirão Preto SP
Comitê de Ética em Pesquisa do HCRP e FMRP-USP
FWA-00002733; IRB-00002186 e Registro PB/CONEP nº 5440
(16) 3602-2228
cep@hcrp.usp.br
www.hcrp.usp.br

Anexo 3 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (OLADUi)

Consentimento formal de Participação no Estudo intitulado "**Desenvolvimento de novas tecnologias no tratamento de portadores de Artrite reumatoide: órtese "inteligente" para correção desvio ulnar dos dedos.**" Pesquisador Responsável: Profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui e doutorando Me Marcello Cláudio De Gouvêa Duarte

ESCLARECIMENTO GERAL:

Estamos desenvolvendo um projeto de pesquisa **"Desenvolvimento de novas tecnologias no tratamento de portadores de Artrite reumatoide: órtese "inteligente" para correção desvio ulnar dos dedos."** e gostaríamos de convidá-lo(a) a participar deste trabalho.

O (a) Senhor (a) está sendo convidado(a) a participar deste estudo, que tem por objetivo a apresentação final do desenvolvimento de uma órtese para correção de deformidade em desvio ulnar dos dedos, uma órtese de modelo original, articulada e inteligente, que visa a correção da deformidade e a melhora da função da mão, verificando assim a eficiência do produto desenvolvido para o tratamento da deformidade citada.

Explicação do procedimento:

Após o seu aceite em participar, você será avaliado por um terapeuta ocupacional que verificará a necessidade do uso da órtese, bem como será retirada as medidas de seus dedos, punho, antebraço e mão. Você usará 2 órteses e responderá algumas perguntas. Serão aplicados questionários para verificar a funcionalidade dos membros superiores e realizada uma avaliação de força, movimento (goniometria), função e dor. Serão confeccionadas duas órteses que deverá usar por 1 semana cada. Será sorteado qual órtese usará primeiro, se a de termoplástico ou a órtese articulada inteligente. Você usará uma órtese pelo período de 1 semana quando retornará ao serviço e será realizado a avaliação e responderá a questionários sobre o uso da órtese, o conforto, em relação a estética, bem como se o modelo proposto foi satisfatório para o uso durante suas atividades diárias. Ficará uma semana sem órtese e quando retornar será feito o mesmo procedimento de avaliação e questionário. Neste retorno iniciará o uso da segunda órtese por mais uma semana, quando deverá retornar e ser avaliado novamente. A pesquisadora orientará o uso, os cuidados e a higiene das mesmas, além de entrar em contato por telefone para verificar se está tudo bem, e poderá retornar a qualquer momento se tiver algum problema coma órteses. Ao final será aplicado um questionário em que você responderá questões referentes ao uso da órtese, relatando também as dificuldades durante o seu uso. Sua participação é voluntária, se não desejar participar do estudo você não terá nenhum prejuízo ou dano, não interferindo assim, no seu atendimento neste hospital. Desta forma você deverá retornar ao ambulatório de terapia ocupacional 1 (avaliação e medida), sendo que esta poderá ser no dia do convite); será chamada assim que a órtese for confeccionada e duas outras vezes com intervalo de 1 semana. Neste intervalo o pesquisador telefonará diariamente no horário que melhor lhe convier para verificar se está tudo bem ou se tem alguma dificuldade. Declaramos que ao final existirá benefícios diretos para você voluntário por ter participado nesta pesquisa, você ganhará, sem custos, as órteses testadas, e que poderá escolher qual usará por mais 3 meses. Neste período o pesquisador lhe telefonará a cada 2 semanas, deverá retornar com 6 e 12 semanas de uso da órtese, nesta última será avaliado novamente. Sua participação poderá auxiliar no maior

conhecimento a respeito no tratamento dessa patologia, e de um novo recurso para melhorar a função do membro e corrigindo a deformidade. Para isso você deve estar ciente de que:

1. Sua participação é voluntária e sua recusa não implicará em prejuízos ao seu atendimento neste ambulatório ou qualquer outro deste hospital ou de qualquer um de seus familiares;

2. As informações contidas nas avaliações, poderão ser utilizadas para fins didáticos e em eventos ou trabalhos científicos, mas não serão expostos de forma que o (a) identifique e sua identidade será sempre preservada; desta forma garantimos sua privacidade e o sigilo quanto às informações prestadas;

3. Os riscos à sua saúde são mínimos, como ligeiro cansaço ao responder aos questionários ou desconforto no uso da órtese que deverá ser corrigido, mas na eventualidade de ocorrência você tem direito a indenização conforme as leis vigentes no país;

4. Você é livre para desistir, de participar deste trabalho, a qualquer momento, sem punição e sem prejuízo no seu tratamento.

5. Você não terá nenhum ganho monetário por participar do estudo, mas terá as órteses e as orientações e tratamento da terapia ocupacional no dia e horário acordados.

6. Participar deste estudo não lhe dá direito a nenhum tipo de seguro saúde.

7. Os resultados da pesquisa serão tornados públicos, sejam eles favoráveis ou não. Garantimos que quaisquer dúvidas que surjam antes, durante ou posteriormente aos procedimentos desta pesquisa serão devidamente esclarecidas pelos pesquisadores.

Para questões e/ou dúvidas relacionadas a este estudo, contate:

Fone: (16) 3602-4417 e-mail: velui@fmrp.usp.br / CEP-HC : (16) 3602-2228

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa. Recebi uma cópia deste termo e tive a possibilidade de lê-lo, com o qual concordo.

Ribeirão Preto,____de_____de 20___.

Nome do participante:_____

Assinatura:_____

Nome do pesquisador 01:_____

Assinatura: _____

Nome do pesquisador 02:_____

Assinatura: _____