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

ELLEN CRISTINA MASALSKAS

Evolução da órtese Anel em Oito Articulado (AOA)

São Carlos
2018

ELLEN CRISTINA MASALSKAS

Evolução da órtese Anel em Oito Articulado (AOA)

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

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Valéria Meirelles Carril Elui

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan

Versão corrigida

São Carlos
2018

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

Masalskas, Ellen Cristina
Me   Evolução da órtese Anel em Oito Articulado (AOA) /
Ellen Cristina Masalskas; orientador Valéria Meirelles
Carril Elui; coorientador Carlos Alberto Fortulan. São
Carlos, 2018.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
Interunidades em Bioengenharia e Área de Concentração
em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos;
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de
Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo,
2018.

1. órteses. 2. manufatura aditiva. 3. deformidades
da mão. 4. pescoço de cisne. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Ellen Cristina Masalskas

Título: "Evolução da órtese anel em oito articulado (AOA)"

Data da defesa: 25/10/2018

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). Carlos Alberto Fortulan EESC/USP		<u>Aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Marisa de Cassia Registro Fonseca FMRP/USP		<u>aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Jonas de Carvalho EESC/USP		<u>Aprovada.</u>
Prof(a). Dr(a). Deborah de Couto Carrijo UFSCar/UNIARA		<u>Aprovada</u>

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Casimiro e Maria Cristina, que acreditaram sempre em minha força e em meu potencial.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui, pelo incentivo desde a graduação, por seus ensinamentos, por auxiliar no meu crescimento profissional e pessoal, por seu apoio, confiança e carinho em todos os momentos.

Ao meu orientador Prof Dr Carlos Alberto Fortulan, por compartilhar seu conhecimento com tanta dedicação e paciência, pela parceria nas manhãs e tardes de trabalho e auxílio durante este trabalho.

À equipe da Done 3D Store Riberirão Preto e do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Biofabricação: Biofabris Campinas-SP, pela parceria e colaboração com este estudo.

À equipe do CER-HCFMRP, TO Daniela Goia, TO Ana Magnani, Dr Rene Donizete e sua equipe, pela disponibilidade e acolhimento.

Aos clientes do HCFMRP que voluntariamente colaboraram com esta pesquisa, com paciência, carinho e fé em nosso trabalho.

Aos colegas do LAPITEC, pela troca de conhecimento, empatia e apoio nos momentos difíceis.

Aos meus pais e avós, por tornarem possível a minha existência, pela minha criação e educação, pelo amor incondicional e apoio em todos os momentos desta jornada.

Ao meu irmão Murilo, por estar sempre ao meu lado, pelo companheirismo, ombro amigo e apoio técnico de engenharia neste trabalho.

Ao Bruno, por compartilhar seus dias comigo, pelo apoio e incentivo em todas as decisões, pelo amor e compreensão.

Às minhas amigas da graduação, amigos da residência e da APAE, pelos momentos leves e prazerosos compartilhados durante este processo, pelo incentivo e apoio.

Obrigada!

RESUMO

MASALSKAS, E. C. **Evolução da órtese anel em oito articulado (AOA)**. 2018. 109f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

A deformidade em pescoço de cisne é uma postura anormal do dedo caracterizada por hiperextensão da articulação interfalangeana proximal juntamente com a flexão da interfalangeana distal, que pode causar dor e incapacidade funcional. Na prática clínica, as órteses são amplamente aplicadas no tratamento conservador da deformidade, sendo indicados modelos adquiridos comercialmente ou confeccionados sob medida pelos terapeutas. Trabalhos anteriores do grupo de pesquisa propuseram um modelo de órtese articulada para correção da deformidade pescoço de cisne denominada AOA (Anel em Oito Articulado) que teve sua funcionalidade aprovada pelos voluntários da pesquisa. O presente trabalho objetiva a evolução deste projeto na busca de um modelo mais anatômico (maior conforto), mais funcional e melhorar a compreensão acerca da relação entre materiais, manufatura e custo da órtese. Para isto, foram utilizados os processos de Manufatura Aditiva (MA) ou impressão 3D e parametrização, que permite o redesenhar automaticamente a órtese. A metodologia aplicada foi baseada no desenvolvimento de produtos e otimização integrada entre a técnica e a participação de adultos, atendidos nos ambulatórios do HCFMRP-USP, que apresentam a deformidade a fim de identificar sua percepção acerca da experimentação. A metodologia foi dividida didaticamente em duas etapas. Na primeira, foram realizadas as medidas antropométricas de dedos com a deformidade, além da definição das medidas de referência para parametrização através de medidas das mãos dos pesquisadores e de clientes; na segunda etapa, foi realizada a otimização e a parametrização do desenho, foi testada a manufatura da órtese com diferentes materiais, teste de usabilidade, por teste de bancada com os pesquisadores e após aprovação foram experimentadas por dois clientes para avaliar a opinião e na sequência, foi feita análise descritiva dos dados. As principais alterações do projeto atual sobre o original foram a substituição dos diâmetros das seções dos dedos pela altura e largura que as aproximou de formatos elípticos; aumentos e reposicionamentos dos apoios ao dedo; reposicionamento do eixo de rotação da articulação; alteração do ângulo de bloqueio segundo recomendação do terapeuta pela avaliação da deformidade; modelagem paramétrica e manufatura aditiva em resina de alta resistência. Foram realizados também ensaios mecânicos para avaliação das propriedades das resinas curadas e teste com sensor de força, para conhecimento da distribuição de pressão da órtese no dedo. O presente modelo possibilitou aos usuários um ganho em funcionalidade e conforto e através do desenho paramétrico e manufatura aditiva direta possibilitou a dispensação da órtese personalizada com maior agilidade, em poucas horas. A evolução da AOA foi considerada promissora pois apresenta uma ferramenta inovadora muito próxima da aplicação comercial para a resolução de um problema de saúde crônico.

Palavras-Chave: Órteses. Manufatura aditiva. Deformidades da mão. Pescoço de cisne.

ABSTRACT

MASALSKAS, E. C. **Evolution of the articulated eight-shaped ring orthosis (AOA)**. 2018. 109f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

The swan neck deformity is an abnormal posture of the finger characterized by the hyperextension of the proximal interphalangeal joint with distal interphalangeal flexion, which can cause pain and lead to functional disability. In clinical practice, the orthosis is widely recommended in the conservative treatment of the deformity, and both commercially-acquirable models and on demand models made by therapists can be indicated. The previous work of the research group proposed an articulated orthosis model for the correction of swan neck deformity called AOA (Articulated Eight-shape Ring) that had its functionality approved by the research volunteers. The present work aims to further develop this project by searching for a more anatomical and functional model, providing greater comfort, and seeking a compromise among materials, manufacture and cost of the orthosis. For this, the processes of Additive Manufacturing (MA) or 3D printing and parameterization were used, which allows the automatic redesign of the orthosis. The applied methodology was based on the product development and the integrated optimization between the technique and the feedback of adult patients who were affected by the deformity and treated at the HCFMRP-USP ambulatories. The methodology was divided into two steps: firstly, the anthropometric measurements of the fingers with the deformity were carried out, and the reference measurements for parameterization were defined through the measurement of the researchers' and the patients' hands; secondly, the optimization and parameterization of the design was performed, followed by the manufacturing of the orthosis with different materials that were submitted to usability tests and a bench test with the researchers. After approval, the orthosis were tested by two patients in order to obtain their opinion, and subsequently, the descriptive analysis of collected data was established. When comparing the current design to the original one, the main changes were the replacement of the diameters of fingers sections by slightly elliptical formats, the enlargement and repositioning of the finger supports, the repositioning of the rotation axis of the joint, the alteration of the blockage angle according to the recommendation of the therapist to evaluate the evolution of the deformity, and the parametric modelling and additive manufacture in high strength resin. Mechanical tests were also carried out to evaluate the properties of the cured resins as well as load sensor tests to identify the pressure distribution from the orthosis to the finger. The present model provided the users with greater functionality and comfort. Moreover, the personalized orthosis can be fabricated in matter of a few hours due to the parametric design and direct additive manufacture. The evolution of AOA was considered promising as it presents an innovative tool very close to the commercial application for the resolution of a chronic health issue.

Keywords: Orthosis. Additive manufacturing. Hand deformities. Swan neck.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema ilustrativo da Deformidade em Pescoço de Cisne.....	26
Figura 2 - Deformidade em Pescoço de Cisne.....	27
Figura 3- Órteses pré fabricadas encontradas no mercado.....	31
Figura 4- Órtese confecciona sob medida em termoplástico.....	33
Figura 5- Modelo tridimensional do AOA.....	33
Figura 6- Oito estágios do processo genérico de fabricação.....	35
Figura 7- Esquema genérico de funcionamento de uma impressora de fusão em camadas de pó.....	37
Figura 8- Esquema genérico de funcionamento de uma impressora de extrusão.....	38
Figura 9- Patente da Estereolitografia.....	40
Figura 10- Processo de fabricação de uma órtese por MA.....	41
Figura 11- Ilustração do software e a órtese por manufatura aditiva.....	42
Figura 12- Órtese para correção de desvio ulnar dos dedos em MA.....	42
Figura 13- Órtese AOA em Ni-Cr.....	45
Figura 14- Medidas do dedo padronizadas.....	46
Figura 15- Goniômetro adaptado.....	51
Figura 16- Gráfico grau da deformidade dos dedos.....	55
Figura 17- Medidas antropométricas segundo Rodrigues (2010).....	56
Figura 18- Medidas acrescentadas ao roteiro.....	56
Figura 19- Denominação dos componentes do AOA.....	58
Figura 20- Modelo AOA em titânio.....	59
Figura 21- Lixamento da órtese de titânio.....	59
Figura 22 - Máquina de impressão 3D em ABS.....	60
Figura 23- Peças em ABS.....	61
Figura 24- Fragilidade da órtese em ABS.....	61
Figura 25- Órtese em ABS com banho de resina.....	62
Figura 26- Impressora utilizada para impressão das resinas.....	62
Figura 27- Modelo em resina FS.....	63
Figura 28- Ponto de fragilidade.....	63
Figura 29- Modelos em resina Spot HT e Smartdent.....	64
Figura 30- Modelo em resina DM 400.....	64

Figura 31- Desenho final de Rodrigues (2010) em titânio.....	65
Figura 32- Anel em versão com abertura lateral e haste distal curta com maior apoio distal.....	66
Figura 33- Redesenho do AOA.....	66
Figura 34- Aumento da largura na região da IFP e anel distal cônico.....	67
Figura 35- Alterações no anel distal.....	67
Figura 36- Alinhamento eixo da articulação do AOA.....	68
Figura 37- Órtese na flexão do dedo.....	68
Figura 38- Barra de bloqueio da extensão.....	69
Figura 39- Desenho versão final.....	69
Figura 40- Modificação no formato do anel para elíptico.....	70
Figura 41- Modelo AOA otimizado.....	70
Figura 42- Desencontro dos eixos em teste de bancada.....	72
Figura 43- Realizando atividades cotidianas.....	72
Figura 44- Gráfico da opinião do cliente 1 a respeito de cada versão.....	73
Figura 45- Cliente 1 sem a órtese e com a órtese.....	74
Figura 46- Gráfico da opinião do cliente 2 a respeito de cada versão.....	74
Figura 47- Cliente 2 sem a órtese e com a órtese.....	75
Figura 48- Corpos de prova em resina	76
Figura 49- Propriedades mecânicas testadas.....	76
Figura 50- Pontos de pressão avaliados.....	78
Figura 51- Gráfico de resultados do AOA em titânio	79
Figura 52- Gráfico de resultados do AOA em titânio com abertura lateral.....	80
Figura 53- Gráfico de resultados do Oval 8®	81
Figura 54- Gráfico de resultados do anel em oito confeccionado em termoplástico.....	82
Figura 55- Gráfico de resultados do AOA em resina odontológica.....	83
Figura 56- Distribuição de tensões ao abrir as mãos	87
Figura 57- Convergência para a primeira situação	87
Figura 58- Distribuição de tensões ao fechar as mãos	87
Figura 59- Convergência para a segunda situação	88
Figura 60- Planos e sketches.....	89
Figura 61- Sequência da construção do desenho sólido do anel.....	90
Figura 62- Dados Antropométricos do dedo dispostas a uma planilha de dados para vinculação com o Modelo em CAD.....	90

Figura 63- Tabela com informações sobre o dimensiona das distâncias interplanares e medidas dos Sketches.....	91
Figura 64- Vinculação das medidas interplanares com a planilha de dados.....	91
Figura 65- Tabela com a inclusão do ângulo de bloqueio.....	92
Figura 66- Parte dos anéis mostrando o Plano 10.....	93
Figura 67- Exemplificação dos cortes e dos perfis do bloqueio.....	93
Figura 68- Detalhes do plano comum com o desenho do bloqueio.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação clínica de Nalebuff (1989).....	27
Tabela 2 - Características dos materiais	58
Tabela 3 - Goniometria da deformidade sem a órtese.....	71
Tabela 4 - Goniometria de extensão ativa com órtese.....	71
Tabela 5 - Resultados do ensaio mecânico.....	77
Tabela 6 - Valores máximos de força.....	84
Tabela 7 - Média dos valores máximos.....	85

SUMÁRIO

1.INTRODUÇÃO.....	21
2.OBJETIVOS.....	23
2.1.Geral.....	23
2.2.Específicos.....	23
3.FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	24
3.1.Deformidade em pescoço de cisne	24
3.1.1.Deformidade na Artrite Reumatoide.....	24
3.1.2.Deformidade em outras condições clínicas.....	28
3.2.Tratamentos da deformidade em pescoço de cisne.....	29
3.2.1. Tratamento cirúrgico.....	29
3.2.2.Tratamento conservador e órtese.....	29
3.3. Manufatura aditiva.....	34
3.3.1.Aplicações médicas da manufatura aditiva	40
3.4.Parametrização.....	43
3.5.Conceito da órtese Anel em Oito Articulado (AOA).....	44
4.METODOLOGIA.....	47
4.1.Metodologia de desenvolvimento de produto.....	47
4.2.Metodologia de teste do produto.....	48
4.3.Projeto.....	49
5. ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	53
6.RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
6.1. 1ª etapa.....	54
6.2. 2ª etapa.....	57
6.2.1.Materiais.....	58
6.2.2.Desenho.....	64
6.2.3.Teste com clientes.....	71
6.2.4. Ensaaios mecânicos.....	75
6.2.5.Mapeamento de pressão (teste com sensor de força).....	78
6.2.6.Elementos finitos.....	85
6.2.7.Parametrização do desenho AOA.....	88
7.CONCLUSÕES.....	94
REFERÊNCIAS.....	95

ANEXOS.....100

APÊNDICES.....105

1. Introdução

Algumas patologias como a artrite reumatoide e a paralisia cerebral, podem levar a deformidade de pescoço de cisne no dedo, denominada “swan neck”, podendo afetar a funcionalidade dos indivíduos acometidos. Como terapeuta ocupacional, terapeuta da mão e buscando melhores soluções funcionais para os clientes, é que esse tema se introduz neste estudo.

Em nossa prática clínica nos deparamos com vários clientes que apresentam deformidade tipo pescoço de cisne e a órtese está dentre os recursos utilizados para corrigir a deformidade e propiciar maior função da mão.

Órtese é um aparato mecânico que dentre outras funções visa à correção e redução da deformidade propiciando melhora da flexão do dedo acometido e consequente melhora da função além de prevenir a piora do quadro através de bloqueio mecânico.

Existem diferentes modelos de órtese para este fim, sejam nacionais ou importadas, confeccionadas sob medida ou adquiridas comercialmente. Apesar do design dessas órteses ser eficiente, na prática clínica foi percebida a necessidade de melhorias, e neste sentido Rodrigues, (2010) desenvolveu um novo conceito de órtese, o Anel em Oito Articulado (AOA), (patente PI 1100101-1 de 2013) para correção da deformidade de pescoço de cisne objetivando maior funcionalidade devido a esta permitir e acompanhar a dinâmica do dedo pela articulação mantendo o bloqueio com melhor distribuição da pressão e ainda considerando o conforto e a estética.

A confecção de órtese articulada com resistência, conforto e estética é atualmente uma dificuldade na prática clínica. No mercado, não são encontrados modelos articulados e os modelos pré-fabricados existentes não são de fácil acesso para terapeutas e clientes no Brasil por diversos motivos, como por exemplo o custo.

Nos modelos feitos sob medida, o terapeuta utiliza o termoplástico de baixa temperatura pois geralmente no *setting* terapêutico não dispõe de equipamentos para trabalhar com materiais mais resistentes.

Este estudo tem como hipótese que com a metodologia proposta seja possível confeccionar órtese personalizada articulada e resistente, em curto período de tempo e com custo acessível. Ainda se pretende que a prescrição seja simples e possível em qualquer lugar

do país, utilizando para tanto, por exemplo, os profissionais da saúde que fazem a indicação adequada e bureaux locais de impressão 3D.

2. Objetivos

2.1. Geral

Evoluir e otimizar o desenho e a fabricação da órtese anel em oito articulado (AOA) a partir de um modelo preeexistente.

2.2. Específicos

Definir os pontos de referência para parametrização e sua medição.

Melhorar o processo de manufatura.

Verificar os possíveis materiais para o processo de manufatura.

Analisar a aplicação da parametrização e a manufatura aditiva das peças evoluídas.

Analisar a aplicabilidade da órtese otimizada.

Oferecer uma nova opção de recurso terapêutico nacional.

3. Fundamentação teórica

3.1. Deformidade em pescoço de cisne

A deformidade em pescoço de cisne é uma postura anormal do dedo caracterizada por hiperextensão da articulação interfalangeana proximal (IFP) associada ou não com a flexão da articulação interfalangeana distal (IFD). Representa o resultado do desequilíbrio do aparelho extensor, no qual as forças flexoras não conseguem neutralizá-lo adequadamente. É comum ser observado em mais de um dedo na mesma mão (CARLSON; CARLSON, 2014).

As três causas da deformidade em pescoço de cisne segundo Zancolli (1968) são do tipo: 1.Extrínseco, o aumento da potência de tração ao longo do tendão extensor causa flexão de punho e das metacarpofalangeanas (MTCF); 2.Intrínseco, o aumento de potência de tração dos músculos intrínsecos causa tensão intrínseca secundária à subluxação da MTCF; e 3.Articular, o enfraquecimento dos mecanismos de estabilização da articulação interfalangeana proximal causa insuficiência da placa volar e falha no ligamento retinacular transverso.

3.1.1. Deformidade na Artrite Reumatoide

A Artrite Reumatoide (AR) é uma doença autoimune inflamatória sistêmica caracterizada pelo comprometimento da membrana sinovial das articulações periféricas. (MARQUES NETO et al., 1993).

Louzada Jr. et al. (2007) referem que a prevalência da AR é estimada em 0,6%-1% da população brasileira, com predomínio em mulheres (86%) e maior incidência na faixa etária de 40-59 anos, dentre as quais 67% queixam-se de dores e 30% trabalham formalmente. Os pesquisadores referem que aproximadamente 40% dos sujeitos apresentavam piora radiológica articular, ou seja, quanto maior o tempo, pior a evolução e que 11% desses já foram submetidos a procedimentos cirúrgicos. Apesar de pouco prevalente, a AR é altamente incapacitante.

Quanto aos programas de reabilitação, Louzada Jr. et al. (2007) referem que são realizados por 23%, sendo considerado um baixo índice, pois a maioria dos sujeitos apresenta algum tipo de incapacidade funcional durante o percurso da doença. Para tanto, a reabilitação é

uma das principais etapas do tratamento terapêutico, havendo necessidade da regularidade, nos programas de reabilitação física, junto aos profissionais (fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais).

A característica principal da AR é o acometimento simétrico das pequenas e grandes articulações, com maior frequência de envolvimento das mãos e dos pés. O caráter crônico e destrutivo da doença pode levar a deformidades irreversíveis, com importante limitação funcional, associada à perda de capacidade laboral e de qualidade de vida. O diagnóstico feito na fase inicial da doença e o tratamento precoce determinam a melhora clínica e funcional (MOTA et al., 2012).

A AR é uma doença com significativo impacto social, segundo Sokka (2003) sendo que a maioria dos clientes terá sua independência afetada em graus variáveis, incluindo limitações nas atividades sociais, de lazer e profissionais. O índice de afastamento do trabalho pode chegar a mais de 60% após 15 anos da doença.

A doença afeta o tecido sinovial e progressivamente causa destruição da cartilagem articular, sendo que a cartilagem perde a capacidade de absorver forças deformantes; causa erosões ósseas, instabilidade articular devido a lesão ligamentar, ruptura de tendões em consequência do enfraquecimento, diminuição do fluxo sanguíneo, além de rigidez da musculatura intrínseca das mãos (ALTER; FELDON; TERRONO, 2011).

Em consequência dessas alterações na estrutura articular, é comum a ocorrência de deformidades em punho, MTCF, dedos e polegar. Dentre as deformidades de dedo, destaca-se neste estudo, a de pescoço de cisne, porém essa deformidade não ocorre apenas na AR, podendo estar presente em outras lesões ou ainda nas anormalidades nas articulações IFD, IFP e MTCF (ALTER; FELDON; TERRONO, 2011).

A deformidade em pescoço de cisne ocorre devido a um colapso em ziguezague das articulações interfalangeanas (IF), com hiperextensão da articulação IFP e flexão da articulação IFD (Figura 1).

Figura 1- Esquema ilustrativo da Deformidade em Pescoço de Cisne

Fonte: Modificado de Orthobullets (2018)

Na articulação IFD, o estiramento ou a ruptura do tendão do extensor terminal resulta em flexão da IFD, uma deformidade secundária do dedo denominada em martelo ou “mallet finger”. A IFD flexiona devido à força extensora inadequada, que então se concentra mais proximalmente. Associada à frouxidão da placa volar da articulação IFP, o estiramento ou ruptura permite sua hiperextensão, resultando na deformidade em pescoço de cisne (ALTER; FELDON; TERRONO, 2011).

O pescoço de cisne pode se originar na articulação IFP, pois a sinovite estende a cápsula volar permitindo a hiperextensão da IFP. As bandas laterais deslocam-se dorsalmente, relaxando a tensão na porção terminal do tendão extensor, causando a flexão secundária da IFD. A ruptura ou alongamento do tendão flexor superficial causada pela sinovite, remove uma das forças que restringem a hiperextensão da IFP e pode causar ou aumentar a deformidade, particularmente se houver encurtamento ou contratura muscular intrínseca, o que aumenta a força de extensão na IFP (ALTER; FELDON; TERRONO, 2011).

A deformidade pode ocorrer também devido a deformidade ou ao desequilíbrio tendíneo na articulação MTCF (Figura 2). Na AR, ocorre o encurtamento e rigidez da musculatura intrínseca por conta do desvio ulnar e subluxação volar das articulações MTCFs. O tendão intrínseco fica mais tensionado aumentando a força de extensão da IFP, levando então à deformidade. À medida que a articulação MTCF desvia-se ulnarmente, um ciclo vicioso é desenvolvido: a musculatura intrínseca ulnar se contrai ainda mais, aumentando a deformidade. Assim, a deformidade em pescoço de cisne se desenvolve como secundária, resultado do desequilíbrio muscular intrínseco devido à deformidade da articulação MTCF (ALTER; FELDON; TERRONO, 2011).

Figura 2 – Deformidade em Pescoço de Cisne

Figura 2. A- Deformidade em Pescoço de Cisne (Fonte: autor); B- esquema da deformidade MTCF: articulação metacarpofalangeana, FP: falange proximal, IFP: articulação interfalangeana proximal, FM: falange média, IFD: articulação interfalangeana distal, FD: falange distal.

Fonte: Modificado de Gonzáles et al. (2005, p.57)

Desde 1989, Nalebuff propôs a classificação da deformidade em pescoço de cisne nos dedos em quatro tipos (tabela 1) vigente até hoje (KNIGHT, 2006; RODRIGUES, 2010), sendo que a órtese é um recurso indicado principalmente nos tipos 1 e 2, não sendo indicada no tipo 4.

Tabela 1 - Classificação clínica de Nalebuff da deformidade em pescoço de cisne (1989)

Tipo	Características
Tipo I	Deformidade típica, mantém flexibilidade total da IFP. Não há tensão da musculatura intrínseca e não há limitação funcional.
Tipo II	A tensão da musculatura intrínseca limita a flexão da IFP quando a MCF está em extensão ou radialmente desviada.
Tipo III	Caracterizado pela perda da flexão da IFP independente da posição da MCF. Espaços articulares preservados.
Tipo IV	Rigidez articular da IFP e evidência radiográfica de destruição articular ou anquilose

Fonte: Nalebuff (1989)

Inicialmente as deformidades são leves, podem ser bem toleráveis e redutíveis, porém com a evolução da doença, tornam-se mais severas e podem causar dor e incapacidade funcional, devido à dificuldade de flexão da articulação IFP hiperextendida (CATALANO et al., 2003; KIEFHABER; STRICKLAND, 1993; SCHEGGET; KNIPPING, 2000), impossibilitando, assim, a preensão em pinça e diminuindo a habilidade em pegar objetos (NOORDHOEK; BARBOSA, 2006).

A deformidade em pescoço de cisne ocorre em aproximadamente 50% dos pacientes com AR (WU; CHEN; LIN, 2009). Entretanto, não é exclusiva, ela pode ser congênita, traumática ou decorrente do desequilíbrio do mecanismo extensor como por exemplo a causada por patologias neurológicas.

3.1.2. Deformidade em outras condições clínicas

Segundo Smrcka e Dylevský (2001), a deformidade congênita pode ser devido à uma atrofia da placa volar na articulação IFP, levando inicialmente a uma deformidade móvel, mas que pode progredir e tornar-se fixa nos estágios mais tardios.

A deformidade em pescoço de cisne pode ocorrer em decorrência de lesão traumática, decorrente de lesões esportivas ou não, podendo ser resultante de uma avulsão da placa volar na base da falange média. Também pode ser decorrente da perda do equilíbrio entre músculos intrínsecos e extrínsecos, como ocorre na paralisia cerebral, em sequela de lesões no sistema nervoso central ou mesmo em sequela de um dedo em martelo crônico (CATALANO et al., 2003).

Na paralisia cerebral, esta deformidade tem duas etiologias resultando em apresentações diferentes: (1) espasticidade dos músculos intrínsecos da mão ou (2) tração dos extensores extrínsecos dos dedos. Ambas etiologias causam estiramento da placa volar da interfalangeana proximal ao longo do tempo, permitindo a hiperextensão da interfalangeana proximal e subsequente flexão da interfalangeana distal. O tratamento deve ser dirigido para a causa da deformidade, o que torna a identificação da etiologia essencial (CARLSON; CARLSON, 2014).

Apesar das diferentes etiologias apresentadas, este trabalho terá foco na deformidade em decorrência da AR.

3.2. Tratamentos da deformidade em pescoço de cisne

3.2.1. Tratamento cirúrgico

Segundo Laurindo et al. (2004), o tratamento cirúrgico pode ser indicado em situações em que medidas conservadoras não controlaram os sintomas, ou não permitiram o desempenho mínimo aceitável em atividades cotidianas como AVDs, trabalho, atividades domésticas e independência de modo geral. Testes de avaliação de qualidade de vida são altamente recomendáveis para avaliação da indicação cirúrgica.

A indicação cirúrgica no tratamento da deformidade em pescoço de cisne deve ser considerada por várias razões como: a diminuição da dor, a restauração da função da mão, a prevenção da progressão da doença e a melhora da aparência estética (NORRIS, 1990; PAP et al., 2003).

Ao analisar as características demográficas e clínicas dos clientes com AR no Estado de São Paulo, Louzada Jr. et al. (2007) revelam que da amostra coletada, 11% dos clientes já foram submetidos a procedimentos cirúrgicos relacionados à AR.

As técnicas cirúrgicas empregadas, em sua maioria, têm como objetivo restaurar o equilíbrio dinâmico do dedo, através da correção da hiperextensão da IFP, proporcionando melhora no movimento das articulações.

Dentre os tipos de tratamento cirúrgico recomendados estão: a sinovectomia em sinovites por mais de seis meses resistente ao tratamento conservador, na ausência de instabilidades grosseiras; correção de tendões e sinovectomia; debridamento articular e ressecção artroplástica; artrodese e artroplastias totais (LAURINDO et al., 2004).

3.2.2. Tratamento conservador e órtese

Segundo Mota et al. (2010), diagnosticar e tratar precocemente a AR é uma urgência médica, pois a inflamação que caracteriza a doença deve ser suprimida o mais rápido possível. Não diagnosticar precocemente ou não tratar de forma adequada um cliente com AR aumenta

o risco de evolução com inflamação persistente, causando dano articular progressivo e deformidades.

O tratamento da AR inclui terapia medicamentosa (anti-inflamatórios não hormonais (AINH), corticoides, drogas modificadoras do curso da doença (DMCD) sintéticas e biológicas e drogas imunossupressoras, além do programa de reabilitação, educação do cliente e apoio psicossocial (MOTA et al., 2012).

Para Hammond e Niedermann (2010), a combinação entre o tratamento medicamentoso e o tratamento de reabilitação potencializa as possibilidades de intervenção, retardando o aparecimento de novos sintomas, reduzindo incapacidades, minimizando sequelas, bem como diminuindo o impacto negativo da doença na funcionalidade do cliente.

O tratamento é realizado, de preferência, por uma equipe multiprofissional composta por terapeuta ocupacional dentre outros profissionais com o objetivo de melhoria e manutenção da capacidade funcional do cliente, prevenção do agravamento de deformidades, facilitação da compreensão e enfrentamento da doença, com potencialização dos meios para o desempenho das atividades, contribuindo para autonomia e independência em atividades de autocuidado, laborais, educacionais, sociais e de lazer (ALMEIDA et al., 2015)

Segundo Beasley (2011), o tratamento do terapeuta ocupacional é individualizado e específico para a condição do cliente, considerando as metas pessoais, potenciais deformidades ou aquelas já instaladas, estágio da doença e as necessidades no desempenho das Atividades de Vida Diária (AVD), tendo como objetivo reduzir a dor, a inflamação além de preservar e melhorar a função.

Os métodos de tratamento incluem órteses em posicionamento personalizado, exercícios cuidadosamente prescritos, educação do cliente em técnicas de proteção articular e conservação de energia, treinamento em AVD e indicação de outros recursos de tecnologia assistiva (BEASLEY, 2011).

A órtese é um recurso padrão na abordagem do tratamento conservador da AR e outras condições clínicas. O termo órtese (orthosis) é derivado do grego “ortho”, que significa corrigir ou alinhar (FESS; PHILIPS, 1987).

Na intervenção ortótica, esses dispositivos têm como objetivo principal possibilitar função por meio da aplicação suave de forças externas sobre parte do corpo, de maneira controlada visando proteger a cicatrização de estruturas anatômicas; propiciar manutenção ou melhora da amplitude de movimento articular para prevenir e/ou corrigir deformidades; substituir ou melhorar uma função além de também poder ser utilizada como base para acessórios de autoajuda (RODRIGUES, 2010).

Desta forma, é comum o uso de órteses para diminuir a inflamação e a dor, melhorar a função e minimizar a deformidade. Embora as evidências em estudos clínicos publicados sejam limitadas, a opinião e prática de especialistas claramente apoiam o uso destas para a mão e membro superior. É importante notar que, embora a correção permanente de uma deformidade não seja possível com o uso de órteses, é possível utilizá-las para o posicionamento articular oposto a deformidade, reduzindo assim a dor, melhorando a função e mantendo a integridade dos tecidos moles (BEASLEY, 2011).

As órteses que impedem a hiperextensão da articulação IFP, não limitando a flexão, permitindo uma estabilidade lateral na extensão do dedo, além da diminuição da posição em flexão da IFD, sendo bastante eficazes, barrando e regredindo a evolução da deformidade (BEASLEY, 2011; SCHEGGET; KNIPPING, 2000). Estudos de revisões sistemáticas sobre o uso da órtese na melhora da dor e da função mostram resultados conflitantes levando os autores à conclusão de que seu efeito ainda necessita de outros estudos (CHRISTIE et al., 2007).

No mercado, é possível encontrar opções importadas como Oval-8®, opção pré-fabricada em termoplástico de alta temperatura, que pode ser ajustado pelo terapeuta conforme a necessidade do cliente utilizando um soprador térmico, disponível em 14 tamanhos comercializado pela empresa *3 Point Products* (em média \$12 cada) e o SIRIS™, feito em metal de tamanho personalizado, prescrito pelo terapeuta através de um kit de medidas, comercializado pela empresa *Silver Ring Splint* (em média \$23,00 cada) (Figura 3). Segundo Beasley (2011) essas as órteses são bem toleradas pelos pacientes porque permitem a maioria das AVDs e não precisam ser removidas para lavagem das mãos.

Figura 3 – Órteses pré fabricadas encontradas no mercado

a) *Oval-8® finger splint.*

b) Órtese SIRIS™ Silver Ring Splint

Fonte: Rodrigues (2010)

Zijlstra et al. (2004) estudaram o efeito da órtese Silver Ring Splint (SIRIS^{TM}) sobre a função da mão em 17 indivíduos com AR e deformidade em pescoço de cisne, e após um ano, concluíram que a órtese pode melhorar a destreza significativamente.

Spicka et al. (2009) avaliaram o impacto da órtese comercial SIRIS^{TM} sobre a destreza e força de preensão em participantes com artrite reumatoide, relatam que os dados indicaram que houve uma maior destreza e força de preensão quando a órtese estava sendo utilizada, porém reforçam que são necessárias outras pesquisas para aprofundar o tema.

Van der Giesen et al. (2009), compararam a eficácia e aceitabilidade da órtese comerciais SIRIS^{TM}, em metal, e Oval-8® em termoplástico, no tratamento da deformidade em pescoço de cisne na AR. Os participantes dos dois grupos, apresentaram melhora no score do teste de destreza, bem como diminuição da hiperextensão da IFP, demonstrando eficácia similar das duas órteses. Não houve diferença significativa quanto à aceitabilidade das órteses.

Seu e Pasqualetto (2012), reforçam a importância do uso da órtese em oito no tratamento conservador da deformidade em pescoço de cisne e também em casos de desequilíbrio muscular.

Os terapeutas clínicos têm forte crença positiva sobre a eficácia das órteses no tratamento da deformidade, apesar da pouca disponibilidade de estudos testados rigorosamente. Todos apoiam entusiasticamente o uso regular das mesmas (HENDERSON; MCMILLAN, 2002) e os clientes preferem o uso da órtese à não utilização (EGAN et al., 2009).

Para Beasley (2011), na prática clínica, as órteses são amplamente utilizadas e indicadas por cirurgiões e terapeutas da mão tanto no tratamento conservador como após a correção cirúrgica da deformidade em pescoço de cisne. A escolha pelo tipo de órtese utilizada depende normalmente da disponibilidade orçamentária e de material que serviço disponibiliza, variando do serviço público para o privado. Essas órteses são necessárias à longo prazo, portanto devem ser duráveis. Muitas órteses feitas em termoplásticos de baixa temperatura podem se desgastar e precisam ser substituídas com frequência.

Geralmente, os terapeutas ocupacionais e terapeutas da mão dos hospitais de referência de serviços públicos no nível terciário de atenção à saúde, utilizam sobras e pequenos pedaços de termoplásticos para confecção da órtese sob medida para correção da deformidade em pescoço de cisne, devido a limitação orçamentária. (Figura 4)

Figura 4 - Órtese confeccionada sob medida em termoplástico

Fonte: Rodrigues (2010)

Segundo Schegget e Knipping (2000), a órtese confeccionada sob medida é de uso habitual entre os terapeutas e segundo, sendo necessário que tenham noções básicas de confecção de órteses. A órtese confeccionada sob medida em termoplástico necessita de ajustes frequentes e não é considerada tão confortável pelos clientes como a órtese pré-fabricada limitando o seu uso por longos períodos. A aparência estética da órtese confeccionada sob medida também é menos aceitável do que a órtese pré-fabricada, porém os clientes não referem melhora ou piora no uso funcional das mãos entre as órteses.

Neste contexto, Rodrigues (2010) desenvolveu o AOA (Figura 5), modelo de órtese para correção de deformidade em pescoço de cisne, fabricado por meio de molde e cera perdida em cobalto-cromo; testou em um cliente e obteve boa correção da deformidade e aprovação funcional do mesmo. A órtese, possui articulação que permite a flexão da IFP, e um bloqueio da hiperextensão em 20° de flexão, corrigindo assim a deformidade.

Figura 5 - Modelo tridimensional do AOA

Fonte: Rodrigues (2010)

3.3. Manufatura Aditiva

A manufatura aditiva (MA) ou *Additive Manufacturing* (fabricação por adição), tem ganhado popularidade na mídia e conquistado a imaginação do público de pesquisadores em vários campos. Com os interesses recentes, esta tecnologia está sendo redefinida continuamente e personalizada para um amplo espectro de aplicações (OLMOS, 2017).

Esta técnica teve grande avanço nos últimos 10 anos e atualmente é utilizada para a fabricação direta de muitos produtos. Este processo é caracterizado por sua flexibilidade de geometria, além de reduzir consideravelmente o tempo de manufatura das peças (MEIRA et al., 2013).

A MA, também conhecida como: impressão 3D, processo aditivo, técnica aditiva, manufatura por camadas aditivas, manufaturas por camadas e fabricação livre (MOYLAN et al., 2012) ou Prototipagem rápida (RP ou *rapid prototyping*) que é um termo que compreende uma série de tecnologias que permitem a produção de peças através de um processo de unir materiais camada a camada, em algumas horas, diretamente de um modelo 3D gerado através do *software* CAD (*Computer Aided Design*) (PHAM; GAULT, 2008).

As peças são feitas adicionando camadas de material; cada camada é uma seção transversal fina da peça derivada dos dados do CAD. Todas as máquinas de MA comercializadas até hoje usam uma abordagem baseada em camadas; e as principais diferenças estão nos materiais utilizados, como as camadas são criadas e como são aderidas umas às outras. Tais diferenças determinam a precisão da peça, suas propriedades mecânicas, além da velocidade de produção, necessidade de acabamento, o tamanho da máquina utilizada e o custo total do processo (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2010).

O processo de MA que há alguns anos apresentava um alto custo e era utilizado somente para a confecção de protótipos para pesquisa, entretanto, apresentou um avanço exponencial tanto em relação ao processo de manufatura quanto aos novos materiais e assim expandiu o horizonte das tecnologias reduzindo os custos do processo de produção. Atualmente o uso da prototipagem rápida através da impressora 3D reduz o tempo de transformar um conceito em um protótipo físico sendo inclusive aplicada na fabricação direta de produtos. Nos últimos 15 anos ocorreu uma ampliação na utilização da técnica de manufatura aditiva na área médica, na fabricação de produtos personalizados, bem como na reposição de peças customizadas (SACONI, 2015).

A técnica surgiu no final da década de 80 e ganhou popularidade pelo fato de proporcionar aos projetistas a liberdade de produzir modelos físicos de seus projetos com maior frequência, possibilitando analisar visualmente características do projeto e discutir possíveis problemas de manufatura. Desta forma os erros são minimizados e o custo e o tempo do desenvolvimento de um produto podem ser substancialmente reduzidos. Estudos apontam que MA pode reduzir o custo de desenvolvimento de novos produtos em 70% e tempo de colocação no mercado em 90% (PHAM; GAULT, 2008).

O avanço e melhoria das tecnologias de MA permitiu a aplicação desses métodos produtivos com sucesso na produção de produtos finais e com baixo volume de produção, como por exemplo, implantes (MELLOR; HAO; ZHANG, 2014; PHAM; GAULT, 2008).

Segundo Gibson, Rosen e Stucker (2010) e Mellor, Hao e Zhang (2014), a sequência de fabricação de uma peça, do CAD ao produto final através de métodos de MA pode ser definida em oito passos principais: Concepção e CAD; Conversão para STL (*stereolithography*; formato do arquivo adequado para impressão 3D); Transferência e manipulação do arquivo STL no equipamento de MA; Preparação do equipamento de MA; Fabricação; Remoção da peça e limpeza; Pós-processamento da peça e Aplicação, conforme demonstra a figura 6.

Figura 6 - Oito estágios do processo genérico de fabricação

Fonte: Modificado de Gibson, Rosen e Stucker (2010)

Após a finalização da produção da peça no equipamento de MA, a mesma é geralmente submetida a um processo de acabamento que envolve a remoção do material de suporte, tratamento para melhorar o acabamento superficial e a rugosidade, como por exemplo, lixamento, vibroacabamento e suavização por vapor. Em alguns casos, a peça pode passar por um processo de pintura ou recobrimento por questões estéticas (GIBSON; ROSEN, STUCKER, 2010)

Sobre as principais vantagens deste processo, Kruth (2008) destaca a variedade de materiais para a fabricação da peça, com baixo custo e não tóxicos; e a possibilidade de utilização do equipamento em um ambiente de desenvolvimento.

Mellor, Hao e Zhang (2014) acrescentam ainda várias vantagens na produção quando comparadas aos métodos convencionais, como a redução do tempo de preparo e custo; não exige elaboração de ferramental, pequenos lotes tornam-se viáveis economicamente; possibilita a otimização do projeto para uma função específica; permite a produção de produtos e projetos customizados (lote único); reduz o desperdício de matéria prima e simplifica a cadeia produtiva.

Por outro lado, Kruth (2008) cita as principais desvantagens, dentre elas a necessidade de estruturas de suporte, baixa resistência mecânica em algumas direções, baixa velocidade de produção para peças com muita massa, e acabamento superficial muitas vezes “ruim”.

A tecnologia MA foi desenvolvida originalmente em torno de materiais poliméricos, ceras e laminados de papel. Posteriormente, houve introdução de compósitos, metais e cerâmicas.

Em seu livro, Gibson, Rosen e Stucker (2010) descrevem a classificação dos processos de MA. Nos próximos parágrafos serão explicitados os processos que foram utilizados no desenvolvimento deste trabalho. De forma geral, as variações entre as tecnologias MA estão relacionadas ao material de construção, ou seja, se o material é processado como um pó, material fundido, chapa sólida, cuba de fotopolímero líquido ou fotopolímero depositado a jato de tinta.

- Sistemas de Metais

Gibson, Rosen e Stucker (2010) descrevem que os processos de MA em metal têm sido um dos desenvolvimentos recentes mais importantes na área. Quase todos esses sistemas utilizam uma abordagem de espalhamento de pó seguido de fusão do material através de um feixe de energia, normalmente um laser de alta potência. A densidade energética utilizada em sistemas de metal é muito maior quando comparado a outro sistema. Os requisitos de energia para fusão de metais giram em torno de 1.000 °C, enquanto a de polímeros de 200 °C, sendo que este fator reflete no custo mais alto, bem como na velocidade mais baixa de fabricação.

A maioria faz uso de uma plataforma ou suporte na qual as peças são construídas para evitar sua deformação à medida que esfria, são removidas usando usinagem, corte de arame ou um método similar. O acabamento da superfície tem característica granulada, mas a precisão

da peça é muito boa, sendo necessários alguns ajustes e acabamentos para suavizar a superfície. (GIBSON, ROSEN; STUCKER, 2010).

Figura 7 - Esquema genérico de funcionamento de uma impressora de fusão em camadas de pó

Fonte: Modificado de Gibson, Rosen e Stucker (2010)

- Sistemas de materiais fundidos

Os sistemas de materiais fundidos são caracterizados por uma câmara de pré-aquecimento que eleva a temperatura do material até o ponto de fusão, de modo que possa fluir através de um sistema de distribuição. O método mais conhecido para isso é o sistema *Fused Deposition Modeling* (FDM), o qual utiliza a extrusão de filamentos do material de forma controlada. Duas cabeças de extrusão são frequentemente usadas para que as estruturas de suporte possam ser fabricadas a partir de um material diferente para facilitar a limpeza e remoção das peças. O ABS (*Acrylonitrile butadiene styrene*) é um monofilamento de polímero bastante utilizado neste processo (GIBSON, ROSEN; STUCKER, 2010).

Os autores também explicam que as peças FDM, por outro lado, estão entre as peças de polímero AM mais resistentes disponíveis, mas quando são desejadas como uma peça funcional final, isso pode significar que elas precisam de acabamento substancial em comparação com outros processos, pois apresentam menor precisão do que outras tecnologias MA.

Figura 8 - Esquema genérico de funcionamento de uma impressora de extrusão

Fonte: Barnatt¹ (2016 *apud* OLMOS, 2017)

Em estudo denominado “Propriedades mecânicas e anisotropia em peças fabricadas por manufatura aditiva tipo FDM”, Lovo e Fortulan (2016) testaram corpos de prova de ABS manufaturados seguindo direções de fabricação em relação à direção de carregamento, com deposição de filamento à $[90^\circ]$, $[45^\circ/-45^\circ]$ e $[0^\circ/90^\circ]$, descrevendo em seus resultados que a forma como o material é depositado influencia diretamente em sua resistência mecânica, sendo que $[0^\circ/90^\circ]$ se mostraram os mais resistentes.

Ressaltam que o material ABS tende a falhar pelo descolamento de camadas de impressão quando solicitado em tração, e recomendam que no projeto da peça a ser impressa, “deve ser levado em consideração os esforços de trabalho em cada direção, e o gerenciamento do efeito anisotrópico da peça pode ser feito com o adequado posicionamento da peça na plataforma de impressão, para o êxito do produto fabricado”.

- Sistemas de Polímero Líquido (fotopolímeros)

¹ BARNATT, C. **3D Printing**. 3.ed. [S.l.]: CreateSpace Independent, 2016.

De acordo com Giudice e Pereyra² (2009 *apud* GUTIÉRRES; ZAMBRANNO 2010) o processo da cura da resina líquida se define como o conjunto de trocas físicas e químicas que transformam o material de seu estado original a uma condição final termoestável, isto é, um sólido, insolúvel e infusível. O processo de cura por luz (UV) é conhecido como fotopolimerização. Caracteriza-se por ter uma velocidade superior a outros métodos, apresentar baixo consumo energético e não requer uso de solventes perigosos para o meio ambiente.

Gibson, Rosen e Stucker (2010) descrevem dois métodos neste sistema; no primeiro, o fotopolímero líquido é aplicado de forma pressurizada em gotas, semelhante ao modo como uma impressora de papel a jato de tinta trabalha. É aplicada camada por camada em uma plataforma de construção e em seguida endurecendo o mesmo por luz UV formando assim um objeto em 3D; no segundo, é utilizada uma cuba preenchida com material fotopolímero líquido, que é endurecido com uma fonte de luz UV (laser), método de estereolitografia, método e aparato para obtenção de objetos sólidos descrito na figura 9.

Há ainda o método de fotopolimerização onde são empregadas resinas líquidas curáveis (polimerizáveis) por radiação, denominado Processo de Luz Digital (*Digital Light Processing* - DLP) que se tornou uma tecnologia muito acessível e de alta. Nesse processo é utilizado um projetor de imagem que emite luz visível com quantidade da banda ultravioleta suficiente para prover o processo de polimerização. Para tanto, a imagem do projetor é concentrada por um jogo de lentes que converge o feixe luz sobre a superfície da resina (AMARAL, 2018). Os autores explicam que os três métodos descritos requerem matriz de suporte, sendo que o sistema de cuba líquida gera matriz de suporte do mesmo material do objeto impresso, já o sistema de deposição de gotículas pode utilizar materiais diferentes, facilitando o processo de limpeza e acabamento da peça. Uma vantagem dos sistemas de fotopolímeros em comparação com outros sistemas é que a precisão é geralmente muito boa, sendo possível fabricar a peça com camadas finas.

Neste trabalho, foi utilizada impressora 3D, tecnologia DLP com sistema de cuba com resina líquida.

---

² GIUDICE, C.; PEREYRA, A. Tecnología de pinturas e recubrimientos: componentes, formulación, manufatura y calidad, 2009.

Figura 9 - Patente da Estereolitografia

Figura 9: Feixe de laser concentrado (27) comandado por um computador (28) é incidido numa cuba (21) com líquido fotossensível (22) desenhando cada camada do objeto (30) na superfície do líquido

Fonte: Adaptado de Hull ³(1986 *apud* Olmos, 2017)

3.3.1. Aplicações médicas da Manufatura Aditiva

O uso crescente da tecnologia de imagens 3D na medicina, originalmente utilizados para fins diagnósticos e de imagem, permitiram que os dados em 3D chegassem rapidamente aos sistemas CAD, possibilitando a MA em diversas áreas médicas como auxiliares cirúrgicos e de diagnóstico, desenvolvimento de próteses, fabricação de produtos relacionados à medicina e engenharia de tecidos (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2010).

Pesquisas com tecnologias auxiliadas por computador, somadas à aquisição de imagens médicas, vêm sendo realizadas na área da saúde há mais de 10 anos, destacando-se aquelas relacionadas à confecção de peças para substituição de crânio, maxilar, implantes dentários e partes ósseas ausentes (HIEU et al., 2005).

A possibilidade de digitalizar partes da anatomia diretamente ou de modelos em gesso possibilitou a utilização do CAD para a criação da geometria das órteses (MAVROIDIS et al., 2011).

³ HULL, C.W. **Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography**. US4575330 A: Uvp, 1986.

Medições antropométricas também podem ser de grande utilidade para fornecer dimensões gerais da geometria de interesse. Esse tipo de medição simplifica o processo e reduz o custo do processo de projeto, tendo em vista a não necessidade de utilização de um software específico para gerenciar as imagens médicas (ELUI, 2016).

A aquisição de dados do cliente de forma otimizada e personalizada; e a gestão dessas informações através de software CAD possibilita a produção de órteses através de métodos de MA (TELFER et al., 2012).

Figura 10 - Processo de fabricação de uma órtese por MA

Fonte: TELFER et al. (2012)

Técnicas computadorizadas para a fabricação de dispositivos ortopédicos específicos para cada cliente tem o potencial de proporcionar grande conforto e permitir mudanças no projeto padrão, a fim de atender necessidades personalizadas. Além disso, a técnica permite o aumento do número de clientes atendidos por um único profissional e redução do custo e tempo de fabricação das órteses (LANTADA; MORGADO, 2012).

As primeiras aplicações da MA na área da Bioengenharia foram nas áreas de ergonomia e prótese/órtese. Essas aplicações incluem o desenvolvimento de dispositivos projetados de modo individual, levando em consideração a anatomia dos clientes com mobilidade reduzida.

Paterson et al. (2014) em seu estudo apresentaram o desenvolvimento de um software para a fabricação de órtese de punho utilizando scanner 3D e manufatura aditiva através da

opinião de terapeutas ingleses quanto à viabilidade e o uso do software, o qual foi bem aceito, com sugestões de modificação. A órtese não foi testada em clientes e a figura 11 ilustra o programa e as órteses manufaturadas.

Figura 11 - Ilustração do software e a órtese por manufatura aditiva

Fonte: Paterson et al. (2014)

Elui (2016) desenvolveu em estudo multidisciplinar uma órtese cinética e personalizada para correção de desvio ulnar dos dedos (Figura 12), utilizando tecnologia computacional e MA pelo método FDM com monofilamento de ABS, e obteve boa correção da deformidade e aceitação dos clientes quanto ao conforto e aparência. Ressalta que o uso de novas tecnologias, como a MA (impressão 3D) possibilita novas soluções no âmbito da confecção de órteses, principalmente as mais complexas.

Figura 12 – Órtese para correção de desvio ulnar dos dedos em MA

Fonte: Elui (2016)

Outro recurso que pode possibilitar a personalização/customização de órtese confeccionada por MA com auxílio da tecnologia computacional é a parametrização.

3.4. Parametrização

Nas últimas décadas houve um crescimento dos recursos para Computação Gráfica, principalmente para a área de modelagem de sólidos. A modelagem geométrica é um conjunto de métodos que visa descrever a forma e as características geométricas de um objeto (WEINFURTER, 2003).

Segundo Foggiatto, Volpato e Bontorin (2007) existem vários métodos de modelagem sólida, sendo que a maioria dos sistemas de CAD-3D atuais incorporaram em seus núcleos os métodos de modelagem por *features* e paramétrica. As *features* (características) podem ser definidas como operações geométricas nos modelos que tem algum significado para a engenharia como chanfros, arredondamentos furos compostos e outros. Já a modelagem sólida paramétrica permite a geração de modelos com dimensões vinculadas a variáveis, permitindo a regeneração automática após cada modificação.

As dimensões do modelo podem ser ligadas através de expressões matemáticas. Ligações bidirecionais entre o modelo e o esquema de dimensionamento permitem a regeneração automática de modelos depois de mudanças e atualização das dimensões relacionadas. Mesmo que estas ferramentas possuam inúmeros recursos de modelagem de sólidos, pode ocorrer a necessidade de utilização de outros recursos para dar maior produtividade ao projeto, pois muitos processos rotineiros ainda geram desgaste físico do projetista. Para estes casos uma possibilidade é a customização através da parametrização (WEINFURTER, 2003).

Segundo a Wikipédia (2013) “parametrização é o processo de decisão e definição dos parâmetros necessários para a especificação completa ou relevante de um modelo ou objeto geométrico. Mais frequentemente, parametrização é um processo matemático que envolve a identificação de um conjunto completo de coordenadas efetivas do sistema, processo ou modelo. Parametrização de uma linha, superfície ou volume, por exemplo, implica na identificação de um conjunto de coordenadas que permite unicamente identificar qualquer ponto (sobre a linha, superfície ou volume) com uma lista ordenada de números. Cada uma das coordenadas pode ser definida parametricamente na forma de uma curva paramétrica (unidimensional) ou uma equação paramétrica (mais de duas dimensões)”. Segundo o dicionário Priberam (2015) parametrizar é fazer a compensação automática em relação a determinados parâmetros.

Desta forma, a parametrização possibilita o redesenho automático mediante a inserção de variáveis em uma planilha de cálculo mantendo a proporcionalidade e forma desejada dos objetos, e possibilita a utilização no contexto da confecção de órteses por manufatura aditiva, possibilitando a sua customização de forma rápida e simples, sendo um processo de grande importância para evolução da órtese AOA.

3.5. Conceito da Órtese Anel em Oito Articulado (AOA)

A órtese de referência deste estudo, foi desenvolvida por Rodrigues (2010), no trabalho denominado “Desenvolvimento de uma órtese articulada para correção da deformidade em pescoço de cisne”. A pesquisa teve como objetivo desenvolver uma órtese nacional, articulada e original para correção desta deformidade.

A órtese AOA foi desenvolvida segundo metodologia de projeto de produto, composta em fases, observacional e descritiva quantitativa de forma transversal.

Através de um fluxograma, descreveu as etapas para o desenvolvimento da órtese:

- reconhecimento da necessidade, estudando a deformidade em pescoço de cisne, processos fisiopatológicos e biomecânicos e levantamento de órteses existentes;
- especificação com coleta de medidas antropométricas;
- conceito, planejando o desenho da órtese, idealizado em formato de anel em falange distal e proximal contendo uma parte que se articula com outra, e que bloqueia a hiperextensão da IFP a 20° de flexão e livre no sentido da flexão, levando em conta distribuição de pressão, volume do material, função estética e realizada pesquisa dos materiais disponíveis;
- criação do protótipo de diferentes materiais disponíveis, após escolha do material, foi confeccionado utilizando o método de cera perdida e sendo elaborada com a liga metálica níquel/cromo e verificados os resultados funcionais e de segurança em teste de bancada;
- validação do modelo sendo verificada montagem da órtese, travamento, segurança, resistência mecânica estática e dinâmica. Feitas alterações gerando modelo em CAD. Com aprovação do comitê de ética, a órtese desenvolvida foi testada em um participante para verificar a correção da deformidade em pescoço de cisne.

Em seu estudo, Rodrigues, após testar em um voluntário que apresentava a deformidade, considerou que o modelo corrigiu de forma eficaz a deformidade, permitindo posicionar a IFP em ligeira flexão, favorecendo o movimento de flexão das falanges para preensão, o

participante que usou a órtese referiu facilidade na colocação e retirada da órtese, na higiene, além de referir gostar da estética e conforto.

Também citou necessidade de estudos futuros quanto à forma de fabricação além da necessidade de testes com a população alvo.

Desta forma o AOA é uma órtese que apresenta duas partes, uma distal e uma proximal e cada uma é feita por um anel circular, sendo fixadas com pino e solda na articulação (Figura 13).

Figura 13- Órtese AOA em Ni-Cr

Fonte: Rodrigues (2010)

Segundo Rodrigues (2010), para a confecção personalizada do AOA é necessário mensurar dimensões anatômicas específicas do dedo acometido do participante que deverá permanecer sentado em uma cadeira, com o antebraço direito apoiado sobre uma mesa e a palma da mão virada para baixo. Para a realização das medidas utilizou um paquímetro de aço inoxidável posicionado próximo à pele sem deformá-la. O paquímetro consiste em um instrumento de medida composto por uma régua graduada, com encosto fixo, sobre a qual desliza um cursor. A unidade de medida utilizada foi milímetros (mm), conforme sugerido pelo Censo Antropométrico Nacional (ABRAVEST, 2000). Foram efetuadas as seguintes medidas (Figura 14)

Figura 14 - Medidas do dedo padronizadas

Figura 14: A) largura da articulação interfalangeana proximal; B) largura da falange proximal; C) largura da falange média; D) comprimento da falange proximal; E) comprimento da falange média

Fonte: Rodrigues (2010)

4. Metodologia

O estudo trata do desenvolvimento de um produto tendo como embasamento teórico a fase de otimização proposta por Back et al. (2008). Na obtenção da percepção do cliente utilizou-se do recrutamento de voluntários de forma não probabilística por ‘indivíduos-tipo’ que oferece “riqueza, profundidade e qualidade da informação, não a quantidade e nem a padronização” (SAMPIERI; COLLADO; LUCIO, 2006, p. 272) por conveniência e delineamento do sujeito-único (SAMPAIO et al., 2008; VELASCO et al., 2010).

Considerando que a órtese é um produto classificado como TA, que necessita adequar-se as necessidades do cliente, podemos relacionar as metodologias utilizadas na ciência da engenharia para desenvolvimento de produtos comerciáveis com a realidade dos profissionais de saúde que utilizam e desenvolvem esses recursos (ELUI, 2016).

4.1. Metodologia de desenvolvimento de produto

A Otimização Integrada no processo de Projeto do Produto segundo Back et al. (2008) foi utilizada para este estudo da órtese AOA.

Back et al. (2008) definem a Otimização Integrada como a busca da melhor solução para o produto, considerando simultaneamente, em todas as fases do desenvolvimento, os fatores que tornam o produto melhor ao longo do seu ciclo de vida. Para que esse objetivo seja alcançado, o produto deve ser adequado a atributos requeridos pelos usuários, desde a sua fase de concepção até o descarte.

Back et al. (2008) descrevem os conceitos fundamentais e princípios para configuração do projeto. A partir dos parâmetros principais determinados pelo processo de otimização, inicia-se a etapa da determinação do leiaute geral, das formas preliminares dos componentes, bem como das possíveis interferências sofridas no processo.

Para o dimensionamento da concepção do projeto através da Otimização Integrada, esta metodologia recomenda os seguintes procedimentos:

- Analisar as especificações de projeto ou atributos de desempenho que o sistema deverá ter: No caso da evolução da AOA foi mantido o conceito apresentado por Rodrigues (2010) em que: a articulação IFP consiga flexionar em pelo menos 90° e que tenha um bloqueio de pelo menos 20° na extensão desta articulação (a fim de evitar a hiperextensão da IFP, e colaborar para a flexão do dedo e preensão de objetos). Quanto à segurança a órtese deve ter uma boa distribuição de forças para não causar lesões, não soltar componentes que possam causar acidentes. Em relação à resistência, não deve quebrar ou deformar facilmente, devendo suportar a força de extensão dos dedos e de flexão no momento de preensão de objetos. Já quanto à estética, a órtese deve ter design e cores discretos, com traços modernos, que seja aceitável a sua utilização em espaços sociais.

- Identificar as solicitações e os fatores de meio ambiente aos quais o sistema será submetido: Quanto às alterações de temperatura deverá ter a possibilidade de utilização com ou sem umidade (incluindo suor), e em diferentes ambientes com diferentes temperaturas. Ela será utilizada em situações cotidianas, sendo que enfrentará condições de variações de calor, umidade, Potencial hidrogeniônico (Ph), atrito na região da articulação do anel, receberá impactos de diferentes intensidades. É importante que o design e o material da órtese em conjunto, sejam capazes de suportar tais condições ambientais com resistência.

- Modelar as características de desempenho a dimensionar: É necessário que as versões da órtese sejam experimentadas por clientes com a deformidade em pescoço de cisne, para registro dos resultados e opiniões, a aplicação do protocolo *Think aloud*, fotografias, goniometria, testes funcionais com atividades cotidianas.

- Selecionar os materiais a serem adotados nos componentes ou na estrutura do sistema. Em seu estudo, Rodrigues (2010) desenvolveu o protótipo da órtese AOA em liga de metal níquel e cromo (Ni-Cr), verificou que o metal seria bastante adequado levando em consideração a resistência, durabilidade e estética, sendo um processo demorado de confecção individualizada. Neste caso serão testados diferentes materiais para a manufatura aditiva, como metal, ABS e resinas

- Determinar as dimensões sujeitas às restrições de projeto e que otimizam o atributo do produto. Será realizada a análise de pressões com sensores e de elementos finitos da AOA.

4.2. Metodologia de teste do produto

Para coletar a opinião dos usuários, a amostra foi determinada de forma não probabilística, este método caracteriza-se por não haver aleatoriedade para a escolha de um elemento da população. A amostra foi selecionada por conveniência, técnica que consiste em selecionar uma parcela da população que seja acessível, ou seja, os clientes da pesquisa foram selecionados porque estavam prontamente disponíveis, não porque foram selecionados por meio de um critério estatístico (SAMPIERI; COLLADO; LUCIO, 2006).

Os usuários selecionados para participarem da pesquisa encontravam-se no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP), estavam no momento de seu retorno na consulta médica ou de terapia ocupacional, e aceitaram colaborar naquele momento.

Para o teste do produto, foi utilizado o delineamento do sujeito-único. Segundo Sampaio et al. (2008) sua utilização no estudo do comportamento humano tem sido defendida por diversos pesquisadores.

Os delineamentos de sujeito único têm como característica principal tratar os sujeitos individualmente, tanto no que se refere às decisões relativas ao próprio delineamento, quanto ao processamento dos dados, o que não implica na utilização de um único sujeito por experimento. Neste modelo de delineamento, os sujeitos são expostos a uma série de condições, mensurando repetidamente o desempenho e verificando se há uma relação ordenada entre as condições manipuladas no experimento e as alterações nessas medidas (SAMPAIO et al., 2008).

A lógica subjacente a essa tática é a de que a resposta apresentada pelo sujeito em uma condição sirva como controle (linha de base) para se avaliar os efeitos de variáveis introduzidas, retiradas ou modificadas em uma outra condição.

Delineamentos de sujeito-único requerem, portanto, que o comportamento de um mesmo indivíduo seja medido contínua e repetidamente ao longo de cada condição até que se obtenha um estado estável e satisfatório (VELASCO et al., 2010).

4.3 Projeto

Diante do trabalho de Rodrigues (2010) foram identificados pontos a serem melhorados no modelo/desenho da órtese, relacionados a conforto, distribuição de forças (pontos de pressão) e a correção dos variados graus de hiperextensão encontrados na deformidade em

pescoço de cisne. Utilizando a metodologia proposta, notou-se a necessidade de aprimorar os atributos de desempenho da órtese, bem como o processo de fabricação personalizada.

Seguindo os preceitos éticos, este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do HCFMRP-USP sob o número CAAE 60900716300005440 (*Anexo A*), portanto a coleta e análise dos dados envolveu todos os aspectos éticos para estudos com seres humanos, incluindo apresentação da pesquisa, convite e assinatura do TCLE (*Apêndice A*).

A metodologia foi dividida didaticamente em duas etapas, a primeira referente às medidas anatômicas do dedo e a segunda referente às modificações do projeto e desenho seguido dos ensaios com os materiais/método de manufatura que serão descritas a seguir.

A primeira com objetivo de conhecer a antropometria dos dedos de quem tem a deformidade e assim definir a variação necessária para o desenho no processo de parametrização.

Primeiramente, foi realizado teste piloto das medidas antropométricas de 5 clientes, utilizando paquímetro conforme descrito por Rodrigues (2010), após a discussão dos dados obtidos com o grupo de pesquisa, outras medidas foram acrescentadas levando em consideração o desenho e o processo de parametrização (redesenho automático), definindo uma nova ficha de medidas antropométricas.

Nesta etapa, os clientes que estavam em seguimento no Hospital das Clínicas, seja no Centro de Reabilitação (CER) ou nos ambulatorios de Reumatologia, que aceitaram participar (TCLE *apêndice A*), responderam a um questionário sociodemográfico e clínico (*Apêndice B*) e foram aferidas as medidas da ficha antropométrica, além da goniometria da deformidade (*Apêndice C*) e anotação sobre edema e outras deformidades associadas no dedo, como por exemplo, Nódulos de Heberden.

Para a primeira etapa, foram convidados 20 clientes maiores e 18 anos, independente do sexo, condição econômica ou tempo de evolução da patologia, que apresentavam a deformidade de pescoço de cisne que estavam em retorno médico ou terapêutico ocupacional. No caso de aceite era realizada a avaliação no mesmo dia ou em outro retorno segundo a disponibilidade do cliente.

A segunda etapa refere-se às modificações no desenho, a manufatura utilizando diferentes materiais, os testes com o pesquisador e clientes, ensaios mecânicos com corpos impressos (AM) e com diversas resinas, teste com sensores de carga, além do processo de parametrização do AOA.

Partindo do modelo desenvolvido por Rodrigues (2010) fez-se a manufatura do AOA utilizando o recurso da impressão 3D, visando verificar as medidas, o desenho e o material. A

órtese foi desenhada no *software CAD Solid Edge* para utilização do recurso da manufatura aditiva (prototipagem direta), que permitiu a confecção de protótipos, tendo como referência as medidas do dedo do pesquisador. Foi realizado teste em bancada (8 horas contínuas por 1 dia), e discutidas as características apresentadas e alterações necessárias com a equipe multidisciplinar.

A cada modificação realizada com o intuito de melhorar principalmente o posicionamento do dedo com conforto, a órtese era testada novamente e os resultados eram discutidos pela equipe. Quando todos concordaram que estava fácil de colocar/tirar e que realizava o bloqueio da extensão da IFP com conforto e segurança as versões eram testadas por dois clientes, como medidas antropométricas do dedo próxima das métricas do dedo do pesquisador, que opinavam da mesma forma (conforto, uso durante simulação de atividade, correção da deformidade, estética) e o processo se repetia a cada alteração necessária.

Em cada versão experimentada, responderam ao questionário semi-estruturado com escala de Likert de 0-10 (sendo 0 ruim e 10 muito bom) em relação a correção efetuada, pressão, estética (*Apêndice D*), entre outros fatores relevantes, além do protocolo *Think Aloud* (ou pensamento em voz alta), usado para coletar dados em testes de usabilidade em design e desenvolvimento de produtos (CERVANTES; FUJITA; NARDI, 2003) (*Apêndice E*). Foi realizada a goniometria da deformidade sem e com a órtese (IFP e IFD), utilizando um goniômetro adaptado (Figura 15) com a finalidade de acomodar o ângulo de medida enquanto faz uso da órtese.

Figura 15 - Goniômetro adaptado

Fonte: autor

Os clientes também realizavam atividades cotidianas momentaneamente, como pegar moeda, abrir garrafa de água, assinar o nome, abrir e fechar a mão utilizando a órtese. A mão foi fotografada e filmada sem e com a órtese com o objetivo de observar a correção da deformidade e analisar objetivamente as possíveis mudanças necessárias no desenho.

As opiniões dos clientes foram levadas em conta para que as mudanças no desenho pudessem ser realizadas, após cada modificação, era gerada uma nova versão, experimentada novamente por eles, até chegar à versão satisfatória.

Durante o processo de avaliação do modelo, também ocorreu o processo de avaliação dos materiais utilizados para a manufatura da AOA. Os protótipos foram impressos em metal (titânio), posteriormente em ABS, ABS com banho de resina e resinas odontológicas. A definição dos materiais e a forma de manufatura foram vinculadas à resistência mecânica, à estética final do produto, à disponibilidade de maquinário e acesso ao material além da viabilidade financeira.

Na avaliação dos materiais, foram realizados ensaios de tração, dureza e flexão com corpos de prova confeccionados na impressora 3D, para mensurar as propriedades mecânicas das resinas em forma de peças curadas.

Foi realizado teste com sensores de carga para verificar a distribuição de pressão em pontos de contato específicos das órteses com o dedo do pesquisador, no momento da extensão ativa sendo também um dado útil para validação virtual da resistência da órtese.

Esta etapa também se refere ao processo de parametrização, com a utilização das medidas de referência, a qual foi testada pelos pesquisadores, utilizando medidas de outro membro da equipe de pesquisadores.

5. Análise dos resultados

Quanto à rigidez e segurança da AOA, foi realizado teste de bancada com o uso da órtese pelos pesquisadores.

As opiniões sobre usabilidade dos pesquisadores e dos clientes foram levadas em consideração juntamente com a expertise dos pesquisadores para a realização das modificações. Os modelos de órtese foram analisados pelo cliente através da comparação da pontuação dada a cada quesito, e os dados coletados das medidas goniométricas da deformidade foram analisadas segundo a porcentagem de alteração utilizando análise estatística descritiva.

A união das informações de conforto/dor emitida pelo cliente com os resultados da medida da força ao utilizar a órtese permitiu estabelecer uma métrica ao sentimento expresso pelo cliente. Essa métrica além de direcionar as mudanças anatômicas também permite ao projetista a proposição de materiais e dimensões de áreas de contato e seções, o que, possibilita a otimização do projeto no estabelecimento de um compromisso entre: conforto, funcionalidade, estética e custo.

6. Resultados e Discussão

Os resultados estão descritos através das duas etapas metodológicas apresentadas no item 4.3. Projeto, referentes às medidas anatômicas do dedo e as modificações do projeto/desenho e materiais/método de manufatura.

6.1. Primeira etapa: caracterização da amostra e antropometria dos dedos

- Caracterização da amostra

Foram entrevistados 20 clientes com deformidade em pescoço de cisne em 39 dedos, dentre eles, 18 do sexo feminino e 02 do sexo masculino, evidenciando a prevalência da AR nas mulheres assim como também evidencia Louzada Jr. et al. (2007). Tinham idade entre 32 e 78 anos e 85% eram destros. Quanto às atividades de profissionais realizadas, 45% eram do lar, 15% exerciam atividades rurais, 30% atividades como empregada doméstica, 10% no comércio; tais dados corroboram com o estudo de Louzada Jr. et al. (2007), que descrevem que somente 30% da amostra trabalhavam formalmente.

Quanto à deformidade, 30% dos usuários apresentavam em um dedo, 70% em dois ou mais dedos e 50% apresentavam bilateralmente, sendo que 80% da amostra tinha a deformidade em pescoço de cisne no membro dominante.

Foram aferidas as medidas com o paquímetro segundo a padronização e a medida goniométrica de 39 dedos. A figura 16 mostra o gráfico que descreve a goniometria de extensão e flexão ativa de cada dedo, variando de 2° a 30° de hiperextensão da IFP e de zero a 64° de flexão da IFD, demonstrando graus variados da deformidade.

Figura 16 – Gráfico grau da deformidade dos dedos dos clientes em estudo

No eixo X, estão os dedos que foram avaliados, totalizando 39, no eixo Y estão descritos os valores goniométricos aferidos. Fonte: autor

Do total da amostra, 55% apresentavam Nódulos de Heberden e 35% referiram edema nos dedos ao longo do dia; 40% apresentavam alguma dificuldade em iniciar a flexão dos dedos em consequência da deformidade em pescoço de cisne estando este fato relacionado às limitações funcionais que os clientes com AR apresentam, o que também corrobora com a pesquisa de Noordhoek e Barbosa (2006) que relataram a dificuldade de realizar os movimentos de pinça diminuindo assim a habilidade de pegar objetos. Lütze e Archenholtz (2007) também apresentaram o impacto da artrite reumatoide na vida diária, sendo que os participantes também relataram dificuldades e incapacidades no desempenho de AVDs, trabalho e lazer.

- Antropometria dos dedos

Antropometria são dados relativos à medida dos segmentos do corpo humano e são essenciais para a concepção ergonômica de produtos (SANTOS, 1997). As medidas antropométricas são os principais parâmetros para o correto dimensionamento de produtos e permitem prever alguns aspectos importantes durante o desenvolvimento do projeto (SPINOSA; PASCHOARELLI; SILVA, 2008).

No projeto piloto foram coletadas as medidas antropométricas de cinco clientes segundo Rodrigues (2010) (Figura 17), que não foram incluídos na amostra. Os resultados foram levados para o grupo de pesquisa e discutida a necessidade de inclusão de outras medidas levando em consideração o desenho e o processo de parametrização da órtese (redesenho automático).

Figura 17- As 5 medidas antropométricas segundo Rodrigues (2010)

Figura 17: 1) Diâmetro lateral da falange proximal; 2) Diâmetro lateral da falange média; 3) Comprimento da falange proximal; 4) Comprimento da falange média; 5) Largura da IFP em extensão.
Fonte: autor

Tendo como base tais medidas, foi criado um roteiro (*Apêndice D*) para a medida antropométrica dos 2º, 3º, 4º e 5º dedos, acrescido de mais 5 medidas ilustradas na figura 18, além da goniometria do déficit de extensão da IFD. Este roteiro foi utilizado nas duas etapas do estudo.

Figura 18 - Medidas acrescentadas ao roteiro

Figura 18: 6) Largura IFP em flexão; 7) Diâmetro frontal da FP; 8) Diâmetro frontal da FM, 9) Diâmetro da articulação IFD. Fonte: autor

O roteiro foi aplicado na amostra de 20 clientes. A medida da largura da IFP em flexão demonstrou um aumento médio de 2mm, o que é importante quando se pensa no desenho da órtese e seu conforto, já que os clientes com AR podem apresentar espessamento articular devido ao processo inflamatório e outras deformidades como os nódulos que levam ao aumento de volume da região, acrescidos então dessa diferença quando a articulação está em flexão. Segundo Diniz et al. (2011), os nódulos reumatoides correspondem à manifestação extra-articular mais comum da artrite reumatoide, ocorrendo em cerca de 20-25% dos pacientes, sendo comum a localização nas articulações interfalangeanas.

A partir desse resultado, aspectos de aumento de volume (edema ou nódulos) acabam por dificultar a colocação de anéis que visam ser alavancas para a correção da deformidade, não podendo neste caso estarem muito frouxos, o que leva a buscar uma nova forma de colocação deste anel que será exemplificado uma possibilidade testada quando for descrito o design na impressão com o metal.

6.2. Segunda etapa: modificações no desenho e manufatura utilizando diferentes, materiais, testes e parametrização do AOA

A AOA tem como função a correção da deformidade e seu uso durante as atividades cotidianas como trabalho, cuidados com a casa, atividades de vida diária, entre outras; portanto, as especificações e atributos da órtese devem atender as necessidades relacionadas à função (corrigir a hiperextensão da IFP).

As modificações realizadas no desenho original serão descritas didaticamente, os materiais segundo a forma de fabricação, os testes com dois clientes e o processo de parametrização.

Na Figura 19, é apresentado o desenho virtual do AOA esquematizando seus componentes, bem como a denominação utilizada para as regiões da órtese.

Figura 19 - Denominação dos componentes do AOA

Figura 19: 1)Anel proximal; 2)Anel distal; 3)Eixo da órtese; 4)Articulação da órtese; 5)Hastes do anel proximal; 6)Hastes do anel distal; 7)Apoio distal. Fonte: autor

6.2.1. Materiais

O material ideal para fabricação da órtese AOA deve ser resistente às variações de temperatura; umidade; Ph relacionado ao suor, produtos de higiene pessoal e limpeza, impactos leves e moderados; deve ser confortável, ter boa estética, ser leve, de baixo custo e fácil acesso, isso devido a forma como é prescrito e indicado seu uso, segundo Beasley (2011), durante as atividades cotidianas como trabalhar, fazer tarefas de casa, cuidados pessoais, entre outras.

A escolha do material foi primordialmente relacionada à disponibilidade das máquinas de impressão 3D através de parcerias e do custo dos materiais. Outros fatores também influenciaram esta escolha, e serão discutidos a seguir.

A tabela 2 descreve as principais características dos materiais brutos utilizados. Os testes mecânicos com as resinas curadas estão sendo realizados em colaboração com os alunos de graduação da engenharia mecânica USP- São Carlos.

Tabela 2 – Características dos materiais

	Resistência à Tração (Ruptura)	Módulo de elasticidade	Elongação à ruptura	Densidade	Resistência à solventes / Corrosão
	MPa	GPa	%	g/cm ³	
Liga de Titânio Ti-6Al-4V	1170	114	10	4,4	Muito
ABS - P430 (Stratasys®)	31-37	1,4	10-25*	1,04	Médio
Resina Acrílica - Geral	19 -85	1-3,8	1 - 85	0,7-1,3	Médio

Fonte: autor

Segundo Rodrigues (2010), o metal é um material bastante adequado para fabricação desta órtese, atendendo os atributos biomecânicos e estéticos. Com o intuito de facilitar a forma de fabricação foi testada a manufatura direta (impressão 3D) em metal (liga de titânio) em colaboração com o Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia em Biofabricação: Biofabris Campinas-SP.

Figura 20- Modelo AOA em titânio

Fonte: autor

Após a manufatura, as peças ficaram ásperas, sendo necessário fazer o acabamento do metal através de lixamento/polimento (Figura 21), para evitar desconforto e possíveis lesões na pele, além de apresentar atrito na articulação das peças, não deslizando.

Gibson, Rosen e Stucker (2010) descrevem que após a finalização da produção da peça em MA, muitas vezes é necessário realizar o processo de acabamento, que envolve dentre outras técnicas, o lixamento. Após o acabamento, a peça apresentou conforto ao toque e a articulação sem atrito e com leveza ao deslizar.

Figura 21- Lixamento da órtese de titânio

Fonte: autor

Apesar da liga de titânio atender as necessidades de resistência, peso e estética, sua impressão é bastante onerosa atualmente. A parceria com o Instituto Biofabris foi estabelecida porém requer agendamento pois o processo apresenta alto custo operacional e precisa ser planejada com outros trabalhos, sendo que o Laboratório Biofabris sofreu limitação em suas verbas, somado à falta de verba deste projeto o que inviabilizou a escolha deste material na otimização do modelo, pois foram necessárias impressões sequenciais de várias versões para teste da órtese. Foi necessário então buscar outras alternativas de materiais.

Visando melhorar o design, uma opção viável com o menor custo foi o material ABS (*acrilonitrila butadieno estireno*), pois o Laboratório de Tribologia e Compósitos (LTC) da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC) disponibilizou a máquina (figura 22) e o LAPITEC o filamento de ABS.

Figura 22 - Máquina de impressão 3D em ABS

Figura 22: A- Impressora Stratasys; B- Impressora em funcionamento com o filamento de ABS Fonte: autor

Neste processo de manufatura, as peças são impressas através da deposição de camadas do material, tendo como apoio uma matriz de suporte, ilustrada na figura 23, que deve ser retirada manualmente com auxílio de ferramentas cortantes ou utilizando soluto a base de NaOH (hidróxido de sódio) específico para dissolução do suporte nas pequenas perfurações da articulação, sendo esta considerada fase de limpeza, descrita por Mellor, Hao e Zhang (2014) na sequência de fabricação de uma peça.

Figura 23 - Peças em ABS

Figura 23: A) Peças com matriz de suporte; B) Peças após matriz ser retirada

Fonte: autor

Foi possível analisar o desenho e verificar as alterações necessárias para otimização, porém ficou evidente a baixa resistência do material, que quando testado no pesquisador em teste de bancada, quebrou a haste e a articulação do anel (figura 24).

Figura 24 – Fragilidade da órtese em ABS

Fonte: autor

Uma alternativa encontrada à fragilidade do ABS, foi o método utilizado por Lovo (2017), que consiste na infiltração de resina nas peças de ABS após a impressão 3D (Figura 25), o autor relata que a técnica promove considerável melhoria das propriedades mecânicas do produto, fato que pode ser comprovado no modelo da órtese, sendo que a infiltração melhorou a resistência das peças, permitindo a análise mais adequada das necessidades de alterações no desenho.

A peça neste impressa neste material ficou imprecisa na região da articulação o que dificultou a análise do bloqueio articular. Foi utilizado pelos pesquisadores, mas com a força de extensão do dedo, a órtese quebrou na região da articulação.

Figura 25 – Órtese em ABS com banho de resina

Fonte: autor

Em parceria com Done 3D Store em Ribeirão Preto-SP, empresa focada no ramo da impressão 3D, que atua na venda de equipamentos e insumos, bem como na prestação de serviços de impressão 3D, foi realizada a impressão das órteses com a máquina Flashforce 3D printing (figura 26) utilizando 4 tipos diferentes de resinas compósitas, usualmente utilizadas no campo da odontologia.

Figura 26- Impressora Flashforge Hunter, utilizada para impressão das resinas

Fonte: autor

A resina FS de coloração laranja translúcida (especificações do fabricante no *Anexo B*), bastante utilizada para impressão de moldes odontológicos, foi utilizada inicialmente pela disponibilidade deste material na parceria com a Done 3D Store, devido a grande demanda da loja na impressão de peças para odontologia.

Figura 27 - Modelo em resina FS

Fonte: autor

Ao contrário das peças impressas em liga de titânio, as impressas em resina saem da máquina com a superfície bastante lisa, sendo necessário apenas o lixamento no local de inserção da estrutura de suporte. A manufatura com este material permitiu uma ótima visualização do modelo, com clareza de detalhes no desenho da articulação e dos anéis, possibilitando a análise precisa de distribuição de forças e conforto, além disso, evidenciou com precisão um ponto de fragilidade na estrutura do design da AOA, localizado na articulação da órtese (estando mais translúcida). Este material também não foi resistente à força de extensão dos dedos (figura 28).

Figura 28 - Ponto de fragilidade

Fonte: autor

Na parceria com a dOne 3D Store, foram testados outros dois tipos de resinas: Spot HT - cinza (*Anexo C*) e Smart Dent -branca (*Anexo D*), de maior resistência em comparação com resina utilizada anteriormente. Neste momento a espessura do anel foi aumentada. As duas resinas foram resistentes ao teste em bancada, não quebraram com a força de extensão do dedo, nem na colocação e retirada da órtese, os materiais foram considerados confortáveis ao toque e esteticamente aceitáveis. (Figura 29)

Figura 29 - Modelos em resina Spot HT e Smartdent

Fonte: autor

Foi testada ainda a resina DM 400, de cor bege (figura 30), também utilizada na área da odontologia (especificações no *Anexo E*), também com a espessura aumentada foi resistente ao teste em bancada, não quebrou com a força de extensão do dedo, nem na colocação e retirada da órtese, os materiais eram confortáveis ao toque e esteticamente aceitáveis. Optou-se por esta resina para a continuidade do estudo devido à disponibilidade do material na loja parceira, e pelo bom resultado considerando a resistência e conforto no teste em bancada.

Figura 30 – Modelo em resina DM 400

Fonte: autor

6.2.2. Desenho

As modificações no desenho do AOA foram feitas levando em conta a expertise dos pesquisadores e a opinião dos clientes. Para Shah e Robinson (2008) o envolvimento dos usuários bem como o atendimento de suas necessidades, são elementos importantes no desenvolvimento de produtos, principalmente no caso de dispositivos médicos e de reabilitação, em que a opinião dos clientes em relação aos dispositivos permite julgar melhor seu

desempenho, levando em conta suas necessidades. Os autores também explicam que ao ignorar as opiniões e contribuições pode levar à falha do dispositivo em atender às necessidades do cliente e, portanto, pode resultar em subutilização ou mesmo rejeição.

No processo de otimização do produto, foram obtidas no total 12 versões do AOA, sendo que serão descritas as modificações mais relevantes no desenho.

O desenho final obtido no trabalho de Rodrigues (2010), foi impresso em titânio e testado nos pesquisadores com bom resultado, e momentaneamente em clientes (Figura 31A) que estavam em seguimento e que aceitaram usar e opinar. Referiram desconforto na região do anel distal e sentiram grande pressão na falange média (FM). Notou-se a necessidade de modificação do desenho no ângulo do anel distal, por conta do desconforto avaliado, e do ângulo de bloqueio da órtese, pois também foi constatado que não estava mantendo o dedo em 20° de flexão da IFP (figura 31B).

Figura 31- Desenho final de Rodrigues (2010) em titânio

Figura 31: A) Teste em cliente com deformidade em pescoço de cisne; B1) Ângulo do anel distal; B2) Ângulo de bloqueio da órtese. Fonte: autor.

Levando em consideração a não correção adequada da deformidade além de características como o edema articular ou a presença de nódulos de Heberden, que acabam por dificultar a colocação do anel, foram propostos novos desenhos com maior ângulo de bloqueio da órtese, uma versão com abertura lateral dos dois anéis, hastes do anel distal mais curtas e com maior apoio distal. (Figura 32)

Figura 32- Anel em versão com abertura lateral e haste distal curta com maior apoio distal

Fonte: autor

Ao aumentar o grau do ângulo de bloqueio da órtese, o ângulo do anel distal diminuiu e ficou inclinado, causando maior pressão e machucando a falange distal na região ventral, foi necessário reiniciar o desenho da órtese com bloqueio de 50° na articulação do anel e tornar o ângulo do anel distal ainda maior. A largura do anel distal foi aumentada, aliviando a pressão nas falanges (Figura 33). O desenho foi refeito nas medidas do segundo dedo da mão direita da pesquisadora, utilizando o paquímetro.

Com o teste de bancada foi determinado que o diâmetro do anel deve ter 5% a mais da medida obtida no paquímetro, devido à acomodação dos tecidos moles na órtese.

Figura 33 - Redesenho do AOA

Fonte: autor

A manufatura com o metal, passou a ser inviável nesta etapa de desenvolvimento devido ao custo, e para testar esses novos desenhos optou-se pela impressão FDM em ABS, que os laboratórios de pesquisa dispunham do maquinário e material. Além das alterações no desenho para melhorar a correção da deformidade e o conforto, houve também a necessidade de adequação à demanda dos materiais utilizados na impressão 3D.

Para a manufatura em impressão 3D utilizando ABS e resinas odontológicas, foi necessário adequar a espessura das paredes dos anéis para melhorar a resistência da órtese, principalmente na região da articulação (eixo); o espaço entre as hastes na articulação IFP foi

aumentado considerando o espessamento articular comum em clientes com AR (Figura 34), e a circunferência do anel distal foi modificada para formato levemente cônico, para melhor acomodação e distribuição de forças na região, objetivando melhorar a correção da deformidade com conforto .

Figura 34 – Aumento da largura na região da IFP e anel distal cônico

Fonte: autor

No teste em bancada, foi observado que o apoio distal estava causando ponto de pressão na região dorsal da falange média. Esta região do dedo é um ponto que merece grande atenção em clientes com AR, devido à proximidade com a IFD, onde é muito comum a presença de Nódulos de Heberden dolorosos. Para melhor distribuição de forças no anel distal, o apoio distal foi aumentado, e a extremidade ganhou leve altura (1mm), melhorando a área de contato anel-dedo e liberando ponto de pressão.

Figura 35 - Alterações no anel distal

Fonte: autor

Também foi observado que o eixo da órtese AOA estava distante do eixo da articulação IFP, tornando o bloqueio da órtese menos efetivo, portanto o desenho foi alterado, alinhando os eixos, conforme mostra a Figura 36.

Figura 36 - Alinhamento eixo da articulação do AOA

Fonte: autor

Após essas modificações, foi necessário corrigir no desenho um bloqueio que ocorreu para realizar a flexão total da IFP (Figura 37), sendo inviável para o uso da órtese em atividades funcionais com movimento de preensão. A cada nova versão do AOA foram realizados testes virtuais da órtese realizando o movimento de flexão e extensão para evitar tal problema.

Figura 37 - Órtese na flexão do dedo

Figura 37: A)Bloqueio na flexão do dedo B)Teste virtual da órtese em flexão maior que 90°.

Fonte: autor

No teste em bancada e em clientes com a deformidade em pescoço de cisne, foi observado que a órtese não estava corrigindo a deformidade do dedo de forma eficiente, sendo que conseguia reduzir a hiperextensão da IFP, ou levar esta articulação para neutro (grau zero), mas não manteve em leve flexão conforme é recomendado na literatura (SCHEGGET; KNIPPING, 2000; BEASLEY, 2011).

Para solucionar tal questão, foram realizadas algumas tentativas, sendo uma delas redesenhar a órtese iniciando o bloqueio com 30° de flexão, porém o desenho comportou-se com muitos desvios geométricos, ficando inviável a mecânica do aparelho. Outra tentativa foi adicionar uma barra de bloqueio na porção ventral do anel, ilustrada na figura 38, o que manteve a IFP na flexão desejada, porém atrapalhou muito a flexão do dedo e a preensão de objetos, causando ponto de pressão e machucando quando flexionada a IFP.

Figura 38 - Barra de bloqueio da extensão

Fonte: autor

A solução encontrada foi aumentar o ângulo de bloqueio do AOA no desenho, além disso, o comprimento da haste do anel distal também foi mais uma vez reduzido para não pressionar a região dos Nódulos de Heberden.

Figura 39 - Desenho versão final

Fonte: autor

Outra alteração importante, observada pela tendência da medida dos clientes, e que colaborou para o conforto, acomodação de partes moles, distribuição de forças e manutenção do bloqueio, foi modificar as medidas transversais dos anéis para um formato elíptico, ao invés de circular, conforme mostra a figura 40.

Figura 40 - Modificação no formato do anel para elíptico

Fonte: autor

Desta forma, obteve-se o desenho do AOA em sua forma otimizada, no teste de bancada com os pesquisadores notou-se bloqueio de 20° em flexão da IFP, flexão do dedo maior que 90°, diminuição de pontos de pressão, conforto, facilidade de colocação, boa acomodação no dedo, estética aceitável com design moderno.

Figura 41: Modelo AOA otimizado – Versão final

Fonte: autor

6.2.3. Teste com clientes

A cada versão da otimização do AOA, foi realizado teste em bancada com os pesquisadores para verificar a segurança do produto.

Os testes com clientes foram realizados a partir da quarta versão, quando foi iniciado o uso de resina na impressão 3D. Foi analisada a goniometria da deformidade sem a órtese, e utilizando a órtese, os dados são apresentados nas tabelas seguintes.

Na goniometria, o sinal positivo (+) está sendo utilizado para indicar a hiperextensão da IFP, e o negativo (-), para o déficit de extensão na IFD sem a órtese, e para o bloqueio da hiperextensão da IFP com a órtese.

Tabela 3 - Goniometria da deformidade sem a órtese quando solicitado a extensão dos dedos

	Cliente 1	Cliente 2
	Dedo 3 E	Dedo 3 D
IFP (hiperex.)	+10°	+12°
IFD (déficit de extensão)	-10°	-16°

Fonte: autor

Estas medidas foram aferidas com o objetivo de realizar a comparação com a goniometria utilizando a órtese, sendo possível mensurar a correção efetuada pelo aparelho. Cada cliente experimentou as versões otimizadas e as medidas da goniométricas são descritas na tabela 4.

Tabela 4 - Goniometria de extensão ativa com órtese

	Versão 4		Versão 5		Versão 6		Versão 7		Versão 8		Versão 9		Versão 10	
	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2	C1	C2
IFP	0	-	0	0	0	0	+4°	+6°	-4°	-10°	-24°	-32°	-14 °	-28°
IFD	0	-	0	-14°	0	-16°	0	-16°	0	-20°	0	-30°	0	-30°

IFP -Interfalangeana proximal ; IFD – Interfalangeana distal; C1 – cliente 1; C2 – cliente 2.

Fonte: autor

A versão 4 da órtese pode ser experimentada apenas pela cliente 1, pois quebrou no momento da extensão dos dedos.

É possível notar que as versões descritas na tabela promoveram alguma correção da hiperextensão da IFP, exceto a versão 7, que continuou permitindo a hiperextensão quando foi notado a diferença de alturas no eixo articular com o eixo da órtese, visualizada na figura 42, prejudicando o ângulo de bloqueio da órtese.

Figura 42 - Desencontro dos eixos em teste de bancada na versão 7

Figura 42: Ponto A eixo da IFP, ponto B eixo da órtese AOA

Fonte: autor

Buscou-se neste trabalho a correção posicionando a articulação IFP em bloqueio de ligeira flexão (de 10 a 20°), sendo possível notar o bloqueio posicionando em flexão a partir da versão 8 nas duas clientes. Os dados chamam a atenção para a correção da deformidade efetuada pela versão 9, porém tal versão possuía a barra de bloqueio, que apresentou limitação na flexão do dedo, bem como dor e incômodo relatados pelo cliente. Na cliente 1, todas as versões promoveram a correção da IFD, levando para o grau zero/neutro. Na cliente 2, a flexão da IFD não foi corrigida em nenhuma versão, provavelmente devido ao déficit de força nos extensores e tempo de evolução da deformidade.

Figura 43 – Realizando atividades cotidianas

Fonte: autor

No momento que experimentaram cada versão da órtese, realizaram algumas atividades cotidianas (Figura 43) e também emitiram sua opinião sobre conforto, correção da deformidade, estética, entre outros, em escala de Likert (zero a 10, onde zero representa ruim/difícil e 10 representa bom/fácil, NA, não se aplica ao cliente), os resultados são descritos nos gráficos a seguir.

Figura 44 – Gráfico da opinião do cliente 1 a respeito de cada versão

Fonte: autor

No geral, foi possível observar uma progressão positiva na opinião do cliente sobre o modelo da órtese ao longo das versões. Alguns pontos destoam desta constante e serão discutidos. Na versão 5, cliente referiu dificuldade em usar a mão em pequenas tarefas, relatando dificuldade em flexionar o dedo completamente, afetando a preensão de objetos e a destreza, problema descrito anteriormente e que foi corrigido. Na versão 8, cliente referiu que o conforto piorou em comparação com a versão anterior, relatando que o anel distal machucou na região dorsal. Na versão 9, cliente relatou que a barra de bloqueio era desconfortável e atrapalhou ao realizar pequenas tarefas envolvendo preensão de objetos. Cliente já fez uso da órtese confeccionada sob medida com material termoplástico, e acabou emitindo a opinião comparativa referindo que gostou bastante da aparência desta órtese.

Também verbalizou ter gostado da última versão, porém não deu nota máxima para os quesitos conforto ao usar a mão pois relatou necessidade de se acostumar com o bloqueio em flexão da órtese. Em sua fala, “nossa, não consigo esticar o dedo”; “ele trava mesmo!”; “está diferente porque não estica tudo, mas usando acostuma fácil”.

A figura 45 apresenta o cliente 1 sem a órtese e com a órtese, nota-se que o quarto dedo apresenta maior deformidade em pescoço de cisne, porém a órtese foi testada no terceiro dedo (menor grau de deformidade) devido ao tamanho deste dedo ser mais próximo ao tamanho do dedo do pesquisador, no qual foi baseado o desenho para manufatura.

Figura 45 - Cliente 1 sem a órtese e com a órtese

Fonte: autor

Durante a aplicação do Protocolo *Think Aloud* no teste da última versão, cliente verbalizou as seguintes frases e expressões: “esse melhorou”, “hoje minha mão não está inchada”, “ficou um pouco largo hoje”, “mais bonito que aquele outro anel que eu tenho (termoplástico feito pelo terapeuta)”, “ainda está pegando um pouco aqui (na extremidade do anel distal), “gostei”.

Esta cliente começou a utilizar órtese de repouso, o que colaborou para diminuir o edema, sendo que na prova da última versão, o anel ficou um pouco largo, podendo ter influenciado negativamente na distribuição de forças e no bloqueio efetuado.

A Figura 46 mostra a opinião da cliente 2.

Figura 46 – Gráfico da opinião do cliente 2 a respeito de cada versão

Fonte: autor

A cliente 2 demonstrou opiniões parecidas quando comparadas à cliente 1, na versão 5, achou difícil usar a mão devido ao defeito no desenho que não permitia a flexão total do dedo,

sua pontuação na versão 7 diminuiu para correção da deformidade, estando relacionada a diferença nas alturas dos eixos, que não conseguiu bloquear a hiperextensão. Considerou a versão 9 desconfortável, difícil usar a mão e difícil colocar e retirar a órtese, estando relacionada a barra de bloqueio contida neste modelo.

Sua opinião foi crescentemente positiva quanto a usar a mão, esta cliente possui dificuldade de iniciar a flexão dos dedos, e conforme o bloqueio da órtese foi mais efetivo, teve impacto positivo na funcionalidade.

Foi bastante difícil retirar a órtese devido à presença de nódulos de Heberden, evidenciando a necessidade de otimizar a órtese nos atributos de colocação e retirada.

Durante a aplicação do Protocolo *Think Aloud* no teste da última versão, cliente verbalizou as seguintes frases e expressões: “gostei muito”, “esse aqui é bem bonito”, “consigo fechar a mão inteira, isso é ótimo”, “não está mais machucando aqui na ponta (referindo-se aos nódulos de Heberden)”, “acho um pouco estranho não conseguir esticar o dedo totalmente”.

Figura 47 - Cliente 2 sem a órtese e com a órtese

Fonte: autor

6.2.4. Ensaios mecânicos

Esta etapa do trabalho visou o emprego da manufatura aditiva de polímeros na fabricação da órtese AOA, como uma alternativa ao metal, que apesar de ser a melhor opção de material para esta órtese, tem o custo elevado e baixa disponibilidade.

Esta possibilidade se tornou real com a disponibilidade de resinas compósitas para uso odontológico tidas como de alto desempenho. Neste sentido, surgiu a necessidade de mensurar as propriedades mecânicas das resinas em forma de peças curadas, viabilizando as aplicações práticas como órteses.

Para isso foram realizados ensaios de tração, compressão e flexão com corpos de prova (Figura 48) confeccionados na impressora 3D pela técnica de projeção de máscara. O sentido

de impressão ocorreu das peças posicionadas verticalmente, ou seja, no maior número de camadas ao longo do comprimento das peças, que devido a anisotropia da técnica é o processo de menor resistência. Os testes foram feitos em colaboração com a graduação da Engenharia Mecânica- USP São Carlos.

Figura 48 – Corpos de prova em resina

Fonte: autor

Os ensaios mecânicos são métodos utilizados para medir uma série de propriedades mecânicas do material e assim prever o sucesso de sua aplicação em um produto sujeito aos carregamentos. O ensaio de tração refere-se ao carregamento de tração de um corpo de prova fabricado com o material, o de compressão, ao carregamento compressivo, e o de flexão ao carregamento flexivo, como ilustra a figura 49. Os desenhos dos corpos de prova são específicos, atendem a normalização e são agrupados em escalas dimensionais. Neste trabalho os desenhos foram baseados na norma ASTM D638-14 (tensão); ASTM D695-15 (compressão); ASTM D790-15 (flexão) buscando-se as menores dimensões preconizadas pelas normas.

Figura 49 – Propriedades mecânicas testadas

F- Força

Fonte: Modificado de EngBrasil (1998)

Os corpos de prova e órteses foram impressos pela parceira Done 3d Store, sendo que nos estágios iniciais da fabricação das órteses as propriedades mecânicas eram ainda desconhecidas e a escolha das resinas para testes dos desenhos foram de acordo com a disponibilidade do material naquele momento.

Os corpos foram ensaiados na máquina universal Sistemas de ensaios Biomecânicos (MTS® Bionix Modelo 370.02); com célula de carga de 15 kN. Os resultados obtidos são descritos na tabela 5.

Tabela 5 – Resultados do ensaio mecânico

	Resina FS DLP - Laranja	Resina Smart Dent - Branca	Resina Spot HT - Cinza	Resina DM 400 - Bege
Tração (MPa)	50 ± 4	44 ± 4	27 ± 4	16 ± 4
Compressão (MPa)	97 ± 4	93 ± 4	86 ± 4	58 ± 5
Flexão (MPa)	67 ± 6	57 ± 4	48 ± 4	34 ± 5

MPa – Megapascal (unidade de tensão); ± - Intervalo de erro.

Fonte: autor

Os resultados demonstram que a Resina FS DLP Laranja translúcida foi a mais resistente quanto à tração, compressão e flexão, a Resina Smart Dent foi a segunda mais resistente, em seguida a Spot HT Cinza, enquanto a Resina DM 400 Bege foi a menos resistente dentre as amostras testadas.

A Resina DM 400 Bege foi a menos resistente, porém, quando utilizada na impressão da versão final (com aumento na espessura das paredes da órtese no desenho), suas propriedades mecânicas foram suficientes para resistir ao teste em bancada com o pesquisador, e também ao teste com clientes, demonstrando que pode ser também uma opção viável, aplicada à confecção de órteses pequenas.

Através deste ensaio, foi possível definir que dentre as opções testadas, a resina adequada para obter objetos impressos mais resistentes é a Resina FS DLP Laranja Translúcida. Quando a órtese foi impressa neste material, apresentou inadequações dimensionais referente ao desenho, já citadas anteriormente, mas provavelmente, se o desenho da versão final fosse impresso com esta resina, teria sido resistente ao uso (flexão e extensão dos dedos, atrito, impacto), fato este considerando o prévio sucesso experimental obtido pela resina DM 400 Bege. Estes resultados validam e motivam o emprego da manufatura aditiva de polímeros compósitos para órteses de dedo.

6.2.5. Mapeamento de pressão (teste com sensor de força)

Esta etapa do trabalho teve como objetivo verificar em teste de bancada utilizando a mão pesquisador, a pressão exercida pela órtese em pontos de contato com o dedo no momento da extensão ativa, visto que um dos fatores testados pelos clientes a órtese foi o conforto, bem como se a órtese machucava ou observação de pontos de pressão no dedo. Trata-se sobretudo de uma métrica ao relato de dor/conforto expresso pelo cliente, bem como dados de entrada para implementação de simulações de projeto por elementos finitos em futuras etapas.

O teste foi realizado no laboratório de Tribologia da EESC-USP, em colaboração com a graduação da Engenharia Mecânica- USP São Carlos, utilizando sensores de força FSR 400 short (flexível), conectados ao software Labview 09 e placa de aquisição de dados NI 6009.

O pesquisador manteve-se sentado, de frente para uma mesa, com os pés apoiados no chão, cotovelo direito apoiado sobre a mesa. Ao colocar a órtese, o sensor de força era posicionado em pontos de pressão previamente determinados (Figura 50), o pesquisador realizava o movimento de flexão e extensão ativa dos dedos, e o processo era repetido para cada ponto. O software gerou gráficos da pressão no ponto avaliado durante o movimento do dedo sendo registrado o pico de pressão.

Figura 50 – Pontos de pressão avaliados

Figura 50: S1: Falange média, região dorsal; S2: Falange proximal, região dorsal; S3: Falange média, região ventral; S4: Falange proximal, região ventral.

Fonte: autor

Foram testados cinco tipos de órteses, sendo elas AOA em titânio (Figura 51); AOA em titânio com abertura lateral (Figura 52); Oval 8® (Figura 53); Anel em oito confeccionado sob medida em termoplástico (Figura 54) e AOA em resina odontológica bege (Figura 55).

Os gráficos a seguir apresentam a relação entre Massa (g) e Medições realizadas pelo software em cada ponto de pressão avaliado, de acordo com cada modelo de anel testado.

Figura 51 – Gráficos de resultados do AOA em titânio

Fonte: autor

Figura 52 – Gráficos de resultados do AOA em titânio com abertura lateral

Fonte: autor

Figura 53 – Gráficos de resultados do Oval 8®

Fonte: autor

Figura 54 – Gráficos de resultados do anel sob medida em termoplástico

Fonte: autor

Figura 55 – Gráficos de resultados do AOA em resina odontológica

Fonte: autor

O software também registrou os valores máximos de força obtidos através do sensor nos pontos de pressão, esses valores serão descritos na tabela 6.

Tabela 6 – Valores máximos de massa

	AOA Titânio	AOA Titânio abertura	Oval 8®	Sob medida termoplástico	AOA Resina Odontológica
Ponto S1	300,24 g	252,62 g	372,99 g	63,07 g	58,37 g
Ponto S2	50,27 g	171,29 g	52,07 g	258,30 g	37,38 g
Ponto S3	571,41 g	61,32 g	298,71 g	58,22 g	369,10 g
Ponto S4	630,72 g	646,34 g	355,86 g	282,28g	195,79 g

Fonte: autor

Os resultados desses testes reforçaram a necessidade de mudanças no desenho do anel em titânio, traduzido pelo desconforto na região do anel distal na região ventral (S3), com grande pressão sentida na falange média (FM) percebida pelos clientes e pesquisadores. Confirmou também a necessidade de modificação do desenho no ângulo do anel distal, e do ângulo de bloqueio da órtese, pois foi constatado a não manutenção do dedo em 20° de flexão da IFP.

Após as diversas modificações no desenho já descritas anteriormente, com o ângulo de bloqueio mantendo o dedo em aproximadamente 20° e impresso em resina, chegou-se à última versão/desenho deste estudo. Quando comparados os resultados do AOA em titânio (desenho inicial) e do AOA em resina odontológica (desenho final), foi possível notar a diminuição da força de pressão em todos os pontos avaliados, sendo que o ponto S1 teve uma queda na força avaliada de 81%, o S2 teve queda de 26%, o S3 teve queda de 36% e o S4 queda de 69%, na prática, tais resultados também foram referidos pelos clientes e pesquisadores que experimentaram referindo maior conforto.

Foi possível observar neste teste, que o AOA em titânio com abertura lateral apresentou menor pressão no ponto S3, quando comparado com os demais desenhos de AOA. Inicialmente, a abertura lateral foi pensada para facilitar a colocação e retirada da órtese pelos clientes que possuem Nódulos de Heberden e articulações volumosas devido ao processo inflamatório local, porém, a abertura provocou a diminuição da pressão na região ventral da falange média, sendo assim um ponto positivo deste modelo.

Nos modelos não articulados, o anel confeccionado sob medida em termoplástico apresentou valores máximos mais baixos em comparação com demais modelos nos pontos S1 e S3, considerados críticos em relação ao conforto, ponto onde procavam lesão e apresenta proximidade com Nódulos e Heberden. Tal fato pode estar relacionado à largura do anel, que é

visivelmente maior, favorecendo a distribuição de forças. Destaca-se o ponto S2 deste modelo, que apresentou maior pressão em comparação aos demais.

O Oval 8® obteve o maior número de força máxima no ponto S1, local referido pelos clientes como sendo sensível devido a Nódulos de Heberden, sendo que este anel possui largura menor em comparação com os demais modelos, além de ter hastes laterais mais curtas, o que pode alterar a distribuição da pressão neste ponto, devido a diminuição do braço de alavanca.

Considerando que todos os pontos de pressão são sentidos ao mesmo tempo na extensão do dedo utilizando as órteses, foi feita a média dos valores máximos obtidos em cada modelo de anel, o resultado é demonstrado na tabela x.

Tabela 7 – Média dos valores máximos

Modelo	Média
AOA Titânio	388,16 g
AOA Titânio abertura	282,89 g
Oval 8 ®	269,90 g
Sob medida termoplástico	165,46 g
AOA Resina odontológica	165,16 g

Fonte: autor

Através da média, é possível observar que o modelo da AOA desenvolvido neste estudo possui um dos menores valores, corroborando com os testes feitos com os clientes, que referem conforto ao experimentar a órtese e realizar atividades utilizando o aparelho.

6.2.6. Elementos Finitos

Com o desenvolvimento da engenharia concomitantemente com a oferta de computadores com processamento cada vez mais potente, a relação entre a engenharia e softwares vem se tornando cada vez mais forte. Nesse contexto, surgem os Softwares CAD, CAE e CAM, sendo “CA” a abreviação de *Computer-Aided*, e “D”, “E” e “M” são *Desing*, *Engineering* e *Manufacturing* respectivamente. Os Softwares CAE auxiliam nas tarefas de análises e simulações mecânicas e eletrônicas de vários sistemas e com múltiplas aplicações, diminuindo o tempo de análise, refinando dados, otimizando projetos e trabalhando em condições muito complexas, impossíveis de serem realizadas sem um processamento de um

computador, tornando-se, atualmente, vitais para a indústria e para o desenvolvimento técnico-científico.

Para muitas simulações mecânicas de Softwares CAE é utilizado o Método dos Elementos Finitos, método que permite a análise de geometrias complexas com uma velocidade reduzida e grande precisão. O Método de Elementos Finitos consiste na divisão de uma peça sólida em uma quantidade finita de pequenos elementos, processo chamado de discretização, esses elementos são conectados entre si por Nós ou Pontos Nodais, sendo que o conjunto de Nós e Elementos Finitos é denominado de Malha. Dessa forma, quando uma solicitação é aplicada à estrutura, por exemplo: carga, todos os elementos se deformam até o equilíbrio de forças. Para cada elemento no modelo, podem ser escritas equações de deslocamentos relativos e forças em cada ponto nodal, resultando em uma distribuição de dados sobre a malha, a qual é analisada no lugar da geometria complexa original da peça.

Devido ao fato de a geometria complexa ser dividida em finitos elementos de geometria conhecida e de comportamento bem definido os resultados das análises são aproximados e a qualidade da malha (quantidade, tamanho, geometria e congruência, por exemplo) determina o quão próximo os resultados estão dos reais comportamentos da peça.

Cada vez mais os Softwares CAE de simulações computacionais estão evoluindo pelos métodos abordados (como Elementos Finitos), pelos refinamentos e parametrizações de malhas, análises estatísticas de convergência de resultados e de erros, tornando-se mais confiáveis e mais importantes para o desenvolvimento tecnológico.

Com os dados obtidos pelo sensoriamento nos pontos de maior desconforto relatados pelos clientes anteriormente foram preparadas as condições de contorno para simulação Elementos Finitos no software Ansys para ser possível analisar os maiores pontos de tensão e a distribuição da mesma.

Com o modelo 3D gerado no Software SolidWorks tomando as medidas utilizadas nos testes, as condições de contorno foram definidas para duas situações com o intuito de maximizar a semelhança com a realidade do uso das órteses. A primeira em momento de extensão ao abrir as mãos e a segunda em contração ao fechar as mãos.

Para as duas condições de contorno foi definido como ponto de fixação no espaço como os pinos que juntam as duas partes da órtese e para a primeira situação (Figuras 56 e 57), de abrir as mãos, a tensão máxima foi de 5,31 MPa.

Figura 1 - Distribuição de tensões ao abrir as mãos

Fonte: autor

Figura 57- Convergência para a primeira situação

Fonte: Autor

Para a segunda situação (Figuras 58 e 59), de fechar as mãos, a tensão máxima foi de 8,36 MPa. Sendo que as forças calculadas com base na massa sobre os 5 pontos de medição foram: S1 = 0,6N, S2 = 0,4N, S3 = 3,7N e S4 = 2N.

Figura 58 - Distribuição de tensões ao fechar as mãos

Fonte: Autor

Figura 59 - Convergência para a segunda situação.

Fonte: Autor

Para as simulações *Equivalent Von-Mises Stress* foi utilizada uma malha adaptativa de 0,5mm e ambas convergiram dentro de valores aceitáveis como mostrado nas análises de convergência.

Comparando os resultados obtidos com os valores encontrados pelos ensaios mecânicos prévios da resina mesma utilizada em corpos de prova, segundo modelos de ensaios ASTM D638-14 (tensão); ASTM D695-15 67 (compressão); ASTM D790-15 (flexão), foi possível observar que as tensões encontradas estão dentro das condições ideais de uso, não ultrapassando a tensão de escoamento do material sob nenhum esforço dos testes com uma máquina universal Sistemas de ensaios Biomecânicos (MTS® Bionix Modelo 370.02); com célula de carga de 15 kN.

6.2.7. Parametrização do Desenho AOA

A parametrização do anel foi realizada primeiro no anel sem bloqueio, ou seja, reto ou ângulo de bloqueio igual a zero. Utilizando o sistema cartesiano de planos ortogonais XYZ, foram adicionados 6 planos em X paralelos ao plano YZ que somado ao plano XY totalizou 7 planos YZ (Figura 60).

No plano 4 foi desenhado a elipses correspondente as medidas 1-FP e 5-IFP, sendo que o plano 4 distou do plano origem a medida da distância da prega até o IFP, nos planos 6, 7 foram desenhadas as medidas intermediárias do dedo e no plano 9 desenhada a elipse

correspondente as medias 2-FM e 7-IFD sendo que o plano 9 foi distanciado de (4-prega IFP e Prega IFD).

Sabendo que as medidas feitas nos dedos são as medidas das elipses internas elipse externas foram desenhadas considerando a espessura do anel em 1,5 a 3 mm e a relação com o material utilizado na confecção. A Figura 60b mostra os Sketches desenhado nos planos. As medidas referentes da elipse no plano 5 foram reduzidas em 5% em relação ao do plano 4 e do plano 8 foram ampliadas em 5% em relação ao plano 9.

Figura 60 - Planos e sketches

Figura 60: a) distribuição dos planos, b) sketches.

Fonte: autor

As distâncias entre os planos 4 e 5 entre os planos 8 e 9 foram 30% das distâncias dos planos primários (4 e 9) ao plano de origem, respectivamente.

No Software de CAD o Solid Edge 10 em ambiente para todos os Sketches correspondentes as elipses externas foram unidos pela ferramenta **Lofted Protusion** (Figura 61a), e subtraídas do volume correspondente as elipses internas (**Lofted Cutout**) (Figura 61b) perfazendo o corpo cilíndrico do anel. Na sequência foram removidas as partes superiores e inferiores do anel, Figura 61c e arredondados os cantos Figura 61d.

Figura 61 - Sequência da construção do desenho sólido do anel

Fonte: autor

As medidas dos dedos que geraram as elipses internas dos planos 4, 6 e 9, bem como as distâncias entre os planos 4 e 9 com a origem foram vinculadas a uma planilha de dados, Figura 62.

Figura 62 – Dados Antropométricos do dedo dispostos para vinculação com o Modelo em CAD

	A	B	C	D	E
1	Anel 8 - Medidas antropométricas do dedo				
2					mm
3	Diâmetro Falange Proximal				21
4	Largura Falange Proximal				23
5	Diâmetro Falange Média				23
6	Largura da Falange Média				25
7	Diâmetro Falange Distal				19
8	Largura Falange Distal				17
9	Comprimento Falange Proximal				24
10	Comprimento Falange Distal				21
11					

Fonte: autor

Feito o desenho com medidas de referência, as medidas originais foram listadas na planilha de dados (Figura 62), o Software CAD gera uma ferramenta denominada **Variable Table** que traz toda informação dos planos e Sketches desenhos (Figura 63). Neste momento os

valores são fixos e devem ser vinculados à tabela, quando o vínculo é estabelecido passará a ser variável. Outras dimensões podem ser mantidas fixas ou atribuída proporções com relação com as medidas de referência.

Figura 63 - Tabela com informações sobre o dimensiona das distâncias interplanares e medidas dos Sketches

Part1:Variable Table									
Unit type: distance									
Type	Name	Value	Units	Rule	Formula	Range	Expose	Exposed Na	Comment
Dim	RefPlane_4_D...	24,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_5_D...	17,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_6_D...	3,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_7_D...	3,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_8_D...	15,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_9_D...	21,00	mm				☐		
Dim	V542	25,00	mm				☐		
Dim	V544	11,44	mm				☐		
Dim	V595	25,00	mm				☐		
Dim	V597	11,44	mm				☐		
Dim	V746	23,00	mm				☐		
Dim	V755	20,91	mm				☐		
Dim	V775	31,00	mm				☐		
Dim	V809	17,00	mm				☐		
Dim	V834	19,00	mm				☐		
Dim	V1097	36,00	mm				☐		
Dim	V1126	7,00	mm				☐		
Var	PhysicalProp...	0,000	kg/m^3	Limit		[0,000 k...	☒	Density	
Var	PhysicalProp...	0,990		Limit		(0,000;1...	☒	Accuracy	

Fonte: autor

A Figura 64 mostra o plano 4 vinculado à Tabela da planilha de dados, em a) plano 4 com o comprimento da Falange proximal (linha 10 coluna E) e em b) Distância do plano 5 em relação ao plano 4, observe que ao vincular a distância do plano 5 a 70% da distância do plano 4 houve uma alteração da medida original fixa de 17mm para medida variável de 16,8 mm, observada entre as segundas linhas das figuras 64a e 64b.

Figura 64 - Vinculação das medidas interplanares com a planilha de dados

Part1:Variable Table									
Unit type: distance									
Type	Name	Value	Units	Rule	Formula	Range	Expose	Exposed Na	Corr
Dim	RefPlane_4_D...	24,00	mm	Paste Link	@C:\Users\Fastshop\iguateini\Desktop\d2-vellen_v10-parametrico\Dados_parametricos_anel8.xlsx!Plan1!L9C5		☐		
Dim	RefPlane_5_D...	17,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_6_D...	3,00	mm				☐		

a)

Part1:Variable Table									
Unit type: distance									
Type	Name	Value	Units	Rule	Formula	Range	Expose	Exposed Na	Comment
Dim	RefPlane_4_D...	24,00	mm	Paste Link	@C:\Users\Fastshop\iguatemi\Desktop\ld2-vellen_v10-parametrico\Dados_parametricos_anel8.xlsx!Plan1!L9C5'		☐		
Dim	RefPlane_5_D...	16,80	mm	Formula	=0.7* RefPlane_4_Distance		☐		
Dim	RefPlane_6_D...	3,00	mm				☐		
Dim	RefPlane_7_D...	3,00	mm				☐		

b)

a) plano 4 com o comprimento da Falange proximal e em b) Distância do plano 5 em relação ao plano 4.

Fonte: autor

Sucessivamente todas as medidas foram vinculadas.

A segunda parte do desenho é relacionada à divisão do anel de proximal e distal. A região central é comum às duas partes (proximal e distal) a ainda contempla o bloqueio. A parametrização é feita em um plano 10 (XY) comum às duas faces que tem o movimento relativo de rotação e a distância ao plano XY original deve ser a metade da largura da falange média adicionada da metade da espessura do anel. Outro quesito passível de parametrização é o ângulo de bloqueio que deve ser definido pelo terapeuta em função do grau de deformidade do dedo acometido pela patologia. A planilha de cálculo então recebe uma nova linha, com a definição do ângulo de bloqueio (Figura 65)

Figura 65 - Tabela com a inclusão do ângulo de bloqueio

	A	B	C	D	E
1	Anel 8 - Medidas antropométricas do dedo				
2					mm
3	Diâmetro Falange Proximal				21
4	Largura Falange Proximal				23
5	Diâmetro Falange Média				23
6	Largura da Falange Média				25
7	Diâmetro Falange Distal				19
8	Largura Falange Distal				17
9	Comprimento Falange Proximal				24
10	Comprimento Falange Distal				21
11					g
12	Ângulo de Bloqueio				35
13					

Fonte: autor

A Figura 66 ilustra o anel dividido em duas partes com o Plano 10 presente. Neste plano, para cada parte são desenhados os Sketches e removida da outra parte a face por onde se dará o bloqueio (Figura 67).

Figura 66 - Parte dos anéis mostrando o Plano 10

Figura 66: a) proximal; b) distal.

Fonte: autor

Figura 67 - Exemplificação dos cortes e dos perfis do bloqueio

Figura 67: a) proximal sendo resultado do corte e em b) corte do bloqueio com o ângulo que é parametrizado em referência à entrada na planilha de cálculo.

Fonte: autor

A Figura 68 ilustra os lados proximal e distal com destaque aos bloqueios.

Figura 68 - Detalhes do plano comum com o desenho do bloqueio

Figura 68: a)Anel proximal; b)Anel distal.

Fonte: autor

7. Conclusões

O trabalho multiprofissional, envolvendo profissionais da área da saúde, como terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas e profissionais da engenharia, torna possível o desenvolvimento de projetos na bioengenharia, dentre eles a otimização da órtese AOA. Para isto, foram levados em conta aspectos relacionados ao conforto e outras demandas relacionadas aos clientes do estudo que apresentam alterações decorrentes da AR, utilizando técnica de MA, com diferentes materiais, sendo uma opção nacional viável.

A necessidade em testar diversos materiais, mostrou a versatilidade da órtese, que obteve boa resistência em metal e em resinas. O metal ainda é o material ideal para a fabricação da AOA, devido à excelente resistência e estética semelhante a joias, porém este trabalho explorou outras possibilidades, e as resinas demonstraram ser uma boa opção em relação ao custo mais baixo, máquinas de impressão 3D mais acessíveis e manufatura mais rápida, já que necessita pouco acabamento. Foi escolhida a resina DM 400 bege, que apresentou maior resistência à tração para a confecção da órtese.

A percepção dos clientes avaliados mostrou adequação em relação a conforto, modificações estruturais, minimização da deformidade, melhora da função e adequação estética.

A parametrização foi efetiva, sendo que o redesenho automático conseguiu abranger as medidas mínima e máxima das circunferências das falanges proximais e médias, aferidas na etapa 1. A parametrização permite que a órtese AOA seja manufaturada de maneira personalizada para cada cliente, e somado ao uso da tecnologia da impressão 3D, possibilita confecção de uma órtese articulada em curto espaço de tempo, algumas horas.

A otimização do design da órtese foi uma etapa primordial do estudo, sendo que a AOA tem potencial para ser comercializada e assim atingir o objetivo de ser disponibilizado para a população brasileira como uma opção para a correção da deformidade em pescoço de cisne.

Otimização do modelo para correção da deformidade em outras patologias, como em casos de espasticidade, deformidade congênita, e outras condições específicas da AR, como por exemplo espessamento articular com diâmetro maior que a falange, além do teste clínico da órtese, são algumas necessidades sentidas e sugestões de continuidade.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, P.H.T.Q. et al. Terapia ocupacional na artrite reumatoide: o que o reumatologista precisa saber?. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.55, n.3, p.272-280, 2015.
- ALTER,S.; FELDON, P.; TERRONO, A.L. Pathomechanics or deformities in the arthritic hand and wrist. In: SKIRVEN, T.M. et al. **Rehabilitation of the hand and upper extremety**. 6thed. Amsterdam: Elsevier, 2011. p.1321-1329.
- BACK, N. et al. Projeto integrado de produtos: planejamento, concepção e modelagem. Barueri: Manole, 2008.
- BEASLEY, J. Therapist´s examination and conservative management or arthritis of the upper extremity. In: SKIRVEN, T.M. et al. **Rehabilitation of the hand and upper extremety**. 6thed. Amsterdam: Elsevier, 2011. p.1330-1343.
- CARLSON, E.J.; CARLSON, M.G. Treatment of swan neck deformity in cerebral palsy. **Journal of Hand Surgery**, v.39, n.4, p.768-772, Apr. 2014.
- CATALANO, L.W. et al. Treatment of chronic, traumatic hyperextension deformities of the proximal interphalangeal joint whit flexor digitorum superficialis tenodesis. **The Journal of Hand Surgery**, v.28, n.3, p.448-452, May 2003.
- CERVANTES, B.M.N.; FUJITA, M.S.L.; NARDI, M.I.A. Pesquisa terminológica para a elaboração de linguagem documentária. In: ENCONTRO NACIONAL DE PESQUISA EM CIÊNCIA DA INFORMAÇÃO, 5., 2003, Belo Horizonte. **Anais...** Belo Horizonte: UFMG, 2003.
- CHRISTIE, A. et al. Effectiveness of nonpharmacological and nonsurgical interventions for patients with rheumatoid arthritis: a overview of systematic reviews. **Physical Therapy**, v.87, n.12, p.1697-1715, Dec. 2007.
- DINIZ, M.S. et al. Nódulos reumatóides: avaliação comparativa da resposta terapêutica com triancinolona e fluoracil intralesional. **Anais Brasileiro de Dermatologia**, v.86, n.6, p.1236-1238, 2011.
- EGAN, M. et al. Splints and orthosis for treating rheumatoid arthritis (review). In: **THE COCHRANE Library**. New York: John Wiley, 2001.
- 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.
- ENGBRASIL. Disponível em:<<http://www.engbrasil.eng.br>>. Acesso em: 03 de agosto de 2017.
- FESS, E.E.; PHILIPS, C.A. **Hand splinting: principles and methods**. 2nded. St. Louis: Mosby, 1987.

FOGGIATTO, J.A.; VOLPATO, N.; BONTORIN, A.C.B. Recomendações para modelagem em sistemas CAD-3D. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 4., 2007, Estancia São Pedro. **Anais...** Aguas de São Pedro, 2007.

Disponível

em:<https://wiki.ifsc.edu.br/mediawiki/images/f/fb/ARU_DTE_Foggiato2007.pdf>. Acesso em: 3 fev. 2017.

GIBSON, I.; ROSEN, D.; STUCKER, B. **Additive manufacturing technologies** - rapid prototyping to direct digital manufacturing. New York: Springer, 2010.

GUTIÉRRES, V.; ZAMBRANNO, P. Resina acrílica de curado de alta velocidad. **Química Hoy**, v.1, n.1, p.34-39, 2010.

HAMMOND, A.; NIEDERMANN, K. Patient education and self management. In: DZIEDZIC, K.; HAMMOND, A. (Ed.). **Rheumatology**. Amsterdam: Elsevier, 2010. p.78-93.

HENDERSON, S.E.; McMILLAN, R. Pain and function: occupational therapists use of orthotics in rheumatoid arthritis. **British Journal of Occupational Therapy**, v.65, n.4, p.165-171, Apr. 2002.

HIEU, L.C. et al. Medical rapid prototyping applications and methods. **Assembly Automation**, v.5, n.4, p.284-292, 2005.

KIEFHABER, T.R.; STRICKLAND, J.W. Soft tissue reconstruction for rheumatoid swan-neck and boutonniere deformities: long-term results. **Journal of Hand Surgery**, v.18, n.6, p.984-989, Nov. 1993.

KNIGHT, S.L. Assessment and management of swan neck deformity. **International Congress Series**, v.1295, p.154-157, 2006.

KRUTH, J.P. Material in-process manufacturing by rapid prototyping technologies. **CIRP Annals**, v.40, n.2, p.603-614, 2008.

LANTADA, A.D.; MORGADO, P.L. Rapid prototyping for biomedical engineering: current capabilities and challenges. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v.14, n.1, p.73-96, 2012.

LAURINDO, I.M.M. et al. Artrite reumatoide: diagnóstico e tratamento. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.44, n.6, p.435-442, nov./dez. 2004.

LOUZADA JR., P. et al. Análise descritiva de pacientes com artrite reumatóide no estado de São Paulo, Brasil. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.47, n.2, p.84-90, mar./abr. 2007.

LOVO, J.F.P. **Projeto e fabricação de componentes mecânicos por manufatura aditiva e estruturação interna**. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos; Universidade de São Paulo, 2017.

LOVO, J.F.P.; FORTULAN, C.A. Estudo de propriedades mecânicas e anisotropia em peças fabricadas por manufatura aditiva tipo FDM. In: SIMPÓSIO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, 2016, São Carlos. **Anais eletrônicos...** Disponível em:<<http://soac.eesc.usp.br/index.php/SiPGEM>>. Acesso em: 24 de setembro de 2018.

LÜTZE, U.; ARCHENHOLTZ, B. The Impact of arthritis on daily life with the patient perspective in focus. **Scandinavian Journal of Caring Sciences**, v.21, n.1, p.64-70, Mar. 2007.

MARQUES NETO, J.F. et al. Multicentric study of the prevalence of adult rheumatoid arthritis in brazilian population samples. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.33, n.5, p.169-173, 1993.

MAVROIDIS, C. et al. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.8, n.1, p.11, 2011.

MEIRA, C. et al. Desenvolvimento de pó à base de gesso e binder para prototipagem rápida. **Cerâmica**, v.59, p.401-408, 2013.

MELLOR, S.; HAO, L.; ZHANG, D. Additive manufacturing: a framework for implementation. **International Journal of Production Economics**, v.149, n.1, p.194-201, 2014.

MOTA, L.M.H et al. Artrite reumatoide inicial – conceitos. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v.56, n.2, p.227-229, 2010.

_____. Consenso 2012 da Sociedade Brasileira de Reumatologia para o tratamento da artrite reumatoide. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.52, p.152-74, 2012.

MOYLAN, S. et al. **A Review of test artifacts for additive manufacturing**. Gaithersburg: National Institute of Standards and Technology, Engineering Laboratory, 2012. (NISTIR 7858). Disponível em:<<http://nvlpubs.nist.gov/nistpubs/ir/2012/NIST.IR.7858.pdf>>. Acesso em: 7 fev. 2017.

NALEBUFF, E.A. The Rheumatoid swan-neck deformity. **Hand Clinics**, v.5, n.2, p.203-214, 1989.

NOORDHOEK, J.; BARBOSA, L.F.M. Adaptação para jogo de baralho. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v.46, n.4, p.281-282, jul./ago. 2006.

NORRIS, S.H. Surgery for the rheumatoid wrist and hand. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.49, n.2, p.863-870, Oct. 1990.

OLMOS, L.G. **Estudo e projeto de uma impressora 3D DLP**. 2017. 70f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

ORTHOBULLETS. Disponível em:<www.orthobullets.com>. Acesso em: 14 de julho de 2017.

PAP, G. et al. Evaluation of wrist and hand handicap and postoperative outcome in rheumatoid arthritis. **Hand Clinics**, v.19, n.3, p.471-481, Aug. 2003.

PATERSON, A.M. et al. Computer aided design to support fabrication of wrist splints using 3D printing: a feasibility study. **Journal Hand Therapy**, v.19, n.4, p.102-113, 2014.

PHAM, D.T.; GAULT, R.S. A comparison of rapid prototyping technologies. **International Journal of Machine Tools and Manufacture**, v.38, n.1, p.1257-1287, 2008.

PRIBERAM dicionário. **Parametrização**. 2013. Disponível em:<<http://www.priberam.pt/dlpo/parametrizar>>. Acesso em: 19 jun. 2015.

RODRIGUES, M.C.R. **Desenvolvimento de uma órtese articulada para correção da deformidade em pescoço de cisne**. 2010. 111f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

SACONI, F. **Parametrização e manufatura aditiva de órteses**. 2015. 75f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2015.

SAMPAIO, A.A.S. et al. Uma introdução aos delineamentos experimentais de sujeito único. **Interação em Psicologia**, v.12, n.1, p.151-164, 2008.

SAMPIERI, R.H.; COLLADO, C.F.; LUCIO, P.B. **Metodologia de pesquisa**. São Paulo: Mc GrawHill, 2006.

SANTOS, N. et al. **Atropotecnologia: a ergonomia nos sistemas de produção**. Curitiba: Gênese, 1997.

SCHEGGET, M.; KNIPPING, A. A Study comparing use and effects of custom-made versus prefabricated splints for swan neck deformity in patients with rheumatoid arthritis. **British Journal of Hand Therapy**, v.5, n.4, p.101-107, 2000.

SEU, M.; PASQUALETTO, M. Hand therapy for dysfunction of the intrinsic muscles. **Hand Clinics**, v.28, n.1, p.87-100, Feb. 2012.

SHAH, S.G.S.; ROBINSON, I. Medical device technologies: who is the user?. **International Journal of Healthcare Technology and Management**, v.9, n.2, p.181-197, 2008.

SMRCKA, V.; DYLEVSKÝ, I. Treatment of congenital swan neck deformity with dynamics tenodesis of proximal interphalangeal joint. **Journal of Hand Surgery [Br]**, v.26, n.2, p.165-167, Apr. 2001.

SOKKA, T. Work disability in early rheumatoid arthritis. **Clinical and Experimental Rheumatology**, v.21, p.71-74, Sept./Oct. 2003.

SPICKA, C. et al. Effect of silver ring splints on hand dexterity and grip strength in patients with rheumatoid arthritis: a observational pilot study. **Hand Therapy**, v.14, p.53-57, 2009.

SPINOSA, R.M.O.; PASCHOARELLI, L.C.; SILVA, J.C.P. Experiências tridimensionais com manequins antropométricos da terceira idade. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN, 8., 2008, São Paulo. **Anais...** São Paulo: AEND Brasil, 2008.

TELFER, S. et al. Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v.13, n.1, p.84, 2012.

VAN DER GIESEN, F.J. et al. Effectiveness of two finger splints for swan neck deformity in patients with rheumatoid arthritis: a randomized, crossover trial. **Arthritis & Rheumatism**, v.61, n.8, p.1025-1031, Aug. 2009.

VELASCO, S.M. et al. Fundamentos metodológicos da pesquisa em análise experimental do comportamento. **Psicologia em pesquisa**, v.4, n.2, p.150-155, jul./dez. 2010.

WEINFURTER, D.V. **Customização para acrescentar atributos em sólidos do solidworks**. 2003. 67f. Monografia (Trabalho Conclusão Curso) - Faculdade Regional de Blumenau, Blumenau, 2003. Disponível em:<http://www.inf.furb.br/~rodacki/tcc/266469_1_1.pdf>. Acesso em: 3 fev. 2017.

WIKIPÉDIA: a enciclopédia livre. **Parametrização**. 2013. Disponível em:<<https://pt.wikipedia.org/wiki/Parametriza%C3%A7%C3%A3o>>. Acesso em: 14 fev. 2017.

WU, C.Y.; CHEN, G.S.; LIN, H.L. Median canaliform dystrophy of Heller with associated swan neck deformity. **Journal of the European of the Academy of Dermatology & Venereology**, v.23, n.9, p.1102-1103, Sept. 2009.

ZANCOLLI, E. **Structural and dynamics bases of hand surgery**. Philadelphia: Lippincott, 1968.

ZIJLSTRA, T.R. et al. Silver ring splints improve dexterity in patients with rheumatoid arthritis. **Arthritis Rheumatology**, v.51, n.5, p.947-951, Dec. 2004.

Anexo A – Aprovação do comitê de ética

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Ribeirão Preto, 09 de fevereiro de 2017

Ofício nº 398/2017
CEP/MGV

Prezadas Senhoras,

O trabalho intitulado **“ÓRTESE PARA CORREÇÃO DA DEFORMIDADE PESCOÇO DE CISNE DO DEDO COM PROTOTIPAGEM DIRETA E PERSONALIZADO” – versão 2, de 05/12/2016**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em sua 443ª Reunião Ordinária, realizada em 06/02/2017 e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – versão 2, de 05/12/2016, de acordo com o Processo HCRP nº 13687/2016.

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 466/12 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente.

DR^a. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA

Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras

ELLEN CRISTINA MASALSKAS

PROF^a. DR^a. VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI (Orientadora)

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 Plataforma Brasil /CONEP nº 5440
(016) 3602-2228
cep@hcrp.usp.br

www.hcrp.usp.br

Anexo B – Especificações da Resina FS- DLP Laranja Translúcida

Anexo C – Especificações da Resina Spot HT - Cinza

Product

Hard & Tough, high performance resin for engineering applications.

Description

Spot-HT is an ideal solution for objects that need extra hardness, toughness, impact resistance, weather ability, chemical and water resistance.

Spot-HT has been developed to withstand temperatures above 100°C (212 F) for a long period of time, to survive vulcanization processes.

That means that our Spot-HT resin fits perfect for use in functional prototypes and low-volume manufacturing with fast speed and great smooth surface finish.

Spot-A Materials resins always brings low viscosity for effortless cleaning, material recovery and manipulation.

Technical Data

Mechanical Properties	Spot-HT v8 UV Postcured
Density [g/cm ³]	1.1
Experimental Shrinkage [%]	2
Elong. @ Peak [%]	3.6
Young's Modulus [MPa]	1104
Tensile strength [N/mm]	71
Tensile stress [MPa]	26
Tear strength [N/mm]	131
Shore A Hardness	NA
Shore D Hardness	75
Viscosity 20°C [mPa*s] [cps]	650

- Tensile properties as per ISO527-1A standard.
- Hardness properties as per ISO 7619.
- Viscosity values measured with DIN cup 4mm.

Safety

For additional information refers to the MSDS.

Spot-A Materials®

Sonnaya Ulitka, S.L.
C/ Lluís 321-329 · Edificio CINC
08019 BARCELONA
SPAIN
info@spotamaterials.com

The base materials to build your world

<http://www.spotamaterials.com>

Anexo D - Especificações da Resina Smart Dent – Branca

SAFETY DATA SHEET
MMT-ND-2017-01-BR

IDENTIFICATION OF THE SUBSTANCE/PREPARATION AND THE COMPANY/UNDERTAKING

Product name: SMARTDENT 3D printing materials

Address:

MMTECHPROJETOS TECNOLOGICOS IMP. E EXP. LTDA

Rua Alfredo Lopes, 1717, Vila Elizabeth

ZIP: 13560-460

Sao Carlos, SP

Brazil

contato@smartdent.com.br

Emergency Phone No.: +55 16 3415-0530 (only available during office hours)

Local Contact Details:

Local Emergency Phone No.:

Intended Use:

Monomer based on Acrylic esters for manufacturing of 3D-printed Temporary Crown and bridges, Surgical Guides and Dental Models

Synonyms:

SD Model, SD Temporaries, SD Guides

COMPOSITION/INFORMATION ON INGREDIENTS

Monomers based on methacrylic ester with levels of stabilizer, fillers, pigments initiator and accelerator.

HAZARDOUS INGREDIENT(S)	Cas. No	% w/w	Classification	H & P phrases
Methacrylic oligomers	Proprietary	>90	Aquatic chronic 4	H413
Metallic Oxides	Proprietary	<4	Skin Sens. 1 Aquatic chronic 4	H317; H413;

Anexo E - Especificações da Resina DM 400 - bege

Data da criação: 14/03/2016

FICHA DE DADOS DE SEGURANÇA**1. IDENTIFICAÇÃO DA SUBSTÂNCIA OU MISTURA E DO FORNECEDOR**

Nome do Produto	Substância FS Resina Acrilada
Utilização	Resina de cura UV para uso geral em Impressoras 3D
Fornecedor	Desenvolvimento e Comercialização: VITALITA ODONTOLOGIA E TECNOLOGIA LTDA – ME CNPJ nº18.170.692/0002-62 (15) 3305-4901 Industria: JOÃO BATISTA DE MORAES BARROS GUAREÍ – ME CNPJ nº 13.985.258/0001-36 Endereço: Av. Virgílio Trindade Avila, Bairro Floresta, Guareí – SP CEP: 18250-000 Telefone (15) 3305-4901 / 3259-6390

3. COMPOSIÇÃO / INFORMAÇÕES SOBRE INGREDIENTES

Classificação segundo as regulamentações (EC) No 1272/2008

Nome Químico	Porcentagem em Peso (%)	Classificação segundo as regulamentações (EC) No 1272/2008
Monômeros Acrilados	>90%	Irrit. Olhos 2A (H319) Sens. Pele 1 (H317) Irrit. Pele 2 (H315) STOT SE 3 (H335) Aquático Cron. 2 (H411)
Pigmentação	≤ 2%	
Fotoiniciadores	< 5 %	

Apêndice A - Termo de Consentimento Livre Esclarecido (Versão 2)

Título da Pesquisa: “Evolução da órtese Anel em Oito Articulado (AOA)” Pesquisadoras responsáveis: Ellen Cristina Masalskas e Profª Drª Valéria Meirelles Carril Elui

Informações sobre o projeto de pesquisa aos participantes: “Eu, Ellen Cristina Masalskas, Terapeuta Ocupacional mestranda do programa Interunidades em Bioengenharia-USP, convido-lhe a participar voluntariamente da pesquisa sobre o desenvolvimento de uma órtese para o tratamento da deformidade em pescoço de cisne (situação em que o dedo da mão fica com a primeira articulação muito estendida e a segunda fica dobrada). Este estudo tem por objetivo melhorar o desenho e fabricação da órtese anel em oito articulado (aparelho em formato de anel com dobradiça que deixa o dedo movimentar normalmente). Caso aceite participar, deverá experimentar a órtese, e que já foi devidamente testada quanto a segurança pelas pesquisadoras) fará algumas atividades simples como: escrever, segurar um copo, pegar uma moeda e abrir e fechar os dedos. Sua mão será filmada e fotografada com a órtese, para análise da correção da deformidade. Você também responderá a um questionário dando sua opinião em relação à correção da deformidade, conforto, uso nas atividades e à forma de colocação. Caso seja necessário modificar a órtese para torná-la mais eficiente, você irá repetir as etapas descritas anteriormente, na próxima vez que tiver consulta no hospital e opinar novamente. O tempo desta coleta de dados será em média 30 minutos e será após a sua consulta agendada. Os métodos para a coleta de dados não lhe trarão qualquer prejuízo à saúde, podendo trazer um ligeiro cansaço ao responder o questionário e a órtese pode causar pequeno desconforto durante o uso. Mesmo depois de autorizar sua inclusão neste estudo, você poderá desistir de participar da pesquisa a qualquer momento, sem nenhum prejuízo pessoal, à sua saúde ou ao seu seguimento como paciente neste e nos demais serviços deste hospital. A sua participação nesta pesquisa é voluntária e não resultará em nenhum tipo de recompensa financeira. Se tiver interesse em participar da etapa de validação e uso da órtese você terá prioridade. Os resultados poderão ser apresentados em eventos científicos e asseguramos que sua identidade não será exposta. Caso tenha dúvidas ou necessite de orientação quanto ao seu caso, esta será oferecida pelas pesquisadoras e caso necessite de seguimento no serviço de terapia ocupacional será encaminhado. Esta pesquisa foi aprovada pelo Conselho de Ética e Pesquisa desta entidade. Qualquer esclarecimento sobre o estudo poderá ser dado sempre que necessário. (Profa. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui, e-mail: velui@fmrp.usp.br fone: (16) 3602-4694; Ellen Cristina Masalskas, e-mail: ellenmasalskas@gmail.com fone: (16) 99172- 5407. Esclarecimentos de dúvidas éticas contate o Comitê de Ética em Pesquisa HCRP (16) 3602-2228 das 8:00 às 17:00.”

Tendo recebido as informações sobre o projeto de pesquisa: “Órtese para correção da deformidade pescoço de cisne do dedo com prototipagem direta e personalizado”, eu, _____, RG _____,

_____ aceito participar deste estudo, ciente de que minha participação é voluntária e estou livre para, em qualquer momento, desistir de colaborar com a pesquisa, sem nenhuma espécie de prejuízo. Declaro que, após esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, aceito participar do presente estudo. Recebi uma cópia deste termo e tive possibilidade de lê-lo, com o qual concordo. Ribeirão Preto, ____ de _____ de _____.

Participante

Pesquisador

Apêndice B - QUESTIONÁRIO SÓCIO-DEMOGRÁFICO E CLÍNICO

1. Nome: _____ Sexo: ( )M ( )F
2. Idade: ____anos DN: __/__/____ N° cadastro: _____ Data avaliação: __/__/____
Procedência: _____ Telefone: _____
3. Estado Civil: 1( )solteiro 2( )casado 3( )amasiado 4( )divorciado 5( )viúvo
4. Escolaridade: 1( )analfabeto 2( )Fund.Incomp. 3( )Fund.Comp. 4( )Médio Incomp.
5( )Médio Comp. 6( )Sup.Incomp. 7( )Sup.Comp.
5. Profissão: 1( )do lar 2( )serviços domésticos 3( )ativ. rurais 4( )educação 5( )saúde 6( )comércio 7( )prestação de serviços 8( )Indústria 9( )autônomo 10( )outros
6. Situação atual no trabalho: 1( )ativo 2( )afastado 3( )aposentado 4( )parado
7. Diagnóstico: 1( )AR (controlada?) 2( )PC 3( )AVC 4( )outros _____
8. Tempo de diagnóstico: 1( ) – 1 ano 2( )1-3 anos 3( )4-6 anos 4( )7-9 anos 5( )10- 12 anos 6( )12- 15anos 7( )+16 anos
9. Segue recomendação médica quanto aos medicamentos? Sim ( ) Não ( )
10. Apresenta espasticidade nas mãos: ( )não ( )sim ( )D ( )E
11. Deformidade em hiperextensão da Interfalangeana proximal (pescoço de cisne)? Mão
Direita _____ Mão Esquerda: _____
12. Outras deformidades (direita ou esquerda) ( )boutoniere _____ ( ) nódulos de Heberden
_____ ( )subluxação do polegar _____ ( )desvio de falange _____
13. Marque a dificuldade de movimentar seu dedo durante as atividades de 0 a 10, média do
último mês (onde 0 é sem dificuldade e 10 tão difícil que desiste e não faz) Dir: 0 1 2 3 4 5 6
7 8 9 10 Esq: 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
14. Usa ou já usou órtese para correção da deformidade em pescoço de cisne? ( )não ( )sim. Qual tipo ( )anel em oito termoplástico ( )anel em oito adquirido comercialmente ( )canaleta/dedeira
15. Faz uso de outras órteses? ( )não ( )sim Quais: ( )Abd de polegar ( )Pos func noturno ( )Estab punho ( )Estab punho e polegar ( )Anel Boutoniere ( )Anel desvio ( )Outras
_____

Apêndice C - Ficha antropometria AOA

Nome: _____ Registro: _____ Data: _____

Sexo ( ) F ( ) M Data Nascimento ____/____/____ Idade: _____

Dominância ( ) Direita ( ) Esquerda ( ) Amb ( ) mudou após patologia

Procedência: _____ Local da residência: _____

Profissão: _____

Situação atual: ( ) ativo ( ) afastado ( ) aposentado ( ) outro

Lado afetado ( ) D ( ) E ( ) ambos Apresenta edema? ( ) sim ( ) não

Costuma inchar com o passar do dia? ( ) não ( ) sim Qual região: _____

Prescrição: dedo: ____ mão: ( ) D ( ) E ( ) anel fechado ( ) anel aberto

Goniometria:

Extensão ativa	
IFP(hiperextensão)	IFD (flexão)

Medidas com paquímetro (cm)

Diâmetro (lateral/por cima)		Comprimento (lateral)		Largura (por cima)			
1-FP	2-FM	3-Prega IFP- FP(lado interno)	4-Prega IFP- Prega IFD	5-IFP dedo em extensão	6-IFP em flexão	7-IFD (por cima)	8-IFD (lateral)
/	/						

6 = 5 dedo flexionado
8 = 7 paquímetro na lateral

Pesquisadora: _____

Apêndice D - Questionário opinião uso das órteses

Nome: _____ Registro: _____ Data: _____

Qual órtese utilizou? ( ) AOA ( ) Anel em oito em termoplástico

Tempo de uso da órtese: _____

Machucou? ( ) não ( ) sim onde?

Pontue sua opinião quanto ao uso da órtese

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Colocação (0 difícil e 10 fácil)											
Higiene (0 difícil e 10 fácil)											
Conforto (0 ruim e 10 confortável)											
Correção do desvio dedo (0 ruim e 10 boa)											
Aparência da órtese (0 feia e 10 bonita)											
Dor (0 piorou e 10 melhorou)											
Usar a mão (0 dificultou e 10 facilitou)											

Opinião:

Apêndice E – Protocolo *Think Aloud* - Pense alto

Nome _____ Reg. (paciente) _____

Data _____ Dominância ( ) D ( ) E

Deformidade em pescoço de cisne ( ) D ( ) E

Protocolo verbal *Think aloud*: transcrever as palavras, frases e expressões ditas pelos participantes durante o momento de experimentar a órtese. Colocar em ordem de acontecimento.

1-

2-

3-

4-

5-

6-

7-

8-

9-

10-