DANIELA NAKANDAKARI GOIA

**“ESTUDO E PROJETO CONCEITUAL DE ÓRTESE AUTO-ARTICULADA
PARA CORREÇÃO DE DEFORMIDADE EM DESVIO ULNAR DOS DEDOS PARA
PORTADORES DE ARTRITE REUMATÓIDE”**

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

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadora: Profa. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui

Versão Corrigida

São Carlos

2012

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.

G615 Goa, Daniela Nakandakari
 ESTUDO E PROJETO CONCEITUAL DE ÓRTESE
 AUTO-ARTICULADA PARA CORREÇÃO DE DEFORMIDADE EM DESVIO
 ULNAR DOS DEDOS PARA PORTADORES DE ARTRITE REUMATÓIDE.
 / Daniela Nakandakari Goa; orientadora Profa Dra
 Valéria Meirelles Carril Elui. São Carlos, 2012.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
Interunidades 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,
2012.

1. Artrite Reumatóide. 2. Órteses. 3. Desvio Ulnar.
4. Mão. 5. Dedos. 6. Deformidade. I. Título.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

DANIELA NAKANDAKARI GOIA
MESTRADO EM CIÊNCIAS
ÁREA DE BIOENGENHARIA

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS
- GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA
EESC - FMRP - IQSC DA UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM
CIÊNCIAS NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 8/10/12

PROFA. DRA. VALÉRIA MEIRELLES CARRIL
ELUI (ORIENTADORA)

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
USP

Resultado: aprovada

Assinatura: Valéria M. Carril Elui

PROF. DR. NILTON MAZZER

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
USP

Resultado: Aprovada

Assinatura: Nilton Mazzer

PROF. DR. CARLOS ALBERTO FORTULAN

Escola de Engenharia de São Carlos - USP

Resultado: Aprovada

Assinatura: Carlos Alberto Fortulan

Aos meus pais, Sumie e Toshihiro, que me proporcionaram os ensinamentos necessários para caminhar e trilhar meu destino, com amor, dedicação e trabalho.

AGRADECIMENTOS

A Deus, meu Porto Seguro, que me deu serenidade nos momentos que pensei em desistir, que me deu forças nos dias de cansaço, que me proporcionou crescimento pessoal e profissional, durante todo o processo de realização deste estudo.

Ao meu irmão, Raphael, por cuidar dos meus pais durante a minha ausência.

A minha Orientadora Profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui, que por anos vem me ajudando e acreditando em mim. Por sua orientação, amizade, paciência e a quem devo as minhas experiências profissionais e acadêmicas.

À família Elui, que me “aturou” em todos esses anos de convivência e por permitir minha presença para orientações, em seu lar. Obrigada pela amizade, Armando, Mariana e Renato.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Fortulan, pelo auxílio, orientação, ensinamentos e principalmente pela paciência durante todo o processo deste estudo.

À Profa Dra Carla da Silva Santana, minha primeira chefe, que me proporcionou minha primeira empreitada na minha carreira profissional, ótimos momentos de convivência e de risadas.

À Profa Dra Maria Paula Panúncio Pinto, pela chefia, pela compreensão, pela confiança.

Aos meus Amigos de São Paulo, que compreenderam minha ausência em momentos importantes da turma. Obrigada pela presença em minha vida.

À ‘Happy Family’: Amandae, Paulo, Tobias, Lucy e Margot, por me aguentarem, me acolherem. Aos meus amigos da faculdade, por terem feito parte da dessa história.

Às Meninas (Lets, Há, Amanda, Lidi, Má, Flavis, Gabi, Mari) e aos dias de Marcão por proporcionarem os momento de relaxamento e desestresse. E ao Marcão por nos aguentar.

À Minhas Amigas Cris e à Moniquetes pela companhia, pela convivência, pela paciência nos momentos difíceis, pelo apoio, colo e ouvido, pelo carinho e amizade.

À Galera da Escalada RP que me proporcionou os momentos de aventura na rocha, pelos ensinamentos, disciplina, concentração e que com a escalada, me mostrou que poderia enfrentar meus medos.

Aos meus amigos Terapeutas Ocupacionais do CIR, Milena, Chico e Monica, por me darem o suporte nos momentos difíceis, pela amizade e pelo carinho. Aos amigos do CIR, Isabel, Pati Silva, Daniel, Priscila, Gheyse, Glaci, Danila, Juliana, Ana Lucia.

Ao Luis do Laboratório de Tribologia e Compósitos pelo auxílio e pelas risadas.

Aos meus colegas do Laboratório de Pesquisa e Inovação em Tecnologia e da aos Professores, funcionários e colegas da Bioengenharia .

A todos que contribuíram com esse trabalho, que riram e que choraram comigo e que tornaram esse trabalho possível.

RESUMO

GOIA, D. N. **Estudo e Projeto conceitual de órtese auto-articulada para correção de deformidade em desvio ulnar dos dedos para portadores de artrite reumatóide**. 2012. 85f. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia. EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2012.

Artrite reumatóide (AR) é uma doença crônica e multisistêmica, que afeta o indivíduo como um todo. De etiologia desconhecida, possui como característica uma inflamação sinovial, efeitos periarticulares, simétricas e cumulativas. Os principais sinais e sintomas apresentados na fase aguda são as dores nas articulações, edemas e rigidez matinal. E em 75% dos casos acometem membro superiores, com um grande impacto nas habilidades funcionais. Nas mãos, as deformidades podem atingir todas as articulações causando subluxações e deformidades em metacarpofalangeanas (MF), interfalangeanas (IF) e punhos. Quando há a destruição dos ligamentos e cartilagens do punho as forças musculares e fatores anatômicos causam o colapso do punho em desvio radial e as articulações MF, como consequência a essas forças anatômicas, também entram em colapso e favorecem o desvio ulnar dessas articulações. Há diferentes recursos utilizados no tratamento desta patologia, sendo um deles o uso de órtese. Assim, este estudo tem por objetivo projetar e desenvolver uma órtese, articulada e original, com função de corrigir a deformidade em desvio ulnar dos dedos e favorecer a funcionalidade. Para tanto os procedimentos metodológicos foram divididos em: Reconhecimento de Necessidades; Especificação e Conceito. Após levantamento Bibliográfico, estudo antropométrico chegou-se ao esboço e ao conceito do projeto. Como resultado obteve-se o primeiro protótipo em material disponível e utilizando o programa *CAD solid edge Insight*™ foi proposto um protótipo digitalizado da órtese, definindo as propostas e requisitos necessários para o desenvolvimento da órtese. Como resultados obteve-se dois desenhos digitalizados do protótipo e quatro protótipos em materiais diferentes entre si, compostos por 9 peças (2 hastes laterais, 1 bloqueio ulnar, 3 pulseiras e 3 anéis), que montadas mostram uma órtese articulada. Observou-se que houve bloqueio do desvio ulnar mesmo em pacientes com deformidades mais graves dos dedos. A mesma permitia a flexão e extensão de MF's e punho. Houveram ajustes nos desenhos com o decorrer do estudo, após realização dos testes de bancada. Verificou-se que a órtese poderá ser utilizada bilateralmente, com uso dorsal da haste redonda em mão direita e uso ventral em mão esquerda. A órtese permite a função da mão e possui fácil colocação e manuseio.

Palavra- chave: artrite reumatóide; deformidade; desvio ulnar; órteses.

ABSTRACT

GOIA, D. N. **Study and Conceptual Project of self-articulation orthosis to correct deformities in ulnar deviation of fingers for patients with Rheumatoid Arthritis.** 2012.85f. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia. EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2012.

Rheumatoid arthritis (RA) is a chronic, multisystem, which affects the individual as a whole. Of unknown etiology, is characterized as a synovial inflammation, periarticular effects, and cumulative symmetrical. The main signs and symptoms in the acute phase are joint pain, swelling and stiffness. And 75% of cases involve upper limb, with a great impact on functional abilities. Deformities in the hands can reach all the joints causing deformities and subluxations metacarpophalangeal (MF), interphalangeal (IF) and wrists. When there is destruction of cartilage and ligaments of the wrist muscle forces and anatomical factors cause the collapse of the wrist in radial deviation and MP joints, the effect of these anatomical forces also favor collapse and ulnar deviation of these joints. There are different resources used in the treatment of this pathology, one being the use of bracing. Thus, this study aims to design and develop a bracing, articulate and original, with the function to correct the deformity in ulnar deviation of fingers and promote functionality. For both methodological procedures were divided into: Recognition of Needs; Specification and Concept. After Bibliographic survey, anthropometric study came to the sketch and the concept of the project. As a result we obtained the first prototype in material available and using the CAD program Solid Edge Insight TM has been proposed a prototype scanned of the orthosis, setting out proposals and requirements for the development of bracing. The results we obtained two scanned drawings of the prototype and four prototypes in different materials, composed of nine parts (two lateral branches, an ulnar block, three bracelets and three rings), which show a stent mounted articulated. It was observed that the blockade of Ulnar deviation of fingers and allow flexion and extension and the MF's wrist. There were adjustments to the drawings in the course of the study, after completion of bench testing. We also found that the orthosis can be used bilaterally, using dorsal round rod in his right hand and left hand use ventral. The stent allows the function of the hand and has easy handling and placement.

Keyword: rheumatoid arthritis, deformity, ulnar deviation; orthoses.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Radiografia da Mão Humana.	20
Figura 2- Ossos Metacarpais	21
Figura 3 - Arcos da mão	22
Figura 4 - Colapso ligamentar do punho	24
Figura 5- Radiografia da mão com desvio ulnar dos dedos.	24
Figura 6 - Órtese estática para correção de desvio ulnar.....	32
Figura 9 - Órtese estática em posição funcional	33
Figura 7 - Órtese dinâmica para correção de desvio ulnar.....	33
Figura 8 - Órtese estática em posição funcional com correção de desvio ulnar dos dedos	33
Figura 10 - Órtese em Jeans para correção de desvio ulnar	34
Figura 11 - Órtese dinâmica curta para correção de desvio ulnar.....	34
Figura 12 - Mão Reumatóide.....	37
Figura 133 - Medidas antropométricas das mãos em milímetros (mm).....	42
Figura 14 - Forças aplicadas pela órtese para correção de desvio ulnar (alavanca simples).....	43
Figura 15 - Medidas Antropométricas utilizadas para Elaboração da Órtese.....	45
Figura 16 - Desenho do conceito da órtese.....	46
Figura 17 - Partes que compõe Protótipo 1 (pré protótipo)	47
Figura 18 - Protótipo em mão esquerda realizando os movimentos de punho e MF's (dedos)	49
Figura 19 – Pré protótipo em mão direita realizando os movimentos de punho e MF's (dedos)	49

Figura 20 - Primeira Imagem digitalizada a órtese proposta sendo a, b, c e d (eixo x,y,z).....	50
Figura 21 - Segunda Imagem digitalizada a órtese proposta sendo a, b, c e d (eixo x,y,z).....	51
Figura 22 - Peças em impressão em gesso	52
Figura 23 - Haste Ulnar em impressão em gesso.	53
Figura 24 - Haste antebraço em impressão em gesso	53
Figura 25 - Bloqueio ulnar em impressão em gesso	54
Figura 26 - Pulseira palmar em impressão em gesso.	54
Figura 27 - Pulseira punho em impressão em gesso.	55
Figura 28 - Pulseira antebraço em impressão em gesso.	55
Figura 29 - Anéis semicirculares em impressão em gesso.	56
Figura 30 - SILICONE P364A e Catalisador.....	56
Figura 31 - Suporte de vidro com bordas em alumínio para confecção do molde.....	57
Figura 32 - Molde em silicone com molde dos anéis.....	57
Figura 33 - Resina SG2000 e endurecedor. (poliuretano).....	58
Figura 34 - Peças em resina pura	58
Figura 35 - Protótipo em Resina com fibra de carbono. Haste ulnar e haste antebraço.	59
Figura 36 - Protótipo em metal. Haste ulnar e haste antebraço.	59
Figura 37- Rebites.....	60
Figura 38 - Protótipo em Resina.....	62
Figura 39 - Teste de bancada com órtese em resina e fibra de vidro	63
Figura 40 - Órtese em resina e hastes de metal	63
Figura 41 - Comparativo da órtese: haste redonda Ventral e Dorsal - extensão de punho e dedos.....	64

Figura 42 - Mão reumatóide de voluntária com Protótipo em Resina.....	65
Figura 43 - Apontamentos ao Protótipo em Resina.....	67
Figura 44 – mão esquerda com desvio ulnar – voluntária 2.....	68
Figura 45 - Mão reumatóide de voluntária 2 com a órtese com hastes metálicas.....	68
Figura 46 – Voluntária 2	70
Figura 47 Mão direita com desvio ulnar – voluntária 3.....	70
Figura 48 Correção com uso da órtese – Voluntária 3.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Percentis, média, desvio-padrão e coeficiente de variação do levantamento antropométrico dos operadores (dimensões da mão) (modificada de metros para milímetros)	40
Tabela 2 - Medidas em centímetros das variáveis antropométricas dos dedos das pesquisadoras (modificadas centímetros para mm)	41
Tabela 3 Medidas utilizadas para a elaboração da órtese	46
Tabela 4 Medidas goniométricas do desvio ulnar da órtese de resina	66
Tabela 5- Medidas goniométricas do desvio ulnar da órtese com haste de metal .	69
Tabela 6 medidas das correções com uso da órtese – Voluntária 3	71

LISTA DE SIGLAS

AR	Artrite Reumatóide
AOA	Anel em Oito Articulado
BVS	Biblioteca Virtual em Saúde
CPR	Comprimento da Palma na Borda Radial
CPC	Comprimento da Palma no Central
CPU	Comprimento da Palma na Borda Ulnar
CFP	Comprimento da falange proximal
DAM	Distância Metacarpo
DIFP	Distância da interfalangeana proximal
DFP	Distância da falange proximal
DFM	Distância da falange média
IFD	Interfalangeana Distal
IFP	Interfalangeana Proximal
MF	Metacarpofalangeana

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. OBJETIVOS	19
2.1. Objetivo Geral	19
2.2. Objetivos Específicos	19
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA:	20
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
4.1. Anatomia funcional e Biomecânica da mão.....	20
4.2. Artrite Reumatóide	23
4.2.1. Fisiopatologia da Deformidade em Desvio Ulnar dos Dedos:	24
4.3. Órteses.....	26
4.3.1. Definição e Classificação das Órteses	27
4.3. 2. Órteses no Tratamento da Artrite Reumatóide	29
4.3.3. Modelos de órteses para correção de desvio ulnar dos dedos.	32
5. METODOLOGIA.....	35
6. DESENVOLVIMENTO DO PROJETO DO PRODUTO	37
6.1 Reconhecimento da Necessidade	37
6.2. Especificação:	39
6.4. Desenvolvimento do Protótipo:.....	44
6.4.1 Desenhos Preliminares do Protótipo	44
7. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	47

7.1 . Protótipo 1: Modelo em alumínio e termomoldável	47
7.2 Protótipo: Desenho 1	50
7.3. Confeção das peças	52
7.3.1. Impressão em Gesso	52
7.3.2. Confeção de molde em silicone.....	56
7.3.3. Confeção de peças em resina	57
7.3.3.1 Resina	57
7.3.4. Prototipagem em Resina e Fibra de vidro.	58
7.3.5. Prototipagem em Resina e Fibra de Carbono	59
7.3.6. Prototipagem em metal	59
7.3.7. Fixação peças com rebites.....	60
7.4. Montagem dos protótipos	60
7.4.1. Teste de bancada nos pesquisadores (sem deformidade).....	60
7.4.1.1. Órtese em resina com fibra de vidro e fibra de carbono.....	61
7.4.1.1.1 Órtese em resina com fibra de vidro e rebites de metal aeronáutico. 62	
7.4.1.2. Órtese em resina e hastes em metal.....	63
7.4.2. Testes de bancada em portadores de deformidades	65
7.4.2.1. Teste de uso da órtese de resina com fibra de vidro : Voluntária 1.....	65
7.4.2.2. Teste do uso da órtese com haste de metal.....	67
7.4.2.2.1 Voluntário 1	67
7.4.2.2.2 Voluntário 3	70
8. CONCLUSÃO.....	74

ANEXO A - Parecer Comitê de Ética em Pesquisa.....	80
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	81
APÊNDICE B – Questionário de Avaliação Segundo Usuário	83

1. INTRODUÇÃO

A mão humana é uma delicada e complexa organização de multissistemas que promovem informações sensoriais e de execução motora precisa. (BOWERS, 1992). Os estudos em reabilitação da mão, bem como o restabelecimento da função, são desafiadores, já que a mão é necessária para o desempenho da maioria das atividades da vida diária, vocacionais e avocacionais, bem como para comunicação. A estrutura anatômica da mão constitui-se por 27 ossos, 33 músculos, três nervos periféricos, um complexo sistema vascular e outras estruturas como ligamentos, cápsulas articulares, bainhas tendinosas e polias, todas alocadas dentro de uma camada de pele, de aproximadamente 2mm de espessura. (UCHÔA, 2005).

A mão, importante para funcionalidade Humana, está envolvida em praticamente todas as atividades de vida diária apresentando assim uma variedade de funções para um perfeito funcionamento (FREITAS, 2005).

Uma mão lesionada ou acometida por alguma patologia ou deformidade, torna-se disfuncional e para tanto faz-se necessário a Reabilitação da Mão lesada.

Este Estudo procura realizar o desenvolvimento de uma órtese mais funcional para portadores de Artrite Reumatóide (AR). Verificou-se que não há registros, literários e no Instituto Nacional de Produtos Industriais (INPI), de órteses ou equipamentos auxiliares, para membro superior para correção de deformidade em desvio ulnar dos dedos para portadores de artrite reumatóide, que distribuam as forças desde o antebraço até a articulação metacarpofalangeana e que favoreçam os graus de liberdade de movimento articular nas articulações envolvidas (articulações do punho e metacarpofalangeana). As órteses existentes, seja pelo modelo ou material utilizado, podem de certa forma, desfavorecer a funcionalidade do indivíduo durante esse processo de tratamento, e assim desfavorecer os objetivos da reabilitação da mão.

Sabe-se que a Artrite reumatóide (AR) é uma doença crônica e multissistêmica, que afeta o indivíduo como um todo, de etiologia desconhecida, e possui como característica uma inflamação sinovial persistente com efeitos periarticulares de maneiras simétricas e cumulativas. Os principais sinais e sintomas apresentados na fase aguda são as dores nas articulações, edemas e rigidez matinal, que incluem o punho e dedos em aproximadamente 75% dos casos e

geralmente esses indivíduos sentem os efeitos da doença nas mãos e nos membros superiores, o que causa um grande impacto nas habilidades funcionais. (SILVA et al, 2008). É uma doença bastante comum, que atinge 3% da população adulta. (GOLDING, 2001). As mulheres são três vezes mais afetadas que os homens e a prevalência aumenta com o aumento da idade, sendo que no grupo mais idoso as diferenças não são tão marcantes. (SKARE, 1999).

Qualquer articulação pode ser atingida, no entanto, as articulações mais comumente atingidas são a segunda e a terceira articulações metacarpofalangeanas (MF), e segunda e terceiras articulações Interfalangeanas proximais (IFP), punhos, joelhos, cotovelos e ainda com menor incidência, no ombro, quadril e articulações interfalangeanas distais (IFD) (YASUDA, 2008 apud PINCUS, 1996).

Nas mãos as deformidades causadas pela Artrite reumatóide (AR) podem atingir todas as articulações causando subluxações e deformidades em MF, interfalangeanas (IFs) e punhos. Em uma mão saudável há um equilíbrio de forças e funcionamento entre o músculo, o sistema tendíneo, o sistema ósseo e as estruturas articulares. Na AR, a sinóvia inflamada pode resultar em distensão capsular, destruição da cartilagem, erosões subcondrais, perda das inserções ligamentares com conseqüente perda das funções de deslizamento dos tendões, e finalmente, levando a uma desorganização articular. (CALLINAN, 2005).

Dentre as deformidades causadas pela AR está o desvio ulnar dos dedos (foco deste estudo), que é causado pela destruição dos ligamentos do punho que força um movimento no sentido do desvio radial do punho e acaba sendo transferida uma força excessiva nos tendões extensores que favorecem o colapso dos ligamentos dos dedos, culminando no desvio ulnar das articulações MF (LEDE e VELDHOFEN, 2002). Com a progressão do processo da doença reumatóide, o equilíbrio muscular normal é afetado e as estruturas do sistema ligamentar são atingidas, com conseqüente desenvolvimento de deformidades manifestadas pelo aumento do desvio ulnar. Uma vez ocorrido o desvio, as forças deformantes, desencadeadas por pressões externas (manuseio de objetos com movimentos na direção ulnar) e/ou internas (desequilíbrio das estruturas articulares e musculares) acabam favorecendo a progressão da deformidade. (NOORDEHOEK, 2004)

O tratamento dessa patologia crônica é apresentado como um desafio complexo, pois esta doença não envolve somente as articulações, mas todos os tecidos. A reabilitação parte de um processo avaliativo adequado. Na AR, o objetivo

principal é a diminuição da dor, da inflamação, facilitação do alinhamento articular, aumento da função e da capacidade de realizar as atividades do dia a dia, utilizando entre outros recursos terapêuticos, as órteses. (KURAN et al, 2008)

Sendo assim, para a elaboração deste estudo, objetivou-se o desenvolvimento de uma órtese que possibilite a função da mão em uma posição mais próxima do normal, evitando pioras da(s) deformidade(s), que promova o alinhamento das estruturas músculo-esqueléticas, corrigindo a deformidade em desvio ulnar dos dedos, e respeitando a biomecânica da mão, ou seja, o eixo de movimento de flexão/extensão de punho, da articulação metacarpofalangeana (MF), bem como permitindo a abdução-adução dos dedos.

Este estudo descritivo quantitativo de desenvolvimento de produto engloba uma revisão bibliográfica inicial e a metodologia para o desenvolvimento do produto (órtese) para a correção da deformidade em desvio ulnar dos dedos para o tratamento da artrite reumatóide.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Tem por objetivo projetar e desenvolver o conceito de uma órtese nacional, articulada e original, com a função de corrigir a deformidade em desvio ulnar dos dedos para portadores de Artrite Reumatóide de fácil colocação e higienização.

2.2. Objetivos Específicos

Para isto será necessário atender os objetivos específicos, a saber:

- determinar o modelo e protótipo utilizando o programa CAD Solid Edge
- Classificar os possíveis materiais;
- Dimensionar a órtese de acordo com os materiais disponíveis
- Realizar ensaios mecânicos.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA:

A revisão bibliográfica foi realizada a partir de pesquisa às Base de dados CINAHL, PUBMED/MEDLINE, WEB OF SCIENCE, COCHRANE LIBRARY, SCOPUS utilizando-se descritores cadastrados na Biblioteca Virtual em Saúde (BVS): *Rheumatoid Arthritis AND splint OR orthoses AND ulnar deviation AND Hand AND fingers*. Nas bases de dados SCIELO e LILACS utilizou-se os termos em português equivalentes: *artrite reumatóide AND órteses AND desvio ulnar AND Mão AND dedos*. Restringindo-se a pesquisa à artigos disponíveis na íntegra, na língua inglesa e portuguesa.

4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

4.1. Anatomia funcional e Biomecânica da mão

A Mão é composta por 27 ossos (Fig.1), que conjuntamente a um arranjo complexo de ligamentos e unidades músculo-tendinosas são responsáveis pela mobilidade e estabilidade das articulações da mão. O arranjo original e a mobilidade dos ossos da mão favorecem uma base estrutural para a adaptabilidade funcional (STRICKLAND, 1987).

Figura 1- Radiografia da Mão Humana.FONTE: <http://www.brasilescola.com>

A articulação do punho consiste em oito ossos carpais divididos em duas fileiras: fileira proximal que articula com os ossos rádio e ulna (com exceção do osso

psiforme que se articula com o cuneiforme ou piramidal); e a fileira distal, que é composta por quatro ossos que articulam com os cinco ossos metacarpais.

Figura 2- Ossos Metacarpais Fonte: Netter, 2000.

A base de cada osso metacarpal (Fig.2) articula-se com a fileira distal do carpo e o carpo articula-se com o esqueleto do antebraço através de uma fileira proximal. Como o esqueleto da mão consiste em cinco cadeias poliarticulares, é suscetível à deformação. O esqueleto da mão é dividido em cinco raios, cada um deles formando uma cadeia poliarticulada que abrange os ossos metacarpais e os ossos das falanges (LEDE e VELDHOFEN, 2002). O raio radial ou primeiro raio, que é mais curto, é constituído apenas por três ossos – um metacarpo e duas falanges; sua considerável importância e originalidade baseiam-se essencialmente em sua grande liberdade de movimento (STRICKLAND, 1987).

Os ossos da mão possuem um arranjo de três arcos (Fig.3), dois transversalmente orientados e um longitudinalmente. Estes posicionam a mão em forma de arcos de movimento em que a mão é capaz de realizar a posição de preensão esférica e a esses movimentos são primordiais para propiciar a melhor preensão de objetos, e também devemos citar os arcos oblíquos da oposição entre o polegar e cada um dos dedos, todos propiciando o melhor funcionamento da mão (TUBIANA, 1996).

Os ossos são responsáveis pela rigidez dentro do segmento de um membro, as articulações promovem graus de liberdade de movimento e os músculos realizam o movimento dos segmentos rígidos entre si. Um bom funcionamento de todo este mecanismo está diretamente relacionado a estabilidade articular e a realização do próprio movimento (graus de liberdade) (HOLLISTER, 1992).

Figura 3 - Arcos da mão . Fonte :Bowers in Stanley, 1992

O movimento é essencial para a vida. Ocorre tanto nos processos vitais, como a circulação sanguínea, respiração e contração muscular, mas também em outras atividades, como caminhar, inclinar-se e segurar objetos, também envolve inerentemente o movimento. Em termos mecânicos existem duas formas de movimento: (1) linear ou translacional, no qual o corpo se movimenta ao longo de uma linha reta (movimento retilíneo) ou de uma linha curva (movimento curvilíneo) e (2) angular ou rotacional, no qual o corpo roda ao redor de um eixo de rotação (WHITTING, 2009).

Os movimentos realizados pelo ser humano são uma combinação de movimentos lineares e angulares em atividades funcionais do corpo e para tanto necessitam da atividade músculo-esquelética, ou seja, relacionadas aos ossos, músculos e ligamentos que exigem movimentos sincronizados para a realização de cada ação ou atividade.

Para que ocorram os movimentos lineares e angulares existem cadeias de estruturas que tem a função de fixar e facilitar a execução do mesmo, que são os ligamentos, cápsulas articulares, líquido sinovial e a cartilagem.

Para a movimentação da maneira que conhecemos, ocorre a associação dos movimentos lineares e angulares, dos movimentos translacionais e rotacionais.

O eixo de rotação entre dois ossos pode ser definido como uma linha que não se move em relação a qualquer osso, enquanto que esses ossos se movem em torno de si. Em muitos eixos de movimentos da mão esta linha passa através de um osso, e assim, ela continua imóvel em relação ao osso que está em movimento (HOLLISTER, 1992). Desencadeando uma cascata de movimento.

Na maioria das vezes a musculatura intrínseca da mão (pequenos músculos que realizam os movimentos finos dos dedos) é responsável pela configuração dos

arcos da mão, e quando ocorrem alterações como a paralisia desta musculatura ou colapso ósseo ocorre mudanças que podem contribuir para uma deformidade ou incapacidade, levando a prejuízo funcional (STRICKLAND, 1987).

4.2. Artrite Reumatóide

A artrite reumatóide (AR) atinge com maior frequência os jovens e os adultos de meia idade, porém podem surgir em qualquer idade, sendo que nas mulheres pode acometer até 70% dos casos. É de etiologia desconhecida, mas existem indícios de associação com infecções, autoimunidade, hereditariedade, clima, trauma, fatores endócrinos, psicológicos e hepatopatias. É uma patologia generalizada do tecido conjuntivo, que envolve estruturas articulares e extra-articulares, podendo causar lesões musculares, nervosas, tendinosas, vasculares, cardíacas e linfáticas (GOLDING, 2001).

Segundo Skare (1999), na AR, o envolvimento articular é cíclico caracterizado por freqüentes exacerbações e remissões, podendo se tornar crônico e destrutivo. Embora todas as articulações potencialmente possam estar envolvidas, é comum dizer que as articulações do esqueleto periférico, com exceção das Interfalangeanas distais (IFD), são mais acometidas, e há um raro envolvimento do esqueleto axial com exceção da coluna cervical. Nesta patologia, há uma simetria no aparecimento da doença, sendo que esta atinge bilateralmente as articulações, em espelho, mas em casos atípicos, quando afeta as grandes articulações, essa simetria pode não ocorrer.

A mão na artrite reumatóide está quase sempre envolvida, sendo características o aparecimento de edema nas Interfalangeanas proximais (IFP), dando ao dedo um aspecto de fuso, e em metacarpofalangeanas (MF's). Com a evolução da patologia há aumento das deformidades, as articulações MF's tendem a ficar luxadas e a desviar para o lado ulnar. Anatomicamente, pode-se notar que a mão desempenha as funções mais delicadas com a porção radial, onde estão o polegar e o indicador. Já a porção ulnar é a que mais participa e fornece suporte em situações em que se exige força e assim, pode-se tentar explicar o porquê de na AR haver uma tendência ao desvio dos dedos para o lado ulnar (SKARE, 1999).

4.2.1. Fisiopatologia da Deformidade em Desvio Ulnar dos Dedos:

A inflamação Sinovial e edema são as consequências iniciais da artrite reumatóide e podem existir em algumas ou todas as articulações a serem examinadas. Os mediadores inflamatórios, como complemento, levam à liberação de enzimas, incluindo proteases e collagenases que, por sua vez, levam à destruição da cartilagem e ligamentos que levam à alterações do movimento articular, instabilidades, consequentes deformidades do punho e das articulações MF que estão envolvidos com mais frequência, sendo sujeitos à uma deformidade mais severa (LEDE e VELDHOFEN, 2002).

Quando há a destruição dos ligamentos e cartilagens do punho as forças musculares e fatores anatômicos causam o colapso do punho em desvio radial e as articulações MF, como consequência a essas forças anatômicas e visando propiciar um equilíbrio, entram em colapso e favorecem o desvio ulnar dessas articulações (Fig.4 e Fig.5) (LUBAHN apud MACKIN, 2002).

Figura 4 - Colapso ligamentar do punho favorecendo a deformidade dos dedos

Figura 5- Radiografia da mão com desvio ulnar dos dedos.

Segundo Lede e Veldhoven (2002), as deformidades mais comuns nas mãos afetadas pela artrite reumatóide podem ser definidas e classificadas como:

- (1) subluxação dorsal da ulna em relação ao radio na articulação rádio-ulnar distal com uma cabeça ulnar muito proeminente;
- (2) Subluxação palmar do punho com um deslocamento lateral e palmar do tendão extensor ulnar do carpo. Isto causa um enfraquecimento da extensão do punho com um aumento do desvio radial;

(3) translação radial da fileira proximal do carpo com simultânea translação da fileira distal, e como resultados um rotação da articulação rádio- carpal. No entanto, na artrite juvenil e 25% dos adultos, o punho desvia ulnarmente.;

(4) deformidade em zigzag dos dedos devido à falta de força estabilizadora em um sistema bi-articular, forçando assim um deslocamento uma das duas articulações em uma posição diferente, podendo ser chamada de escoliose da mão;

(5) zigzag lateral do punho com desvio ulnar da articulação metacarpofalangeanas;

(6) Subluxação MF e deslocamento ulnar devido à sinovite crônica, a inflamação das estruturas de coaptação e ruptura de polias.

(7) deformidade em pescoço de cisne nos dedos: hiperextensão de interalangeanas proximais com deformidades em zigzag ou hipertonicidade da musculatura intrínseca.

(8) Deformidade em botoeira ou Boutonniere, com flexão de interfalangeana proximal, que pode ou não ser acompanhado de extensão de interfalangeana distal, devido a sinovite crônica e a subluxação palmar dos tendões extensores;

(9) Mallet finger: flexão da falange distal como resultado da ruptura do tendão extensor;

(10) deformidades do polegar

Sendo assim, uma das deformidades características da AR é o desvio ulnar dos dedos que é caracterizado por alteração nas articulações metacarpofalangeanas (MF's). O desvio ulnar é facilitado pela própria arquitetura e biomecânica das MF's, pois durante a realização da preensão de objetos e principalmente durante a realização de pinça lateral são transmitidas forças as MF's do 2º e 3º dedos no sentido ulnar e que chegam ao 4º e 5º MF's. As articulações MF's permitem uma ampla gama de movimentos que estão sujeito a tensões durante as atividades funcionais. Geralmente, essas deformidades iniciam-se com componentes fixos, podendo citar a subluxação palmar dos dedos indicador e médio, e os demais dedos vão sendo empurrados, acompanhando a deformidade, potencializando os tendões extensores, localizados nos espaços metacarpais, havendo desvios (ARAÚJO, 2006; FESS e PHILIPS, 1987).

4.3. Órteses

Órteses são todos dispositivos aplicados a quaisquer partes do corpo, que tem como função, estabilizar ou imobilizar, prevenir ou corrigir deformidades, proteger contra lesões, auxiliar na cura ou maximizar a função (DESHAIES, 2005; ASSUMPÇÃO, 2005). Órteses, segundo a Organização de Normas Internacionais (International Standards Organization) é um dispositivo externo ao corpo e é usado para modificação de características funcionais e/ou estruturais do sistema neuromusculoesquelético.

A palavra órtese é derivada do grego *ortho*, que significa reto, direito ou correta. O termo *orthosis* originou após a segunda Guerra Mundial, sendo este o termo mais utilizado. Outro termo constantemente utilizado é o *brace*, que geralmente denota um dispositivo feito com termoplástico de alta temperatura ou com metal para uso por tempo prolongado. Também pode ser chamado de *splint*, palavra de origem holandesa, que significa dispositivo para imobilização de lesões (ASSUMPÇÃO apud Freitas, 2005)

No entanto, esta palavra não satisfaz os terapeutas e ortotistas, já que a descrição do termo refere-se apenas a dispositivo madeira ou metal colocado pernas ou braços quebrados ou qualquer outro osso, não relacionando-se a função. Fess (1981) descreve a função do *splint ou órtese*, como forma preventiva de deformidades e substituindo a força muscular diminuída ou ausente.

Essas órteses, historicamente, utilizavam materiais variados para a sua confecção, desde metais, madeiras ou qualquer materiais disponíveis na época, sendo estes dispositivos criados de acordo com a necessidades individuais do paciente (ASSUMPÇÃO, 2005).

Vários foram os autores que descreveram o uso da órtese, mas foi Bunnell, em 1944, que descreveu uma vasta revisão de órtese para pacientes operados. Inicialmente os materiais utilizados eram limitados, sendo usado o gesso, metal, madeira, arames, feltro e couro. Em 1964, nos Estados Unidos, com o avanço das pesquisas e da área de reabilitação de mão, foi desenvolvido o primeiro material termoplástico de baixa temperatura. Este recurso veio para facilitar o desenvolvimento de programas mais efetivos de reabilitação e de elaboração de órteses com indicações e modelos específicos de acordo com as necessidades apresentadas pelo paciente (ASSUMPÇÃO apud Freitas, 2005).

4.3.1. Definição e Classificação das Órteses

Lesões do aparelho locomotor geralmente são tratadas por manipulação, tração, imobilização, massagem, frio, calor, eletricidade, radiação. Estas formas de energia são aplicadas manualmente ou através de dispositivos. A órtese é um desses dispositivos, que uma vez aplicado ao membro, exerce um efeito sobre o mesmo.

O *design* da órtese inicia-se com um estudo das leis da física que direcionam a função e a construção deste dispositivo. Para a confecção da órtese consideram-se as leis da gravidade e da ação e reação. Sendo assim deve sempre considerá-las e principalmente não negligenciá-las quando se pensa na construção de uma órtese, bem como considerar a função da mesma. A função principal da órtese é otimizar o sistema locomotor, mas antes de tudo deve-se considerar os princípios físicos, e assim, especificar as adaptações anatômicas, as funções individuais e as considerações patológicas (LEDE e VELDHoven, 2002)

De acordo com o sistema classificatório de órtese elaborado por Fess em 1981, ainda usado atualmente, as órteses são classificadas por três critérios: (1) as forças aplicadas de acordo com os planos espaciais que elas ocorrem ; (2) o local anatômico que eles ocorrem; (3) o objetivo cinemático principal da órtese. Como já citado, as órteses são dispositivos acoplados externamente ao corpo para tratamento de uma incapacidade ou disfunção física e tem como objetivo: estabilizar/promover o repouso das articulações, tendões, ligamentos e músculos; manter determinado alinhamento ósseo; posicionar; imobilizar; prevenir deformidades e contraturas em posição viciosa; substituir a função muscular perdida ou debilitada; bloquear movimentos indesejados; proteger processos cicatriciais pós-cirúrgicos e/ou melhorar a função (DESHAIES, 2002; FESS, 1995).

As órteses, segundo as características mecânicas, podem ser classificadas em dois tipos: estática e dinâmica. "Estático" é um adjetivo usado na medicina para designar uma pessoa que está imóvel ou cujo estado não é nem melhorar nem piorar. Em ortopedia, a órtese estática refere-se a um aparelho que permite pouco movimento ou o não movimento. Não há nenhuma referência implícita ao objetivo do aparelho ou a forma como o paciente deve utilizá-lo. De fato, muitas órteses estáticas são projetadas para estabilizar articulações proximal, para que os membros distal possam se mover mais facilmente e com menos dor (LEDE e

VELDHOVEN, 2002). A órtese estática é muito utilizada na AR, pois é efetiva no tratamento da dor articular, redução da sinovite e inflamação, além de manter o alinhamento articular e prevenir deformidades (CHACKO; ROZENTAL, 2008; MELVIN, 1989). Não possui componentes móveis e é utilizada para imobilizar a articulação com o objetivo de proteger, reduzir dor, evitar encurtamentos e/ou deformidades (BELKIN; YASUDA, 2005) e manter o alinhamento articular (BOOZER E SWANSON, 1990).

As órteses dinâmicas necessitam de maior participação do paciente. Essas são, por definição, dispositivos que iniciam ou promovem movimento. Elas são substitutos para a perda de força muscular e possuem uma fonte autônoma de energia. A órtese dinâmica possui elementos que permitem ou facilitam o movimento através de uma força externa aplicada com o intuito de deformar os tecidos, restaurar ou controlar os movimentos (LEDE e VELDHOVEN, 2002).

Lede e Veldhoven (2002) enfatizam que existe, além da órtese dinâmica, uma outra classificação das órteses que permitem movimento e são baseadas na cinética, sub área da mecânica, que estudam as forças (fontes de energia). Estas, iniciam o movimento dos corpos ou de dispositivos (continuidade do movimento articular, em que se faz distinção entre os caminhos do movimento linear e do movimento circular), e assim, se relacionam com as órteses que apresentam dobradiças, onde permite o movimento e em que o paciente inicia ativamente o mesmo. Não possuindo nenhuma fonte independente de energia, afirmam que estas órteses não podem ser chamadas de dinâmica e sim de móveis ou cinéticas.

Na maioria das vezes órteses móveis ou cinéticas são usadas seletivamente para excluir certos padrões (patológico) de movimento.

Quanto a fabricação, a órtese pode ser classificada em 2 tipos: pré-fabricada e confeccionada sob medida. A órtese pré-fabricada possui tamanho definido, é fabricada em série e geralmente confeccionada em oficinas ortopédicas especializadas (DESHAIES, 2005) com material termomoldável de alta temperatura (TEIXEIRA, 2003) e outros materiais (prata, aço, silicone, etc). A órtese sob medida é confeccionada pelo terapeuta diretamente sobre a pele do paciente respeitando suas individualidades (BOOZER, 1990; TEIXEIRA, 2003), avaliando princípios anatômicos e as forças aplicadas para determinar a eficácia, o conforto e a proteção adequada à articulação (ELUI et al, 2002).

Segundo Merrit (apud LEDE &VELDHOVEN, 2002) ambas as órteses, tanto a de repouso quanto a dinâmica, são geralmente prescritas e eficazmente aplicadas, baseadas em consenso de estudos clínicos. De acordo com ela, a maioria das prescrições é, exclusivamente com base empírica nas observações e deduções teóricas, sem uma evidência clínica. A questão que se levanta é que qualquer evidência biológica em favor do uso da órtese necessita de maiores estudos para provar eficácia. Na opinião dos autores deve-se questionar se a órtese será eficiente, considerando que as exigências sobre o terapeuta e o paciente são altas e resultados positivos são difíceis de avaliar (LEDEeVELDHOVEN, 2002).

4.3. 2. Órteses no Tratamento da Artrite Reumatóide

A aplicação de órteses para o tratamento conservador em pacientes com a Artrite Reumatóide é recomendada (TIJHUIS, 1998). Sua principal função é otimizar o aparelho locomotor por meio de força externa que exerce para influenciar a mobilidade articular. Este é um recurso importante para o tratamento de afecções musculoesqueléticas, uma vez utilizado, auxilia na obtenção de resultados mais precoces, abreviando o tempo de tratamento, reduzindo o estresse sobre os tecidos e restaurando e aumentando a função dos membros. Estes dispositivos baseiam-se em princípios mecânicos de engenharia e assim favorecem a confecção adequada e bem adaptada ao corpo. Geralmente, funcionam como um sistema de alavancas de primeira classe, com três pontos de pressão atuando sobre as extremidades e assim distribuindo a força e a pressão (LUZO et al, 2004).

Nas órteses confeccionadas sob medida pelos terapeutas para tratamento da AR, o material mais utilizado é o termomoldável de baixa temperatura. Existem no mercado diferentes tipos deste material, com mais borracha ou plástico em sua composição, diferenças nas rigidezes, na capacidade de deformação, textura, memória, podendo ser perfurados ou não, variando o tipo de aderência e acabamento, e até mesmo a cor, que precisam ser considerados no momento da confecção (CALLINAN, 2005).

As órteses são utilizadas para retardar o aumento das deformidades causadas pela AR (não a evolução da doença) e promove uma independência funcional. No entanto, para estruturas com deformidades instaladas cronicamente a órtese não é capaz de realinhar para as posições originais.

Durante a Reunião de 1999 da Sociedade Britânica de Cirurgia da Mão, Lluch em 1999, mostrou que a correção cirúrgica do desvio ulnar das MF's tem um efeito significativamente positivo sobre desvio de punho. Ele acredita que o desvio radial do punho é causada pela necessidade funcional do paciente para manter o dedo médio em alinhamento com o antebraço. Esta teoria sustenta que o uso da órtese para correção dinâmica de desvio ulnar (alinhamento), não está necessariamente ligado a tala no punho, pois antes pensava-se que o punho era responsável pelo desvio ulnar dos dedos. Sendo assim, ocorrendo a correção do desvio ulnar, impede-se que haja um aumento tanto das deformidades de dedos quanto do punho (LEDE &VELDHOVEN, 2002).

Dentre os aspectos levantados e pela experiência clínica das pesquisadoras é notado que as órteses para correção do desvio ulnar dos dedos (Fig. 6 a 11) utilizadas na prática clínica no Brasil, seja no tratamento conservador ou pré e pós-cirúrgico, podem restringir a ação das articulações não afetadas no membro superior, mas principalmente dificultar a funcionalidade do indivíduo durante a realização de suas atividades diárias, seja devido ao desenho do modelo ou pelo material utilizado.

A história da medicina demonstra que as órteses já eram usadas desde a antiguidade, porém aplicadas sem princípios e técnicas definidas e construídas de maneira artesanal e sem interesse pelos aspectos estéticos. Nos últimos anos houve um avanço nesta área de reabilitação, com a utilização de materiais mais leves e com técnicas mais sofisticadas que possibilitam melhores resultados funcionais (FESS, 2002).

Mesmo com os avanços tecnológicos, as órteses disponíveis no mercado e as mais utilizadas na clínica, atualmente, apresentam desvantagens, como pontos de desconforto, limitações na funcionalidade durante realização das atividades diárias, sensação de aquecimento ou não podendo ser usadas durante algumas atividades específicas, como verificado em alguns estudos. Apesar de não haver diferenças significativas para o uso de diferentes modelos de órteses, há diferenciações em relação ao conforto e a eficácia, no que se refere a aspectos do tratamento, como alívio da dor e diminuição do edema. (TIJHUIS, 1998; STERN, 1997).

De acordo com a observação clínica, as órteses utilizadas para a correção de deformidade em desvio ulnar, são eficazes para a correção da deformidade, no entanto, as órteses disponíveis, sejam pré-fabricadas ou confeccionadas sob

medidas, segundo os usuários/consumidor, são incômodas e limitam a função da mão, bem como possuem uma estética pouco aceitável e geralmente são de alto custo e uso complexo (NOORDEHOEK, 2007 MALCUS-JOHNSON, 1992).

Segundo Malcus-Johnson et al (2005), o tratamento terapêutico ocupacional para portadores de AR compreende a diminuição e/ou a prevenção da dor e posicionamento das articulações. Pode ser alcançadas através das mudanças no comportamento durante a realização das atividades, bem como propor alterações ambientais através do uso de tecnologia assistiva ou tecnologia de ajuda, sendo incluídas as órteses (*splints*).

Tuntland et al (2009) afirmam que utilização da Tecnologia Assistiva, como a órtese, é uma freqüente possibilidade para o tratamento não-farmacológico e intervenção não-cirúrgica para portadores de artrite reumatóide e que associados à estratégias de auto-ajuda são relatados como primordiais por um grupo de pacientes.

Para os terapeutas clínicos existe uma crença positiva sobre a eficácia das órteses, devido à grande diversidade de fatores que influenciam a reabilitação e o uso de órteses, sendo poucos os estudos na literatura que atingem o rigor metodológico, e assim acabam não apresentando evidências suficientes da eficácia das órteses, entretanto todos autores concordam sobre o uso regular das mesmas (HENDERSON; MCMILLAN, 2002), bem como apresentam a opinião favorável ao uso de acordo com a opinião dos pacientes, que preferem usar a órtese a não utilizá-la (EGAN et al., 2009).

Os objetivos das órteses na AR são predominantemente para reduzir a dor local e a inflamação seja por promover o alinhamento ou diminuir a movimentação. Além disso, são utilizadas para melhorar os padrões de movimento e a função fornecendo estabilidade para as articulações instáveis e prevenindo deformidades (VLIET VLIELAND, 2007).

A órtese na AR permite corrigir o desalinhamento articular e manter a mão em posição funcional prevenindo desta forma que se tenha um alongamento excessivo, ruptura ou deslocamento do tendão e ocorra uma deformidade articular em direção ao músculo tensionado. Se a órtese não for indicada no tempo correto e/ou no início do diagnóstico, as estruturas capsulares se remodelam na posição encurtada e juntamente com a retração da fibra muscular podem impedir que a articulação seja

corrigida e alinhada passivamente, evidenciando desta forma a importância deste recurso na prevenção da deformidade.

As órteses mais comumente utilizada no tratamento conservador da AR, são: órtese de repouso funcional para as mãos, abdutor de polegar, extensor de punho, órteses para dedo (anel de Murphy, silver ring splint, oval 8) e calçados especiais e palmilhas (EGAN et al., 2009; HENDERSON; MCMILLAN, 2002)

4.3.3. Modelos de órteses para correção de desvio ulnar dos dedos.

Os modelos mostrados nas figuras de 6 a 11 são os modelos mais utilizados no tratamento de portadores de Artrite reumatóide, sendo possível a partir das imagens, verificar que há eficiência na correção da deformidade e/ou melhora da função, no entanto, podemos observar que as mesmas possuem volume em palma da mão ou restringem o movimento do punho. Outra desvantagem em alguns modelos, observada a partir da prática clínica, é a dificuldade de cuidado com a órtese tais como a apresentada na figura 10 é que não podem ser higienizada com tanta frequência, pois são de materiais que não secam rapidamente e sujam facilidade.

Figura 6 - Órtese estática para correção de desvio ulnar. (a) mão em desvio ulnar; (b) órtese estática para correção; (c) vista ventral da mão com uso da órtese; (d) vista ventral aproximada

Figura 7 - Órtese dinâmica para correção de desvio ulnar. (a) mão em desvio ulnar; (b) órtese dinâmica para correção(vista lateral); (c) vista dorsal da mão com uso da órtese; (d) vista ventral

Figura 8 - Órtese estática em posição funcional com correção de desvio ulnar dos dedos (Fonte Luzo,M.C)

Figura 9 - Órtese estática em posição funcional (Fonte Luzo, M.C.)

(a)

(b)

Figura 10 - Órtese em Jeans para correção de desvio ulnar ; (a) Mão com deformidade em desvio ulnar; (b) Vista ventral da mão com correção do desvio.

(a)

(b)

(c)

(d)

Figura 11 - Órtese dinâmica curta para correção de desvio ulnar; (a) Mão com deformidade em desvio ulnar; (b) mão simulando alimentação sem órtese; (c) mão com órtese dinâmica; (d) Simulação de alimentação com uso da órtese

5. METODOLOGIA

Este trabalho, baseia-se na prática clínica em que foi observada as necessidades dos portadores de AR durante o tratamento conservador com uso de órtese. As queixas em relação ao uso incentivou o desenvolvimento da ideia de uma órtese que permitisse o livre movimento das articulações de punho e dedos, de maior conforto e que fosse de fácil colocação e higienização, sendo estes os apontamentos e queixas mais comuns dentre os usuários de órteses para a correção de desvio ulnar dos dedos.

Para tanto, utiliza-se a metodologia de projeto para o desenvolvimento segundo Asimow (1968), que são representações filosóficas e estratégicas para a condução de um projeto. Seguindo uma metodologia descritiva quantitativa para o desenvolvimento do protótipo.

O projeto se desenvolveu através da série de fases apresentadas dentro do modelo proposto por Asimow (1968); que se baseou na morfologia para o desenvolvimento de um projeto; uma nova fase não começará antes que a anterior esteja completa, mas esta determinação pode ser modificada para alguns casos.

O trabalho foi dividido em quatro fases, sendo a primeira fase a **de reconhecimento da necessidade** que está relacionada com informações sobre a necessidade da órtese. A segunda fase chamada **especificação** que inclui todas as especificações da órtese (esforços e medidas antropométricas). A terceira fase é o **conceito** que está relacionado com a ideia da órtese articulada, forma, design e dimensões. A quarta fase e última consiste na fabricação de **protótipos**, com a utilização do programa CAD solid edge Insight TM (CAD - *computer aided design* ou Desenho auxiliado por computador). Este programa possibilita incluir tipos de carga e restrição mais avançados, simplificação do modelo para simulações mais rápidas e tecnologia agilizando as iterações de projeto.

Essas fases podem ser modificadas através da verificação das necessidades de acordo com o decorrer da pesquisa, à medida que as avaliações e as otimizações dos protótipos julgarem-se necessárias, sendo melhor visualizado no fluxograma a seguir:

6. DESENVOLVIMENTO DO PROJETO DO PRODUTO

6.1.Reconhecimento da Necessidade

No tratamento da mão reumatóide estão envolvidos os tratamentos medicamentosos, a movimentação precoce, o uso preventivo de órteses, bem como o uso de órteses para correção de deformidades, dentre outros tratamentos. A ortótica compreende prescrição, seleção, modelo, fabricação, testes e treinamento no uso destes aparelhos especiais. A dificuldade de se tratar a mão reumatóide decorre da imprevisibilidade da doença, de modo que um bom resultado inicial pode deteriorar-se durante a progressão da doença e imprevisibilidade da mesma. Por isso, o programa de tratamento é individualizado, devendo ser monitorado cuidadosamente e modificado de acordo com as necessidades do paciente (LEDE e VELDHoven, 2002).

As deformidades em desvio ulnar das articulações MF's, em pacientes acometidos pela AR (Fig. 12), causam implicações funcionais e estéticas importantes. As órteses funcionais utilizadas no tratamento reabilitador deste tipo de patologia são eficazes desde que este desvio possa ser reduzido com facilidade, no entanto, se a subluxação palmar está instalada, as órteses perdem sua eficácia. Neste caso, é importante que a subluxação seja tratada anteriormente à correção de desvio ulnar, sendo assim, a órtese estática de repouso seria a mais eficaz (LEDE &VELDHoven, 2002).

Figura 12 - Mão Reumatóide.

Rennie (1996), em seus estudos demonstra que a órtese para correção de desvio ulnar, com dobradiça lateral em MF é capaz de exercer uma força suficiente que pode corrigir a subluxação palmar. Mostra também que este dispositivo articulado é capaz de corrigir de forma significativa o desvio ulnar de MF's do terceiro, quarto e quinto dedos e que a órtese não impede, segundo opinião dos pacientes o desempenho em atividades funcionais.

Após levantamento bibliográfico, verificou-se que pouco se fala sobre as órteses para a correção de desvio ulnar, observa-se também que não há inovações nos modelos apresentados, bem como diferenciação nos materiais utilizados para a confecção das órteses conhecidas no mercado para este tipo de deformidade (NOORDEHOEK, 2007; MALCUS-JOHNSON, 1992).

O desvio ulnar nos dedos é causado por uma combinação de deformidades, onde ocorre um desvio das falanges sobre a cabeça metacárpica e o deslocamento lateral da falange sobre o osso metacarpiano. (YASUDA, 2005). As órteses para a mão têm sido usadas no tratamento da AR com uma variedade de propósitos (FALCONER, 1992). Sendo o uso da órtese importante para a redução da inflamação, redução da dor evitar movimentos indesejáveis durante o desempenho ocupacional, aumentar a amplitude de movimento ou evitar a deformidade e propiciar o posicionamento correto das articulações (YASUDA, 2005).

Dessa maneira, faz parte da abordagem terapêutica a indicação/confecção de órteses com objetivo de manter as articulações acometidas em uma posição ideal para a realização da função e o bom desempenho nas atividades do dia-a-dia (BUCKNER, 2005).

O objetivo da órtese para correção de desvio ulnar é prevenir a subluxação dos ossos do carpo, a subluxação palmar (MF) e a perda da extensão das MF's, pois as forças ligamentares favorecem a flexão dessas articulações. Se há a tentativa de colocação com muita extensão das MF's, a pressão aplicada nos tecidos moles pode acarretar problemas. Por outro lado, se os ossos do metacarpo deslocam-se, a órtese não é mais indicada e neste caso sendo indicado um processo cirúrgico (LEDE &VELDHOVEN, 2002).

Constatou-se pouca literatura acerca dos modelos encontrados para o tratamento do desvio ulnar da mão reumatóide, bem como a experiência prática da atuação na prática clínica possibilitou a verificação e constatação de algumas queixas constantes dos pacientes em relação aos modelos de órteses utilizadas

que referem dores causadas pelas órteses principalmente na região do primeiro espaço e nas falanges, além da pouca correção dinâmica propiciada pela mesma, o desconforto, a dificuldade de uso durante as atividades cotidianas e a estética.

A partir dessas queixas relatadas, verificou-se a necessidade de um estudo de desenvolvimento de produto que conseguisse propor uma alternativa para o uso de uma órtese para correção de desvio ulnar dos dedos de pacientes com AR e que favorecesse as condições ao tratamento. Sendo assim, este estudo para a pesquisa de desenvolvimento de modelo que possibilite a maior função das mãos, maior conforto, e desta forma propiciar maior aderência ao tratamento torna-se necessário.

6.2. Especificação:

Esta fase do projeto de produto envolve o desenvolvimento das especificações, ou seja, um pré-projeto com as reais necessidades para a elaboração do produto, para que este atenda as necessidades do usuário/consumidor. Sendo assim, buscou-se estudos antropométricos para a verificação das medidas padrões das mãos da população, objetivando-se uma linearidade e singularidade para a confecção do produto. Esta etapa compreende a fase pré-conceitual e informacional do desenvolvimento desta órtese.

6.2.1. Antropometria

Segundo Lida (2005), para o uso dos dados antropométricos deve-se levar em consideração a etnia, a profissão, faixa etária, época e algumas condições especiais como as condições que as medidas foram coletadas. Essas medidas devem considerar uma análise da tarefa, isto é, o tipo de função exercida pelo membro. Ainda segundo o mesmo autor, existem critérios para a utilização das medidas antropométricas já existentes. Em caso de materiais industriais, devido à diminuição de custos, os dados padronizados são mais utilizados.

No entanto, em alguns produtos, a falta de adaptação pode reduzir a eficiência do mesmo, sendo assim, os critérios utilizados para a aplicação da Antropometria devem considerar e preocupar-se com o dimensionamento da média da população, se é destinado para extremos na população, a quais faixas relativas

da população são destinatária do produto, se o produto é regulável e se os projetos serão adaptados ao indivíduo.

As antropometrias utilizadas são medidas estáticas, que são medições realizadas com o corpo parado ou com pouco movimento. Baseando-se nas medidas estáticas antropométricas das norma alemã (apud DIN 33402 de 1981) e adultos norte-americanos (apud Kroemer et al 1994), que fizeram estudos comparativos entre as medidas antropométricas das mãos de mulheres e homens, verificou-se que estas medidas são próximas nos dois grupo comparativo citados.

Em estudo brasileiro com operadores de motosserra, indexado na Revista Brasileira de engenharia Agrícola e Ambiental, realizado por Minetti em 2002 (Tabela 1) foi levantada a Antropometria da mão desses trabalhadores.

Tabela 1 - Percentis, média, desvio-padrão e coeficiente de variação do levantamento antropométrico dos operadores (dimensões da mão) (modificada de metros para milímetros)

Variável Antropométrica	Percentis Encontrados (mm)			Média (mm)	Desvio-Padrão (mm)	Coef. de Variação (mm)
	5%	50%	95%			
Largura da mão no metacarpo	80	90	96	89	5	3
Comprimento da mão na extremidade do dedo médio	169	195	216	191	1,7	2,8
Comprimento da mão na extremidade do dedo mínimo	142	155	170	156	8	7
Comprimento da palma da mão	95	105	118	105	7	4

Fonte: Minetti, 2002

Comparando-se as medidas dos estudos relatados verificou-se que não há diferenças significativas entre elas, sendo assim estas medidas foram base para as medidas utilizadas para determinar os tamanhos dos componentes da órtese (barras laterais) projetada neste estudo.

Levando em consideração a necessidade de utilização de medidas específicas das mãos dos pesquisadores (que foram sujeitos da pesquisa realizando os primeiros testes dos protótipos desenvolvidos), foi utilizado neste estudo medidas

das mãos dos pesquisadores, apresentada pelo estudo de Rodrigues (2010), além de outras medidas necessárias para a elaboração da órtese (tabela 2).

Estas medidas foram utilizadas para a determinação dos tamanhos dos anéis que compõe a órtese, estes responsáveis pelo bloqueio e posicionamento dos dedos para correção da deformidade em desvio ulnar.

Tabela 2 - Medidas em centímetros das variáveis antropométricas dos dedos das pesquisadoras (modificadas centímetros para mm)

Dedo indicador	Pesquisadora1	Pesquisadora2	Média	Mediana	Desvio padrão
DIFP	19	19	19	19	0
DFP	21	20	20,5	20,5	0,707
DFM	18	17	17,5	17,5	0,707
CFP	22	25	23,5	23,5	2,121
CFM	17	17	17	17	0

Medidas das variáveis antropométricas do dedo indicador direito das pesquisadoras (P1 e P2). DIFP (distância da interfalangeana proximal); DFP (distância da falange proximal); DFM (distância da falange média); CFP (comprimento da falange proximal); (medidas modificadas para centímetros
Fonte: Rodrigues, 2010.

Em 2009, PASCHORELLI et al, realizou estudo sobre a variabilidade antropométrica entre as mãos de destros e canhotos de uma cidade do interior paulista e obteve resultado similar aos citados anteriormente, e reforçando a similaridade entre os dois lados (Figura 13).

Figura 13 - Medidas antropométricas das mãos em milímetros (mm) FONTE: Paschoarelli et al (2008).

Verificamos a partir desses estudos que não houveram diferenças nas medidas apresentadas nos tamanhos da palma e do punho e dedos, sendo possível utilizar como parâmetros, as medidas apresentadas nesses estudos como referencial, e assim determinar as medidas das peças componentes da órtese idealizada.

6.3. Conceito

A partir dos dados apresentados elaborou-se o projeto conceitual do produto. E assim, proporcionou-se um detalhamento da órtese, com as medidas das peças, tamanhos, localização e acoplamento, baseado nos conceitos biomecânicos.

Conforme explicitado, a população que utiliza as órteses para correção de desvio ulnar dos dedos necessita de uma órtese que proporcione o alinhamento das articulações do punho e metacarpofalangeana (MF) dos dedos, promovendo a correção desta deformidade.

O desenho idealizado para a confecção da órtese é composto por hastes com medidas de acordo com os estudos antropométricos, com fixação em 3 locais ou pontos (2/3 antebraço; parte distal do antebraço próximo ao punho e região média dos metacarpianos (palma da mão)).

A órtese é articulada para permitir a movimentação de punho e dedos conseguida pelo sujeito/usuário e distribuir melhor a pressão em todas as áreas de aplicação de forças no membro, apresentar fina espessura, com o objetivo de alcançar baixo peso além de permitir o uso concomitante em todos os dedos e apresentar pouco volume ventral facilitando a funcionalidade.

Para o desenvolvimento do conceito da órtese, com o objetivo de correção eficaz da deformidade, está baseada no sistema de 3 pontos de forças. Para a correção do desvio radial do punho temos a borda radial proximal do antebraço; borda ulnar do punho e borda radial distal do 2º Metacarpo; já para correção do desvio ulnar dos dedos os pontos são: borda ulnar proximal do 5º metacarpo, borda radial distal do 2º dedo e as bordas ulnares das falanges proximais de cada dedo, como demonstrado na Figura14.

Figura 14 - Forças aplicadas pela órtese para correção de desvio ulnar (alavanca simples)
*cada dedo tem uma alavanca.

Sendo as órteses um recurso necessário na reabilitação da mão e baseado em princípios biomecânicos da aplicação de forças para a correção da deformidade de ambas as articulações (punho e MF's) e da melhor distribuição de forças é que torna necessário o desenvolvimento deste estudo.

O produto final deverá apresentar uma aparência agradável e simples, com uma estética favorável ao seu uso, visando a não exposição à deformidade. Assim sendo, a órtese articulada possibilitará a colocação de adornos, segundo a vontade/desejo do indivíduo, podendo assim, favorecer a aceitação do uso deste recurso terapêutico e aderência ao tratamento.

6.4. Desenvolvimento do Protótipo:

Dando continuidade ao raciocínio do desenvolvimento do Produto foram utilizadas as medidas antropométricas nos estudos apresentados e determinaram-se as medidas padrões do punho, mão e dedos das pesquisadoras em consonância com os estudos antropométricos, sendo utilizados também medias das bordas laterais e a circunferência de palma de mão, bem como circunferência de antebraço foram obtidas através das média das medidas dos membros das pesquisadoras. Para o desenho e o desenvolvimento do mecanismo de funcionamento do produto confeccionado, foram utilizados os princípios biomecânicos para confecção de órtese (3 pontos) e baseado na experiência prática dos pesquisadores, desta forma chegando ao esboço do produto.

6.4.1 Desenhos Preliminares do Protótipo

A partir da prática dos pesquisadores e dos objetivos do estudo foi realizado o primeiro desenho do conceito da órtese e as denominações das medidas das mãos que foram utilizadas (Fig. 16).

Para a determinação dos tamanhos e medidas da órtese desenvolvida foram utilizadas as medidas da largura da palma da mão, a distância da prega do punho à base do osso metacarpiano do terceiro dedo, largura e altura das falanges proximais dos dedos II, III, IV e V dedos, do comprimento lateral da mão (distância entre o eixo de movimento do punho e o eixo de movimento da articulação metacarpofalangeana do V dedo das mãos), descritas na Tabela 3.

Figura 15 - Medidas Antropométricas utilizadas para Elaboração da Órtese (a) Imagem com medidas utilizadas (vista ventral); (b) Imagem com medidas utilizadas (vista dorsal) CPR (comprimento da palma na borda radial); CPC (comprimento da palma no central); CPU (comprimento da palma na borda ulnar); DAM (Distância Metacarpo)

Este dispositivo é composto por 2 hastes retangulares: uma haste palmar com dois pontos articulados, um no eixo de movimento de Metacarpofalangeanas (MF's) e outro no punho; uma haste no antebraço fixada no eixo do punho. É fixada na haste palmar em seu eixo da MF's a haste de bloqueio ulnar, a qual é fixado uma haste redonda que contém os 3 anéis de forma que estes possam deslizar nesta haste redonda e onde é realizada a força de correção do desvio ulnar dos dedos. (Fig.16).

Este dispositivo possibilita a função do usuário/consumidor, pois esta órtese promove o alinhamento do punho e das MFs permitindo que haja a flexão e extensão dessas articulações, bloqueando o desvio ulnar dos dedos durante a realização do movimento de pegar e soltar. Também possibilita que a mesma órtese possa ser utilizada em ambas as mãos, pois os pontos de fixação na mão (metacarpo, punho e antebraço), são ajustáveis, bem como os anéis, que são deslizantes e possibilitam o ajustamento em ambos os lados. (Fig.16b).

Figura 16 - Desenho do conceito da órtese. (a) Vista lateral da órtese; (b) vista ventral

Sendo assim, as medidas de referência utilizadas para a confecção das peças são dadas na tabela 3, a seguir:

Tabela 3 Medidas utilizadas para a elaboração da órtese

Variável antropométrica	Média (mm)
Largura da mão em MF	85
Comprimento da palma da mão	102
Comprimento da falange proximal	23,5
Distancia da falange proximal	20,5
2/3 do tamanho de antebraço	102
Circunferência da palma	190
Circunferência de punho	170
Circunferência antebraço	210

7. RESULTADOS E DISCUSSÃO

7.1 . Protótipo 1: Modelo em alumínio e termomoldável

A partir do material disponível, um protótipo foi confeccionado e ensaiado a tração para verificar a equivalência com os esforços combinados, simulando as forças exercidas pelo uso de um portador de AR. Este modelo contemplou as expectativas de movimentação das articulações MF's e do punho.

O protótipo foi confeccionado para uma melhor visualização da proposta da órtese a ser desenvolvida, com material metálico de alumínio, rebites e material termo-moldável de baixa temperatura, composto por 3 haste e anéis e apoios para punho e antebraço.

Através da confecção da órtese (Fig.17), com materiais disponíveis no Laboratório de Pesquisa e Inovação em Tecnologia Assistiva (LAPITEC) foi possível e também importante para confirmação das dimensões e proporções da órtese para então desenvolver um desenho digitalizado.

Figura 17 - Partes que compõe Protótipo 1 (pré protótipo)

- A) Base da órtese: uma haste que vai de 2/3 do antebraço até o eixo de movimento do punho;
- B) Ponto de fixação em antebraço, com material semi circular e fixação com velcro.
- C) Eixo de movimento e fixação da haste A e E.
- D) Ponto de fixação em punho, com material semi circular e fixação com velcro.
- E) Haste em Borda ulnar da mão.
- F) Ponto de fixação em palma;
- G) Eixo de movimento e fixação da haste E e H;
- H) Haste em borda ulnar do V dedo com haste fixada para a colocação dos anéis J.
- I) Haste para colocação de dos anéis. Esta haste curva segue o desenho de MF's, em que serão colocados os anéis. Há uma preocupação é a forma de colocação e retirada da órtese, sendo assim, os anéis terão uma movimentação livre. Há necessidade de se colocar uma forma de ajuste vazado com 1cm de deslize para adequar o comprimento da palma da mão e assim adequando par que a órtese acompanhe o eixo de movimento das MFs. Neste modelo a haste está no dorso da mão evitando assim volume na palma da mão
- J) Anéis: São três anéis semicirculares, de fácil colocação.

Com esta órtese foi possível verificar que a mesma pode ser usada tanto do lado esquerdo quanto direito (Fig. 18 e 19), e que os ajustes dos anéis deslizantes na haste possibilita conforto na colocação e retirada além de permitir o uso da mão.

Flexão de punho, MF e dedos

Extensão de punho flexão de MF e dedos

Em neutro

Extensão de punho e dedos

Figura 18 - Protótipo em mão esquerda realizando os movimentos de punho e MF's (dedos)

Flexão de punho e extensão de dedos

Extensão de punho e flexão de dedos

Em neutro

Extensão de punho e dedos

Figura 19 – Pré protótipo em mão direita realizando os movimentos de punho e MF's (dedos)

Verifica-se no pré-protótipo que o modelo proposto permite a movimentação das articulações do punho e MF's não limitando os movimentos de flexão e extensão de punhos, metacarpo e dedos, e bloqueando o desvio ulnar.

7.2 Protótipo: Desenho 1

Através do programa CAD – *Solid Edge* e do pré protótipo possibilitou-se o desenvolvimento do desenho com as possibilidades de movimentação e eixos de acordo com os planos de movimentos possíveis, mostrados na Figura 19, em diferentes ângulos. Com este programa também foi possível simular o uso de carga.

Durante a idealização do desenho neste programa verificou-se que o anel de bloqueio ulnar seria unilateral, isto é, seria utilizado apenas para a mão direita ou esquerda. O referido desenho (Fig.20) apresenta-se com anéis que também corrigem a deformidade de dedos - pescoço de cisne, podendo ser usado para a correção de mais de uma deformidade durante o uso. (RODRIGUES, 2010).

Figura 20 - Primeira Imagem digitalizada a órtese proposta sendo a, b, c e d (eixo x,y,z)

Com os testes realizados no programa, pode-se observar as angulações, os pontos possíveis de pressões, bem como verificar se o eixo de rotação nas articulações seriam favoráveis ao uso.

Também foram observados o design e algumas alterações necessárias para que fosse passar para uma próxima etapa no desenvolvimento do produto.

Algumas alterações feitas foram: a melhora no design do bloqueio ulnar (Fig.21), bem como a melhora no bloqueio para ser mais eficaz em sua proposta. A partir do primeiro desenho em CAD- Solid Edge ST2, também se verificaram a necessidade das alterações nas pulseiras, para melhorar o acoplamento na haste e nos segmentos corpóreos em que serão afixados.

Figura 21 - Segunda Imagem digitalizada a órtese proposta sendo a, b, c e d (eixo x,y,z).

Após a aprovação do modelo e teste de movimentação pelo programa CAD- *solid edge ST2* determinou-se o modelo para a próxima etapa do estudo.

7.3. Confeção das peças

7.3.1. Impressão em Gesso

Realizou-se a prototipagem das peças através da impressão em jato de tinta em gesso na Impressora Z Printer 310- ZCorporation. As peças foram separadamente impressas e assim possibilitando a melhor visualização e avaliação das mesmas para o uso.

O modelo é composto por 9 peças, sendo 3 anéis para 2º, 3º e 4º dedos e um anel com bloqueio para o 5º dedo (fixo), uma haste palmar que faz a ligação entre anel com bloqueio e haste de antebraço e três pulseiras, palmar, punho e antebraço, sendo cada peça identificada abaixo (Fig.22).

Figura 22 - Peças em impressão em gesso (1) haste ulnar; (2) Haste Antebraço; (3) Bloqueio Ulnar; (4)Pulseira Palmar; (5)Pulseira punho; (6)Pulseira Antebraço; (7,8,9) Anéis semi-circulares

As peças foram desenhadas a partir do estudo anatômico da mão, sendo respeitadas as curvas e as circunferências dos segmentos em que serão colocadas a órtese, tais como antebraço, punho e palma da mão, visando um dos objetivos proposto por este estudo, o conforto ao usuário.

A seguir se seguem as descrições de cada peça:

A. HASTE ULNAR (Fig.23): 66mm de comprimento de uma extremidade a outra. A distância entre os centro dos furos das extremidades é de 50mm e do centro do furo intermediário a uma das extremidades é de 20 mm. A largura da haste é de 16mm.

A haste possui uma largura ou espessura de 3mm em seu corpo e nas extremidades possui uma espessura de 1mm. O raio das extremidades é de 8mm e o raio do furo 2mm.

Figura 23 - Haste Ulnar em impressão em gesso.

B. HASTE ANTEBRAÇO: (Fig.24) 150mm de comprimento de uma extremidade a outra. A distância entre os centro dos furos das extremidades é de 134 mm e do centro do furo intermediário a uma das extremidades é de 17 mm. A largura igualmente a haste anterior, mantém-se em 16mm.

Figura 24 - Haste antebraço em impressão em gesso

A haste possui a mesma largura de 3 mm em seu corpo e nas extremidades de 1mm. O raios permanecem com as mesmas medidas de 8mm e o raio do furo 2mm.

C. BLOQUEIO ULNAR (Fig. 25): O bloqueio é o responsável principal para a correção do desvio ulnar dos dedos. Suas dimensões são de 30mm de comprimento na base e 17mm na lateral que se acoplará à haste ulnar, de mesma largura em 16mm, mantendo os raios de 8mm e o raio do furo 2mm.

A base do bloqueio apresenta uma curvatura que se adequa a curvatura presente na base dos ossos metacarpianos e por onde passará a haste em que serão encaixados os anéis.

O diâmetro da circunferência do anel de Bloqueio (da base superior à Inferior) é de 17mm.

Figura 25 - Bloqueio ulnar em impressão em gesso

D. PULSEIRA PALMAR (Fig 26): Esta pulseira em sua base dorsal apresenta 70mm de comprimento com 16mm de largura proximalmente ao encaixe da haste e afunilando para 8mm de espessura. Na base ventral, que estará na região palmar do usuário, possui um comprimento de 60mm e mantém a largura proximal de 16mm e afunilamento de 8mm.

Esta pulseira foi desenhada com curvatura respeitando a anatomia da mão humana, que possui certa concavidade ventralmente e leve convexidade em dorso.

O raio do furo mantém-se em 2mm.

Figura 26 - Pulseira palmar em impressão em gesso.

E. PULSEIRA PUNHO (Fig. 27): Esta peça possui 50mm de comprimento na base superior e inferior, 16mm de espessura em base superior e inferior e mantém o

16mm no encaixe da haste. A distância entre as bases da pulseira é de 44mm na região de maior curvatura, com uma forma respeitando o formato do punho, onde será acoplada. Com o mesmo raio do furo, com 2mm, mesma medida das peças descritas anteriormente.

Figura 27 - Pulseira punho em impressão em gesso.

F. PULSEIRA ANTEBRAÇO (Fig 28): Com a base inferior com 50mm de comprimento e base superior com 70mm, e a distância entre elas de 69 mm na maior curvatura. As bases são de tamanhos diferentes para evitar pontos de pressão durante o uso, já que a região dorsal do antebraço é menos côncava que a inferior. Mantém-se o raio do furo bem como o tamanho do encaixe de 16mm.

Figura 28 - Pulseira antebraço em impressão em gesso.

G, H, I. ANÉIS SEMI-CIRCULARES PARA II,III E IV DEDOS (Fig 29): Os anéis são semelhantes porém possuem diferenciações em relação a base de apoio na região ventral.

O anel G será colocado no III dedo, pois possui a maior circunferência e, portanto maior apoio. Possui 20mm de comprimento. O diâmetro da circunferência do anel é igual para todos os anéis, 18mm.

O anel H, para o II dedo e o anel I para o IV dedo. A base é perfurada em sua extensão e possui leve curvatura para melhor ajuste os anéis a região ventral da mão.

Figura 29 - Anéis semicirculares em impressão em gesso G,H,I – Anéis para II, III, IV dedos, respectivamente.

7.3.2. Confeção de molde em silicone

A partir do modelo em gesso, confeccionou-se o molde em borracha de silicone, através da impressão negativa das referidas peças. O silicone P364A foi utilizado devido ao fácil preparo boa resistência e a possibilidade de reprodutividade.

Figura 30 - SILICONE P364A e Catalisador

Em um suporte de vidro com bordas de alumínio (Fig.32) fixou-se as peças impressas em gesso e acrescentou-se o preparado de borracha de silicone e catalisador (2:1), utilizando a bomba de vácuo para retirada de bolhas de ar, elaborou-se o molde.

Assim, conseguiu-se uma peça em silicone com o molde negativo de todas as peças desenvolvidas, tomando-se os devidos cuidados com a disposição das

mesmas sobre a superfície de vidro, conseguindo um molde resistente para reprodução das peças.

Figura 31 - Suporte de vidro com bordas em alumínio para confecção do molde

Durante a produção das peças verificou-se a dificuldade na introdução da resina para a modelagem dos anéis, sendo necessária a produção de novos moldes para cada anel, através do mesmo processo descrito anteriormente. (Fig.33)

Figura 32 - Molde em silicone com molde dos anéis.

7.3.3. Confecção de peças em resina

7.3.3.1 Resina

As peças em poliuretano (resina) foram confeccionadas a partir da injeção do preparado Fillepoxi (poliuretano) e endurecedor com proporção (1:1) nos moldes de silicone. Uma das características desta resina é o processo de secagem de aproximadamente 5 minutos após mistura.

Este material permite rápida e fácil manipulação com alguma tranquilidade. Esta resina também permite correções em caso de imperfeições das peças produzidas (bolhas).

Figura 33 - Resina SG2000 e endurecedor. (poliuretano)

Figura 34 - Peças em resina pura

7.3.4. Prototipagem em Resina e Fibra de vidro.

Após a confecção do primeiro protótipo, constatou-se a eficácia do modelo proposto. Sendo então, iniciados teste de materiais.

Visando uma maior resistência da resina, pensou-se na colocação de fibras de vidro juntamente ao preparado de resina e assim, reduzir a maleabilidade do material.

As fibras foram colocadas em todas as peças, exceto em anéis semicirculares. Verificou-se que houve um aumento da resistência, mas não o suficiente para resistir à deformação do material.

7.3.5. Prototipagem em Resina e Fibra de Carbono

Seguindo o mesmo processo anterior fibras de carbono foram colocadas no momento de colocação da resina no molde, também exceto em anéis semicirculares.

Figura 35 - Protótipo em Resina com fibra de carbono. Haste ulnar e haste antebraço.

Conseguiu-se dar maior resistência ao material, no entanto, comparativamente à fibra de vidro, não houve diferenças significantes, dados verificados em testes de bancada.

7.3.6. Prototipagem em metal

Visando uma haste mais rígida, a barra foi confeccionada a partir de tubos de aço inox, com ajuste de alinhamento. Na haste do antebraço, na área de fixação da pulseira na região do punho, foi realizado com três furos, para permitir regulagem e conforto devido à diferença de tamanho do antebraço e a presença da eminência óssea da ulna.

A haste manteve as dimensões da haste em resina, apenas com a alteração do acréscimo dos furos, que permitem a regulagem da colocação da fixação do punho (Fig 36).

Figura 36 - Protótipo em metal. Haste ulnar e haste antebraço.

7.3.7. Fixação peças com rebites

Durante os testes de montagem dos protótipos foi utilizado rebites de cabeça reta, com o menor volume desta e com o menor corpo possível. Como os rebites com o diâmetro (4" a 5") necessário para serem colocados nos furos possuíam um corpo de 10mm, portanto grande para ser colada na órtese, estes foram cortados à metade e realizado um furo no centro do corpo para propiciar melhor acoplamento/ajuste às hastes e às pulseiras de fixação. Foram utilizados 2 rebites (Fig 37), um em alumínio e em aço aeronáutico, sendo o de alumínio o de maior facilidade de manuseio, mas ambos fixaram adequadamente as peças.

Foi escolhido o de alumínio, pela facilidade apresentada e pelo menor custo.

Figura 37- Rebites. (a) Alumínio; (b) aço aeronáutico

7.4. Montagem dos protótipos

Com intuito de verificar se a órtese montada com diferentes materiais conseguiria suportar as forças deformantes do desvio ulnar dos dedos as pesquisadoras realizaram testes com cada órtese:

1º teste: simulando a força de desvio ulnar dos dedos e observando o comportamento mecânico das hastes e seus componentes;

2º teste: utilização da órtese por 12 horas para a verificação da segurança ao uso, conforto e se permitiria a função da mão com o uso da mesma;

3º teste: verificar a resistência de quebra manual do material

7.4.1. Teste de bancada nos pesquisadores (sem deformidade)

De acordo com a metodologia adotada no projeto a órtese distribuiu melhor as forças sendo satisfatório, no entanto, a órtese foi testada inicialmente em pessoas saudáveis (pesquisadoras) durante teste de bancada.

No primeiro teste foi notada uma falha na estabilidade nos eixos articulados, ocorrendo uma curvatura no eixo do punho e no eixo palmar, o que indicava uma falta de resistência do material na correção do desvio ulnar.

Durante o segundo teste verificou-se que a montagem com a resina mesmo com a instabilidade, era confortável permitindo o uso durante as atividades cotidianas e apresentou-se seguro para tal.

No terceiro teste com o esforço aplicado verificou-se que as peças não apresentavam resistência suficiente para à quebra.

7.4.1.1. Órtese em resina com fibra de vidro e fibra de carbono

Iniciaram-se os testes com a órtese em resina quando o modelo foi satisfatório em relação à colocação, a mobilidade das articulações nos eixos e possibilitou a função durante a preensão de objetos, movimento este, muitas vezes limitado pelos outros modelos de órteses que são indicadas/confeccionadas para os pacientes de Artrite reumatóide.

Mas notado que a resina associada aos dois tipos de material, a correção da deformidade poderia ainda estar insuficiente, assim inicialmente, foram levantadas algumas hipóteses: de que o anel de bloqueio não estava colocando a resistência suficiente; que o eixo entre este (anel de bloqueio) e a haste estava com pouca estabilidade; que as hastes e seus eixos necessitavam de maior rigidez e que os eixos articulados da órtese necessitavam de maior estabilidade de fixação.

Figura 38 - Protótipo em Resina. (a) Vista Dorsal; (b) Vista Lateral; (c) Vista Ventral; (d) Função da mão.

7.4.1.1.1 Órtese em resina com fibra de vidro e rebites de metal aeronáutico.

Visando melhorar a resistência oferecida a correção do desvio ulnar, em teste, com a órtese em resina com rebites em metal aeronáutico, conseguiu-se maior estabilidade dos eixos. Verificou-se que o bloqueio ulnar aplicara resistência contra o desvio, sendo realizada a tração, simulando as forças aplicadas por um paciente com AR. É no ligamento do 5º dedo que se inicia o colapso ligamentar e por isso a importância que esta peça fizesse não apenas o bloqueio, mas a correção do desvio.

Durante os testes constatou-se que o bloqueio existia, no entanto, com a aplicação de tração foi notado a ocorrência de curvaturas na haste do antebraço e na haste palmar, sugerindo a possibilidade de que a maior rigidez das mesmas, favorecem a correção da deformidade e não apenas o bloqueio ulnar. (Fig.39)

Assim, confirmou-se a hipótese de que a rigidez das hastes palmar e do antebraço recebem as forças de tração e são também responsável pela correção do desvio ulnar.

Figura 39 - Teste de bancada com órtese em resina e fibra de vidro

7.4.1.2. Órtese em resina e hastes em metal

Visando melhorar a rigidez das hastes, nos testes com a órtese com haste em metal foi possível constatar que o uso das hastes metálicas foi suficiente para melhorar o bloqueio do desvio ulnar, sendo verificado durante a simulação de função e de tração efetuada pela deformidade de portadores de AR.

Ao contrário do ocorrido com o protótipo em resina com fibra de vidro, as hastes de metal obtiveram um resultado satisfatório.

Figura 40 - Órtese em resina e hastes de metal

Durante os testes também pôde-se constatar que a órtese pode ser usada bilateralmente, sendo que na mão esquerda a haste redonda é de uso ventral e em mão direita esta haste se encontra na região dorsal. Esta disposição se dá devido à estrutura do bloqueio ulnar, que possui o encaixe da haste redonda (haste guia para os anéis) e assim, esta fica invertida se usada na mão direita. De ambas as maneiras ocorreram o bloqueio do desvio ulnar (Fig 41).

Figura 41 - Comparativo da órtese: haste redonda Ventral e Dorsal - extensão de punho e dedos (a) Mão esquerda, haste redonda ventral; (b) Mão direita, haste redonda dorsal; Flexão de punho e dedos (c)mão esquerda, haste ventral; (d) mão direita haste dorsal

Verifica-se que o uso permite a flexão/extensão de punho e dedos, sendo a o diferencial do uso, o menor volume com os anéis usados dorsalmente.

Com os protótipos desenvolvidos com diferentes materiais no teste de bancada em mãos normais, foi possível constatar que o uso das hastes metálicas foi suficiente para aumentar a resistência do bloqueio de desvio ulnar, verificados durante a simulação da força de desvio ulnar dos dedos evidenciando que com o aumento da rigidez do material não houve a instabilidade notada no protótipo de resina.

7.4.2. Testes de bancada em portadores de deformidades

Com a autorização do comitê de ética em pesquisa do HCFMRP-USP, pode-se testar a órtese em paciente e verificar os resultados do produto desenvolvido, em mão patológica.

Para a avaliação das voluntárias foi utilizado o goniômetro universal de dedos.

Após assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, as voluntárias fizeram uso da órtese nas mãos com desvio ulnar. Realizada a análise da goniometria, a preensão de objetos, sem e com a órtese e coletada as opiniões quando ao uso da órtese desenvolvida.

Foi realizado dois testes, um com as hastes de resina e outro com a hastes de inox, sendo o bloqueio ulnar, pulseira e anéis em resina para ambos.

7.4.2.1. Teste de uso da órtese de resina com fibra de vidro : Voluntária 1

A voluntária 1, com 45 anos, com diagnóstico de AR há 10 anos possui além da deformidade em desvio ulnar, a presença dos nódulos de Heberden (que são nódulos em articulações; ou osteoartrose nodal) em II e III dedos, deformidade em pescoço de cisne em III e IV dedos, o que além do desvio ulnar, outras deformidades como citadas também favorece a disfunção.

Foi observada a correção do desvio que a órtese de resina com fibra de vidro realizava (Fig 42) e realizada a goniometria da mão da paciente, com e sem o uso da órtese (Tabela 6).

Figura 42 - Mão reumatóide de voluntária com Protótipo em Resina. (a) mão sem a órtese; (b) mão com a órtese

Tabela 4 Medidas goniométricas do desvio ulnar da órtese de resina

Dedos	Sem a órtese	Com a órtese	% correção
desvio ulnar II dedo (indicador)	10°	8°	20
desvio ulnar III dedo (médio)	20°	18°	20
desvio ulnar IV dedo (anelar)	14°	12°	20
desvio ulnar V dedo (mínimo)	30°	20°	33

Com o uso da órtese obteve-se correção do desvio ulnar, de 2° para II, III e IV dedo, com maior correção em V dedo (10°). Este resultado, confirma a importância e necessidade de se efetuar melhorias na órtese, seja na resistência do material e no próprio bloqueio de V dedo.

Durante o Teste de uso, foram observadas as funções corretivas da órtese no desvio ulnar dos dedos, bem como a funcionalidade do voluntário. Em relação à função da órtese constatou-se que houve certa correção do desvio ulnar, mas quando realizado a flexão da MFs, foi notado que o eixo entre o anel de bloqueio e a haste palmar, apresentou um afastamento desse eixo da órtese na borda ulnar da mão. Inicialmente, foi levantada algumas hipóteses: de que o anel de bloqueio não estava colocando a resistência suficiente; que o eixo entre o anel e a haste estava com pouca estabilidade; que as hastes e seus eixos necessitavam de maior rigidez e que os eixos articulados da órtese necessitavam e maior estabilidade de fixação.

Vale ressaltar que foi notado que o rebite nesta órtese não estava firme o suficiente para efetuar a fixação, mostrando certa instabilidade principalmente do eixo entre a haste palmar e o bloqueio ulnar.

Foi observada a necessidade de ajuste na pulseira do punho, pois estava muito distante do eixo do mesmo, permitindo a movimentação da haste lateral.

Foi notado também que a órtese estava realizando a força contrária a deformidade, quando os 2º, 3º e 4º dedos apresentaram-se com um área de ligeira hiperemia, evidenciando a força aplicada na região, mas fato que deve ser corrigido para conforto do paciente e distribuição da força de pressão através do aumento da largura dos anéis.

Figura 43 - Apontamentos ao Protótipo em Resina. (a) pulseira; (b) anel de bloqueio; (c) Eixo da haste palmar e o anel de bloqueio sem rigidez durante a flexão da MF ; (d) Função da mão (pegando objeto) e o dedo com certo alinhamento.

7.4.2.2. Teste do uso da órtese com haste de metal

7.4.2.2.1 Voluntário 1

Neste voluntário/paciente foi realizado o teste com o último protótipo produzido, com haste de aço inox, bloqueio ulnar, pulseira e anéis em resina.

A voluntária, 60 anos, do lar, portadora de AR e apresentando deformidades importantes há 6 anos. Sua queixa principal são as dores e a dificuldade em realizar suas atividades cotidianas devido ao desvio ulnar dos dedos. Atualmente apresenta simetria das deformidades com desvio radial de punho, desvio ulnar dos dedos, pescoço de cisne, nódulos de Heberden, subluxação de polegar e déficit de extensão da MFs (Fig.44). Faz uso de órtese estática noturna, órtese dinâmica abduzora longa de polegar e órtese para correção de desvio ulnar.

Figura 44 – mão esquerda com desvio ulnar – voluntária 2

Com a haste mais rígida, constatou-se que a correção do desvio ulnar foi satisfatória como se pode observar na tabela 5 e na Fig. 45

De acordo com goniometria apresentada com e sem a órtese, na mão esquerda com extensão conseguida ativamente de MF's:

Figura 45 - Mão reumatóide de voluntária 2 com a órtese com hastes metálicas - (a) Sem órtese; (b) Vista dorsal; (c) Vista lateral (d) Vista ventral

Tabela 5- Medidas goniométricas do desvio ulnar da órtese com haste de metal – Voluntária 2

Mão esquerda			
	Sem órtese	Com órtese	Correção (%)
Desvio radial de punho	14°	0°	100
Desvio ulnar I dedo	30°	15°	50
Desvio ulnar III dedo (médio)	30°	20°	29
Desvio ulnar IV dedo (anelar)	34°	22°	35
Desvio ulnar V dedo (mínimo)	34°	18°	47

De acordo com os dados da Tabela 5, apreendeu-se a diminuição do desvio ulnar dos dedos (29% de correção) , bem como a correção do desvio radial de punho (100%).

Durante o uso, não houve desalinhamento das hastes como o ocorrido com a órtese de resina testada , reforçando a hipótese de que a instabilidade das hastes e do eixo de fixação eram pontos a serem melhorados. Neste voluntário foi observado com as medidas goniométricas a melhora significativa do desvio ulnar e a eficácia da órtese, mesmo sendo um voluntário que já apresenta deformidades fixas.

Foi observado que os anéis formam pontos de pressão devido à sua fina largura, confirmando a necessidade de aumentar a largura dos anéis, mas segundo a opinião do voluntário, foram eficientes em relação ao conforto, facilidade de colocação e ajustes nos dedos.

Ainda segundo a opinião da voluntária, a órtese desenvolvida é mais fácil de colocar e confortável e não atrapalha em suas funções. Não foi possível comparar as órteses devido à diferença de modelo , apesar da mesma relatar que esta é mais confortável do que a que vem utilizando.

Figura 46 – Voluntária 2 (a) Mão sem órtese; (b) Mão com a órtese

7.4.2.2 Voluntário 3

Ainda o protótipo com haste em aço Inox foi testado em outro voluntário, no entanto para correção de desvio ulnar em mão direita. Esta, 34 anos, do lar, portadora de AR juvenil, apresenta desvio ulnar na mão direita. Apresenta queixas funcionais devido a dores. Apresenta desvio ulnar à direita e dedo em pescoço de cisne em III dedo da mesma mão. Faz uso de órtese extensora de punho. (Fig 47)

Figura 47 Mão direita com desvio ulnar (a) sem a órtese; (b) com a órtese – voluntária 3

Com o uso da órtese, novamente observamos que houve correção do desvio constatado através das medidas goniométricas na Tabela 6, sendo assim constatou-se também a possibilidade do uso da órtese bilateralmente.

Figura 48 Correção com uso da órtese (a) sem a órtese; (b) com a órtese – voluntária 3

Tabela 6 Medidas das correções com uso da órtese – Voluntária 3

Mão Direita			
	Sem órtese	Com órtese	Correção (%)
Desvio radial de punho	-	-	-
Desvio ulnar II dedo	-	-	-
Desvio ulnar III dedo (médio)	12°	6°	50
Desvio ulnar IV dedo (anelar)	14°	2°	85,7
Desvio ulnar V dedo (mínimo)	12°	4°	66,7

As deformidades nesta voluntária não eram tão graves quanto ao observado nos outros dois voluntários, o que nos remete que esta órtese pode ser usada tanto para casos mais crônicos, com deformidades mais acentuadas quanto para pacientes em fases iniciais, com diferente tipo de correção.

Nesta voluntária, constatamos porcentagens de correções mais evidentes, verificando-se que o uso por portadores de AR com deformidades em fases iniciais é mais eficaz e sugere que o dispositivo possa auxiliar na prevenção, evitando-se o agravamento da deformidade.

O conceito da órtese proposta atinge os objetivos, de ser articulado permitir os movimentos de punho e dedos, distribuindo a pressão em toda sua extensão e corrigir o desvio ulnar dos dedos, com pouco volume palmar.

Os testes em voluntários portadores de deformidade proporcionaram esclarecimentos quanto a proposta do desenvolvimento, isto é, proporcionaram a verificação de ajustes, da opinião favorável ao uso da órtese, bem como a possibilidade de manufaturamento do produto.

Apesar de algumas considerações em relação ao modelo da órtese proposta, constatou-se através da opinião dos voluntários que o uso deste modelo é mais confortável e que sua colocação é mais fácil, que os modelos apresentados para o tratamento de AR.

Constatou-se a viabilidade de utilização do produto em portadores de deformidades iniciais quanto em estado mais avançado da deformidade e que são tratados conservadoramente, bem como se pôde vislumbrar a possibilidade de utilização da órtese pós processo cirúrgico, pois a órtese permite um alinhamento e a funcionalidade da mão, bem como a correção da deformidade.

Com este estudo, proporcionou, segundo entrevista com voluntários, portadores de Artrite Reumatóide, um tratamento preventivo e corretivo da deformidade.

A estética deste modelo possibilita uma maior aderência ao uso da órtese no tratamento. Vislumbramos que o uso dessa nova órtese e que a correção de deformidade promovida por ela, traga melhoras na qualidade de vida do usuário/consumidor, conforto, alívio da dor e prevenção de deformidades, bem como, melhora da funcionalidade promovendo o alinhamento dos dedos para facilitar a preensão dos objetos e obtendo assim, melhor desempenho nas atividades diárias, prevenindo e/ou postergando a evolução das deformidades.

O design inédito da órtese visa tanto a melhora da distribuição da pressão como uma melhora da estética, de modo que minimize os efeitos da deformidade dos dedos e tenha influência positiva na participação social do usuário/consumidor. Esta órtese também poderá ser usada para a correção deste tipo de deformidade em portadores de outras patologias, como pós-traumatismo de ordem ortopédica e deformidades congênitas.

A continuidade deste estudo faz-se necessária para que possam ser realizados a correção na largura dos anéis e mais testes em pacientes/usuários, bem como a continuidade de estudos em relação aos materiais possíveis para a confecção da órtese.

Apesar das necessidades de alteração de algumas peças e melhora no design, a órtese desenvolvida neste estudo proporcionou a funcionalidade da mão, facilidade de colocação e possui uma estética mais favorável à aderência ao tratamento, atingindo assim os objetivos deste estudo.

A proposta de material final para o produto manufaturável é o uso do metal, em hastes e bloqueio ulnar, mas para maior conforto manter-se-á as pulseiras em resina, com os devidos ajustes nas quinas vivas, deixando-as mais arredondadas.

Visa-se o patenteamento do produto final, visto que este é um produto original.

8. CONCLUSÃO

De acordo com os objetivos estabelecidos neste trabalho, conseguiu-se:

- projetar e desenvolver o conceito de uma órtese nacional, articulada e original, com a função de corrigir a deformidade em desvio ulnar dos dedos para portadores de Artrite Reumatóide de fácil colocação e higienização.
- determinar o modelo e protótipo utilizando o programa CAD Solid Edge
- Classificar os possíveis materiais;
- Dimensionar a órtese de acordo com os materiais disponíveis
- Realizar ensaios mecânicos de bancada e testes em pacientes que possibilitaram verificação da aplicabilidade e a correção da deformidade
- Constatamos a eficácia e a opinião favorável dos voluntários ao uso da órtese.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA¹

ARAÚJO, P. M.P. Reabilitação da Mão Reumatóide *in* FREITAS, P. P. Reabilitação da Mão. São Paulo: Atheneu, 2006

ASIMOW, M. Introduction to Design. Irentice Hall, 1968.

ASSUMPÇÃO, T.S. Órteses – Princípios Básicos *in* FREITAS, P.P. Reabilitação da mão. São Paulo: Atheneu, 2005.

BOOZER,J.; SWANSON,A.B. Órteses e Próteses para membro superior. In: PARDINI, Jr. A.G. Cirurgia da Mão – Lesões não Traumáticas. Ed. Médici, 1990. P. 399-440.

BOWERS, W.H; TRIBUZI, S.M Functional Anatomy. In: STANLEY, B.G.; TRIBU¹ZI, S.M. Concepts in Hand Rehabilitation – Section I: Fundamentals in Hand Therapy. Philadelphia: FA. Davis Company, 1992.

BUCKNER, W. S. Artrite. In: PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. B. (Eds.) *Terapia ocupacional: capacidades práticas para as disfunções físicas*. SãoPaulo: Roca, 2005. p. 847-74.

CALLINAN,N. Confecção de órtese para mão. In: TROMBLY, C.A.; RADOMSKY,M.V. Terapia Ocupacional para as disfunções físicas, 5º Ed. São Paulo, Ed. Santos, 2005. P. 351-370.

CHACKO,A.T.; ROZENTAL, T.D. The rheumatic thumb. *Hand. Clin.* V.24, p. 307-314, 2008.

CYTOWICZ-KARPILOWSKA, W. et al. The Influence of a Joint Orthosis on the Grip Force of the Rheumatoid Hand *Clin Rheumatol* (1999) 18:373–384, 1999

DESHAIES,I. D. Órteses para Membro Superior In: Trombly, C.A.; Radomski, M.V. *Tetapia Ocupacional para Disfunções Físicas*, 5º ed. São Paulo. Ed. Santos, 2005 :313–49.

EGAN, M. et al. Splints and Orthosis for treating rheumatoid arthritis (Review). The Cochrane Collaboration and published in *The Cochrane Library* 2009, Issue 1.

¹ De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023

- ELUI, V.M.C; OLIVEIRA, M.H.P; SANTOS, C.B. Órtese: importante recurso no tratamento da mão em garra de Hansenianos. *Hansenologia internationalis*, Vol.26, no.2 (dez. 2001) p.105-111.
- FALCONER J, HAYES KW, CHANG RW. Effect of ultrasound on mobility in osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care Res* 1992; 5 (1):29-38.
- FESS, E.E.; PHILIPS,C.A. *Hand Splinting: Principles and Methods*. 2ºed., St. Louis. Mosby, 1987.
- FESS, E.E. Splints: mechanics versus convention. *J Hand Ther*, april-june; 124-30, 1995.
- FESS, E.E. A History of Splinting: to Understand the Present, View the Past. *Journal of Hand Therapy*, p.97-132, apr-jun, 2002.
- FREITAS, P. P. Lesões dos Tendões Flexores *in* FREITAS, P. P., *Reabilitação da mão*. São Paulo: Atheneu, 2005. Cap.11 155-178p.
- GOLDING, D.N. *Reumatologia em Medicina e Reabilitação*, São Paulo. Ed. Atheneu, 2001. Cap. 10.
- HENDERSON, S. E.; McMILLAN, R. Pain and function: occupational therapists use of orthotics in rheumatoid arthritis. *Br J Occup Ther*. v. 65, n. 4, p. 165-171, abr., 2002.
- HOLLISTER,A.; GIURINTANO, D. How joints move. *In* BRAND, P.W.; HOLLISTER,A. *Clinical Mechanics of the Hand*. 2º Edition, St. Louis: Mosby 1992.
- IIDA, I. *Ergonomia: projeto e produção*, 2ª edição Revista Ampliada, São Paulo. Ed.Blucher, 2005. Cap. 2-4.
- KURAN, B.; DOGU, B.; SOYDEMIR, R.. Romatoid el ve rehabilitasyonu *Türk Fiz Tıp Rehab Derg*. Turquia. 54 suppl 1, p. 20-4, 2008.
- LECH, O. Princípios Básicos. *In*: PARDINI JR, Arlindo G. (Org.) *Cirurgia da Mão: Lesões não-traumáticas*. Rio de Janeiro: Medsi, 1990, p.1-33

LEDE, P. V.; VELDHOFEN, G. V. Therapeutic Hand Splints – A rational Approach. Belgica: Provan bvba, 2002, v. 2, cap. 2, p. 96-108.

LEITE, T. A. A. F. As mãos na interação do indivíduo consigo e com o mundo: uma reflexão em prol da reabilitação “física”. *Mundo Saúde*. São Paulo. v. 30, n. 1, p. 129-140, jan/mar. 2006.

LUZO, M. C. M. et al. In: DE CARLO, M.M.R.P. ; LUZO, M.C.M. (Org.). *Terapia ocupacional: reabilitação física e contextos hospitalares*. São Paulo: Roca, 2004, p. 99-126.

MALCUS-JOHNSON,P. Occupational therapy during the first 10 years of rheumatoid arthritis. *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*. 2005;12:128/135

MALCUS-JOHNSON,P. Usefulness of Nocturnal Resting Splints in the Rheumatoid Treatment of Ulnar deviation of the Hand. *Clinical rheumatology*, 1992, 11, nº 1.

MEDOLA, F.O. Desenvolvimento de um Aro de propulsão manual ergonômico para cadeira de rodas. Dissertação de Mestrado. São Carlos, 2010.

MELVIN, J.L. Hand pathodynamics and assessmet. *Rheumatic Diseases in Adult and Child: Occupational Therapy and Rehabilitation*. 3º E, Philadelphia: F.A. DAVs, 1989. Cap.19

MINETTI, L.J,etal Estudo antropométrico de operadores de motosserra. *Revista Brasileira de Engenharia Agrícola e Ambiental*, v.6, n.1, p.166-170, 2002

NETTER, F. H. Atlas de Anatomia Humana. 2 edição. Porto Alegre: Artmed Ed, 2000.

NOORDHOEK, J.; LOSCHIAVO, F.Q. Órtese de Repouso para Fase Aguda de Artrite Reumatóide. *Rev Bras Reumatol*, v. 47, n.2, p. 121-122, mar/abr, 2007.

NOORDHOEK, J.; BARDOSA, L. F. Adaptação para jogo de baralho. *Rev Bras Reumatol*. São Paulo. v. 46, n.4, p. 281-282, jul./ago., 2006.

NOORDHOEK, J.; BARDOSA, L. F. Órtese de Jeans para Desvio Ulnar dos Dedos. *Rev Bras Reumatol*, v. 44, n. 2, p. 150-1, mar./abr., 2004.

OLIVEIRA, L. M.; ARAÚJO, P. M. P. Medida da amplitude articular. IN: Sociedade Brasileira de Terapeutas da Mão Manual de Recomendações para Avaliação do Membro Superior. Araújo, P. M. P. (presidente SBTM) 1ª Ed. 2003 p.37-49

PASCHORELLI, L.C; MENEZES, M.S. D487 Design e ergonomia : aspectos tecnológicos São Paulo : Cultura Acadêmica, 2009. il. Inclui bibliografia ISBN 978-85-7983-001-3

RENNIE, H.J Evaluation of effectiveness of metacarpophalangeal ulnar deviation orthosis. Journal of hand therapy, Oct-Dec p. 371-377, 1996.

ROCHA, D.N.; MENESES, K.V. et al. Controle da força de preensão para órtese de mão por meio da Análise da corrente elétrica do atuador. Revista Matéria.2007 v.12 p 173-178.

RODRIGUES, M.C.R Desenvolvimento de uma órtese articulada para correção de deformidade em pescoço de cisne, Dissertação de mestrado, São Carlos, 2010.

SILVA, J.C.P., PASCHOARELLI, L.C., orgs. A evolução histórica da ergonomia no mundo e seus pioneiros [online]. São Paulo: Editora UNESP; São Paulo: Cultura Acadêmica, 2010. 103 p. ISBN 978-85-7983-120-1. Available from SciELO Books <<http://books.scielo.org>>.

STERN, E.B. e cols. Immediate and Short-Term Effects Three Commercial Wrist Extensor on Grip Strength and Function in Patients with Rheumatoid Arthritis of Orthoses, Arthritis Care and Research, Vol. 9, No. 1, February 1999.

SILVA, S.N.P. et al Orthosis' Initial Impact in Rheumatoid Arthritis Patients with Boutonnières Deformity on the Thumb Rev Bras Reumatol, v. 44, n. 4, p. 313-6, jul./ago., 2004.

SILVA, A.N; JONES, A.; SILVA, P.G.; NATOUR,J., Effectiveness of a Night-Time Hand Positioning Splint in Rheumatoid Arthritis : A Randomized controlled Trial – *J. Rehabil. Med* 2008: 40: 749-754

SKARE, T.L. Reumatologia: Princípios e Prática, Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 1999. Cap.11.

STRICKLAND,J.W; PHILIPS, C.A. Anatomy and Kinesiology of the hand in FESS, E.E Hand Splinting: principles and methods. 2º edição. St.Louis: Mosby, 1987. Cap.1

TEIXEIRA, E.; SAURON, F.N.; SANTOS, L.S.B.; OLIVEIRA, M.C. Terapia Ocupacional na Reabilitação Física. São Paulo: Roca, 2003.

TIJHUIS, G.J.; VLIET VLIELAND, T. P. M., ZWINDERMAN, A.; HAZES J.M.H
A Comparison of the Futuro Wrist Orthosis with a Synthetic ThermoLyn Orthosis: Utility and Clinical Effectiveness Arthritis Care and Research Vol. 11, No. 3, June 1998.

TUBIANA, R.; THOMINE, J.M; MACKIN, E. Diagnóstico Clínico da Mão e do Punho. Rio de Janeiro, 1996.

TUNTLAND, H ; KJEKEN, I; NORDHEIN, L.V.; FALZON, L.; JAMTVELDT, G.; HAGEN, K.B. Assistive Technology for Rheumatoid Arthritis (Review). *The Cochrane Library*, 2009, Issue 4. p. 1-27.

UCHÔA, S.M.M.; FREITAS, P.P. Modalidades Terapêuticas na Reabilitação da Mão *in* FREITAS, P. P. Reabilitação da mão. São Paulo: Atheneu, 2005. Cap.4, 55-67p.

VEEHOF M. M., 1 et al. Efficacy of Wrist Working Splints in Patients With Rheumatoid Arthritis: A Randomized Controlled Study. *Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)* Vol. 59, No. 12, December 15, 2008, pp 1698–1704.

VLIET VLIELAND, T. P. M. Non-drug care for RA – is the era of evidence-based practice approaching Rheumatology, *England*, v. 46, n. 9, p. 1397-1404, jun., 2007.

WHITING, W.C.; ZERNICKE, R.F. Biomecânica Funcional e das lesões musculoesqueléticas. 2º Edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009

YASUDA, Y. L. Rheumatoid Arthritis, osteoarthritis, and Fibromyalgia. *In* RADOMSKI, M.V; LATHAN, C. A T. Occupational Therapy for Physical Dysfunction, 6º ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008. Cap.44.

ZANCOLLI, E.A. Cirurgia da mão: Bases dinâmicas e estruturais., 2ª edição. São Paulo. Roca, 1983.

ANEXO A - PARECER COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

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

Ribeirão Preto, 29 de fevereiro de 2012

Ofício nº 734/2012
CEP/MGV

Prezadas Senhoras,

O trabalho intitulado **“ESTUDO E PROJETO CONCEITUAL DE ÓRTESE AUTO-ARTICULADA PARA CORREÇÃO DE DEFORMIDADE EM DESVIO ULNAR DOS DEDOS PARA PORTADORES DE ARTRITE REUMATÓIDE”**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 340ª Reunião Ordinária realizada em 27/02/2012, e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, versão 2.0 de 07/02/2012**, de acordo com o Processo HCRP nº 14599/2011.

De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

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

Atenciosamente.

DR^a. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras

PROF^a. DR^a. VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI
DANIELA NAKANDAKARI GOIA

Depto. de Neurociências e Ciências do Comportamento

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Consentimento formal de Participação no Estudo intitulado: “Estudo e Projeto Conceitual de Órtese Auto-Articulada para Correção de Deformidade em Desvio Ulnar dos Dedos para Portadores de Artrite Reumatóide”

Pós-Graduando (a) responsável: Daniela Nakandakari Goia
Orientador (a): Profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui

Esclarecimento Geral:

Este estudo tem por objetivo desenvolvimento de órtese para correção de deformidade em desvio ulnar para pacientes com Artrite Reumatóide, de modelo original e articulada, em desenvolvimento neste projeto, verificando assim sua eficiência do produto desenvolvido para o tratamento da deformidade citada.

Explicação do procedimento:

Após o seu consentimento, você será avaliado por um terapeuta ocupacional que verificará a necessidade do uso da órtese, bem como será retiradas as medidas de seus dedos, punho, antebraço e mão. Através das medidas será feito desenhos do modelo de órtese para a correção de desvio ulnar. Este modelo é original e que permitirá que haja maior movimentação das dos dedos corrigindo a deformidade. A terapeuta orientará o uso, os cuidados e a higiene das mesmas. Você em seus retornos ao tratamento terapêutico ocupacional experimentará a órtese desenvolvida. Após a mesma estar adequada será realizado alguns testes com a órtese em um laboratório de bioengenharia em São Carlos (só a órtese) e quando verificarmos a segurança da mesma, você usará por 1 semana (até seu próximo retorno) . Ao final será aplicado um questionário em que você responderá questões referentes ao uso da órtese, conforto, em relação a estética, bem como se o modelo proposto foi mais satisfatório para o uso durante suas atividades diárias. Relatando também as dificuldades durante o seu uso. Caso o modelo criado seja satisfatório em relação ao uso, ao conforto e a estética, será dado a você sem nenhum custo o modelo testado. Sua participação é voluntária, se não desejar participar do estudo você não terá nenhum prejuízo ou dano, não interferindo assim, no seu atendimento neste hospital.

Declaramos que ao final existirá benefícios diretos para você voluntário pro ter participado nesta pesquisa, você ganhará esta órtese testada além dos resultados obtidos pelos pesquisadores responsáveis poderão auxiliar no maior conhecimento a respeito no tratamento dessa patologia, e de um novo recurso para melhorar a função do membro corrigindo a deformidade. Asseguramos que os procedimentos empregados neste estudo não provocarão qualquer tipo de risco ou desconforto para você, não tendo procedimentos invasivos, não existindo nenhum tipo de seguro ou remuneração do qual você possa se beneficiar.

Garantimos que quaisquer dúvidas que surjam antes, durante ou posteriormente aos procedimentos desta pesquisa serão devidamente esclarecidas pelos pesquisadores .

Para questões e/ou dúvidas relacionadas a este estudo, contate:

Fone: (16) 3602-4417 e-mail: velui@fmrp.usp.br / CEP-HC : (16) 3602-2228

Eu, _____ RG nº: _____,
residente à _____,
nº _____, bairro _____, cidade: _____ - _____, declaro
que tenho _____ anos de idade e que concordo participar, voluntariamente, na pesquisa
conduzida pelo aluno responsáveis e por seu(sua) respectivo(a) orientador(a).

Declaro estar ciente de minha participação na pesquisa intitulada “Estudo e Projeto Conceitual de Órtese Auto-Articulada Para Correção de Deformidade em Desvio Ulnar dos Dedos para Portadores de Artrite Reumatóide” e dou plena autorização e consentimento à Universidade de São Paulo (USP), através do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor. Os mesmos não provocarão qualquer tipo de risco a minha saúde, não existindo nenhum tipo de seguro de saúde que eu possa me beneficiar.

A minha participação neste estudo é voluntária, sendo meu direito interromper minha participação, a qualquer momento, sem qualquer questionamento ou prejuízo a minha pessoa desde que haja um aviso prévio e devolução da órtese desenvolvida no estudo. Estou ciente também que o pesquisador tem o direito de excluir meus dados no caso de abandono do experimento, coleta incompleta ou conduta inadequada durante o período de coleta. As informações obtidas nesta pesquisa não serão associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas que não sejam da área, sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a minha total privacidade e o meu anonimato.

Os responsáveis pelo estudo me explicaram todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento, sendo meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Ribeirão Preto - SP, ____ de _____ de 20__

Assinatura do Voluntário ou Responsável:

Pós-Graduanda responsável: Daniela Nakandakari Goia
DÚVIDAS: (16)3602-4417

APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO SEGUNDO USUÁRIO

Questionário

Em relação a órtese:

De uma nota para cada item, sendo 0(zero) ruim /pior e 5 bom/melhor

1. Conforto

(1) (2) (3) (4) (5)

2. Dor

(1) (2) (3) (4) (5)

3. Correção deformidade

(1) (2) (3) (4) (5)

4. Colocação

(1) (2) (3) (4) (5)

5. Retirada

(1) (2) (3) (4) (5)

6. Cuidado/higiene

(1) (2) (3) (4) (5)

Em relação ao uso em relação às atividades diárias:

1. Alimentação

(1) (2) (3) (4) (5)

2. Uso do banheiro

(1) (2) (3) (4) (5)

3. Cozinha

(1) (2) (3) (4) (5)

4. Lavar/passar roupa

(1) (2) (3) (4) (5)

4. Trabalhar

(1) (2) (3) (4) (5)

Observações:

De sua opinião quanto a órtese em geral, como foi o manuseio (colocar/tirar/ limpar), e como foi realizar as atividades com a órtese. .

1. Em relação a participação social:

a. Estética

() sim () não

b. Uso fora de casa

() sim () não

2. Em relação a órtese que você usava anteriormente:
- a. O que você acha desta órtese, comparando à outra órtese, em relação ao uso?
☐ melhor ☐ pior ☐ igual
 - b. Os cuidados são mais fáceis?
☐ sim ☐ não