

**Relatório Final**  
**Trabalho de Formatura**

**Projeto e construção de uma prótese para ser utilizada  
em remo adaptável**

**Hilarindo do Carmo Silva Neto NUSP: 4944417**

**Ronaldo Tadashi Aoki NUSP: 4944247**

**Orientadora: Profa. Dra. Izabel Machado**

**Novembro 2007**

## FICHA CATALOGRÁFICA

**Silva Neto, Hilarindo do Carmo**

**Projeto e construção de uma prótese para ser utilizada em  
remo adaptável / H.C. Silva Neto, R.T. Aoki. -- São Paulo, 2007.  
57 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade  
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de  
Sistemas Mecânicos.**

**1.Prótese 2.Deficiente físico 3.Remo adaptável 4.Para-atleta  
I.Aoki, Ronaldo Tadashi II.Universidade de São Paulo. Escola  
Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de  
Sistemas Mecânicos III.t.**

## Sumário

<b>Resumo .....</b>	<b>4</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>5</b>
<b>1. Introdução .....</b>	<b>6</b>
<b>2. Revisão .....</b>	<b>7</b>
<b>2.1. Características Médicas .....</b>	<b>7</b>
<b>2.1.1. O Braço .....</b>	<b>7</b>
<b>2.1.2. O Úmero .....</b>	<b>8</b>
<b>2.1.3. Músculos do Braço .....</b>	<b>9</b>
<b>2.1.3.1. Músculo Bíceps Braquial .....</b>	<b>9</b>
<b>2.1.3.2. Músculo Tríceps Braquial .....</b>	<b>10</b>
<b>2.1.3.3. Músculo Ancôneo .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1.4. Circulação no Braço .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1.4.1. Artéria Braquial Profunda .....</b>	<b>12</b>
<b>2.1.4.2. Artéria Nutrícia do Úmero .....</b>	<b>13</b>
<b>2.1.4.3. Artéria Colateral Ulnar Superior .....</b>	<b>13</b>
<b>2.1.4.4. Artéria Colateral Ulnar Inferior .....</b>	<b>13</b>
<b>2.2. Resistência dos Materiais .....</b>	<b>14</b>
<b>2.2.1. Determinação das Reações nos Apoios e Forças Atuantes nas Barras .....</b>	<b>15</b>
<b>2.2.2. Determinação das Tensões Normais nas Barras com Força Axial .....</b>	<b>15</b>
<b>2.2.3. Determinação das Tensões de Cisalhamento nas Ligações .....</b>	<b>16</b>
<b>2.2.4. Determinação das Tensões de Esmagamento .....</b>	<b>17</b>
<b>2.2.5. Concentração de Tensões .....</b>	<b>17</b>
<b>2.3. Graus de Liberdade .....</b>	<b>18</b>
<b>2.4. Movimento da Remada .....</b>	<b>19</b>
<b>2.4.1. A Entrada da Pá ou Pegada .....</b>	<b>19</b>
<b>2.4.2. A Fase de Propulsão .....</b>	<b>20</b>
<b>2.4.3. A Extração da Pá .....</b>	<b>20</b>
<b>2.4.4. A Fase de Recuperação .....</b>	<b>21</b>
<b>2.4.5. Seqüência Completa da Remada .....</b>	<b>21</b>
<b>3. Materiais e Métodos .....</b>	<b>24</b>

<b>3.1. Estudo do Problema .....</b>	<b>24</b>
<b>3.2. Materiais .....</b>	<b>25</b>
<b>3.3. Mecanismo .....</b>	<b>26</b>
<b>3.4. Soluções Propostas .....</b>	<b>28</b>
<b>3.5. Escolha da Solução .....</b>	<b>31</b>
<b>3.6. Modelagem do Sistema para o Cálculo das Tensões .....</b>	<b>33</b>
<b>4. Resultados e Discussão .....</b>	<b>34</b>
<b>4.1. Estudo do Problema .....</b>	<b>34</b>
<b>4.2. Cálculo das Tensões .....</b>	<b>35</b>
<b>4.2.1. Para o Início da Fase de Propulsão .....</b>	<b>35</b>
<b>4.2.1.1. Determinação das Tensões Normais nas Barras .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2.1.2. Determinação das Tensões de Cisalhamento nos Parafusos .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2.1.3. Determinação das Tensões de Esmagamento nas Barras ...</b>	<b>37</b>
<b>4.2.1.4. Concentração de Tensões .....</b>	<b>37</b>
<b>4.2.2. Para o Final da Fase de Propulsão .....</b>	<b>38</b>
<b>4.2.3. Comparação com a Tensão de Escoamento do Material .....</b>	<b>38</b>
<b>4.3. Graus de Liberdade .....</b>	<b>39</b>
<b>4.4. Prótese Construída .....</b>	<b>39</b>
<b>4.5. Testes Realizados .....</b>	<b>41</b>
<b>5. Conclusão .....</b>	<b>44</b>
<b>6. Agradecimentos .....</b>	<b>45</b>
<b>7. Referências Bibliográficas .....</b>	<b>46</b>
<b>Anexo A. Desenhos de Fabricação .....</b>	<b>48</b>
<b>Anexo B. Modelagem das Peças .....</b>	<b>52</b>

## **Resumo**

Este projeto propôs a construção de uma prótese que atendiam às necessidades de deficientes físicos que praticam remo. Além disso, foi feita a escolha da solução mais adequada para o caso no qual o atleta teve um dos braços amputado e com base nas dificuldades enfrentadas por praticantes deste esporte com esse tipo de deficiência. Por último, o mecanismo escolhido foi construído, testado e analisado.

## **Abstract**

This project proposed to design and manufacture a prosthesis that can fulfill the needs of a person who practices rowing and has physical disability. The most appropriate solution was selected for an athlete that had one of her arms amputated. The prosthesis developed was based on athlete difficulties during the rowing practice and the improvement on her performance. Finally, the mechanism selected was manufactured, tested and analyzed.

## 1. Introdução

Nos dias de hoje se faz cada vez mais importante a diversificação e os ajustes do cotidiano para pessoas que apresentam algum tipo de deficiência física. A questão do deficiente mostra-se cada vez mais presente em todas as áreas e procura-se cada vez mais facilitar a inclusão dessas pessoas no meio.

Uma das áreas que vem promovendo essa inclusão social é a esportiva que, por meio das Para-Olimpíadas, por exemplo, vem tendo progressos consideráveis. O remo, que fará sua estréia em Para-Olimpíadas no próximo ano em Pequim, é um dos esportes que mais promove o ingresso de deficientes físicos em seus domínios.

Dentro desse quadro, pode-se dizer que as maiores dificuldades encontradas por esses atletas especiais, praticantes do esporte remo, estão relacionadas ao movimento da remada e seu equilíbrio durante o percurso.

Para solucionar estes problemas, existem diversas maneiras. Algumas viáveis e outras de implementação mais difícil. Mas que em sua maioria, devido, principalmente, ao avanço da engenharia e da aproximação crescente entre as três áreas (exatas, humanas e biológicas), oferecem suportes para que essas pessoas cheguem a um nível de competição igual ou muito próximo do nível técnico apresentado por atletas que não possuem qualquer deficiência física.

Uma dessas soluções possíveis e, que pode ser, de certa forma, facilmente implementada, é a utilização, por parte do atleta, de uma prótese que substituiria o membro ausente e promoveria movimentos semelhantes aos necessários para o esporte. Além, é claro, de manter o sincronismo desejado para o movimento.

O tratamento desta solução específica será o foco deste projeto.

## 2. Revisão

### 2.1. Características Médicas

Para o projeto da prótese é necessária uma visão clínica geral do membro amputado para melhor entendimento das circunstâncias do encaixe e das funções mimetizadas.

O membro superior, o órgão da atividade manual é livremente móvel. Para fins de descrição, o membro superior é dividido em: ombro (junção do braço com o tronco); braço (entre o ombro e o cotovelo); antebraço (entre o cotovelo e o punho); punho (carpo), entre o antebraço e a mão; e mão [5]. O membro superior não está geralmente envolvido na sustentação de peso, em consequência, sua estabilidade foi sacrificada para ganho de mobilidade. Como o efeito incapacitante de uma lesão do membro superior é desproporcional à extensão da lesão, um bom entendimento a respeito de sua estrutura e função tem grande importância clínica. Além disso, o conhecimento de sua estrutura sem a análise de suas funções é clinicamente inútil, porque o objetivo do tratamento de um membro lesado é preservar ou restabelecer suas funções.

Para fins do projeto, o estudo realizado foi focado nas partes específicas do membro superior referentes à fixação e movimentação da prótese na atleta.

#### 2.1.1. O Braço

O braço, cuja vista lateral é apresentada na Figura 1, estende-se do ombro até o cotovelo [5]. A proeminência arredondada na face inferior do braço é formada pelo músculo bíceps braquial, comumente denominado apenas bíceps. O músculo tríceps braquial, geralmente chamado tríceps, ocupa a parte posterior do braço.

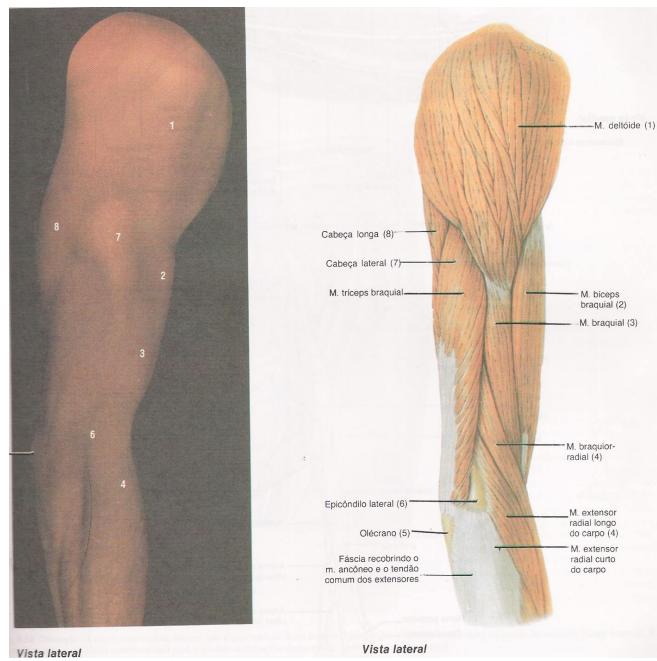


Figura 1 – Vista lateral do braço [5].

### 2.1.2. O Úmero

O úmero é o maior osso do membro superior (Figura 2). Sua cabeça lisa e esférica articula-se com a cavidade glenóide, cavidade articular pouco profunda localizada em uma das extremidades da escápula que permite movimentos amplos. Próximo da cabeça estão os tubérculos maior e menor (Figura 2) para a inserção dos músculos que circundam e movimentam a articulação do ombro. O tubérculo menor está separado do tubérculo maior pelo sulco intertubercular, no qual se situa o tendão da cabeça longa do músculo bíceps braquial. O colo do úmero está localizado onde o osso se estreita para tornar-se o corpo (diáfise, corpo de um osso longo, compreendido entre as extremidades, ou epífises.) e é o local mais freqüente de fratura da extremidade proximal do úmero (Figura 3) [5].

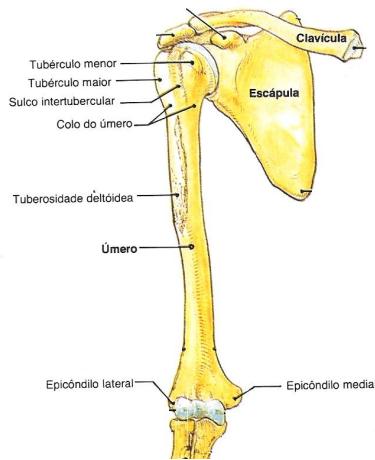


Figura 2 – Vista posterior do úmero [5].

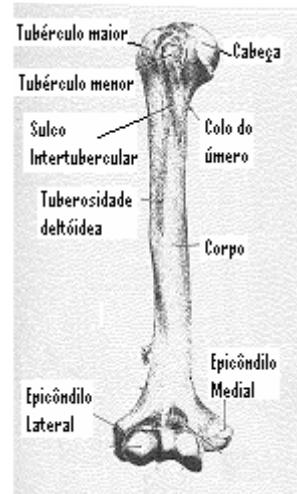


Figura 3 – Osso do úmero em detalhe [5]

### 2.1.3. Músculos do Braço

Há quatro músculos no braço: três flexores no compartimento fascial anterior suprido pelo nervo musculocutâneo e um extensor no compartimento fascial posterior suprido pelo nervo radial [5].

Chama-se compartimento fascial ou fásica ao conjunto de um grupo de músculos envolvidos por um tecido fibroso, o invólucro fascial. Cada um destes compartimentos é geralmente alimentado por um nervo ou vasos sanguíneos específicos.

Para fins de projeto o estudo se limitará aos músculos bíceps braquial e tríceps braquial.

#### 2.1.3.1. Músculo Bíceps Braquial

Como indica o nome “bíceps”, a inserção proximal deste longo músculo fusiforme possui duas cabeças (bi, dois + cipital, do latim *caput*, cabeça) [5]. As duas cabeças do músculo, que podem ser observadas na Figura 4, unem-se imediatamente distais (periféricos) à porção média do braço. O bíceps está situado na face anterior do braço, no compartimento fascial anterior. Quando o cotovelo é estendido, o músculo bíceps é um simples flexor no antebraço. Também é um potente supinador quando o antebraço é fletido e se torna mais força contra alguma resistência (por ex., quando pessoas destras giram um parafuso em madeira dura). O bíceps dificilmente atua durante a flexão do

antebraço em pronação, movimento oposto da supinação. O tendão da cabeça longa do músculo bíceps cruza a cabeça do úmero no interior da cápsula da articulação do ombro e desce no sulco intertubercular do úmero. Distalmente seu tendão fixa-se à tuberosidade do rádio, osso que se estende do lado de dentro do cotovelo até o lado do pulso onde se encontra o polegar. O músculo bíceps também é fixado através da aponeurose bicipital, uma faixa membranosa triangular que segue a partir do tendão do músculo bíceps através da fossa ulnar se funde com a fáscia profunda sobre os músculos flexores na face medial do antebraço. A parte proximal da aponeurose bicipital pode ser facilmente apalpada no local onde passa obliquamente sobre a artéria braquial e o nervo mediano. Esta aponeurose assegura proteção para estas e outras estruturas na fossa ulnar. Também ajuda a reduzir a pressão do tendão do bíceps sobre a tuberosidade do rádio durante a pronação e a supinação do antebraço [5].

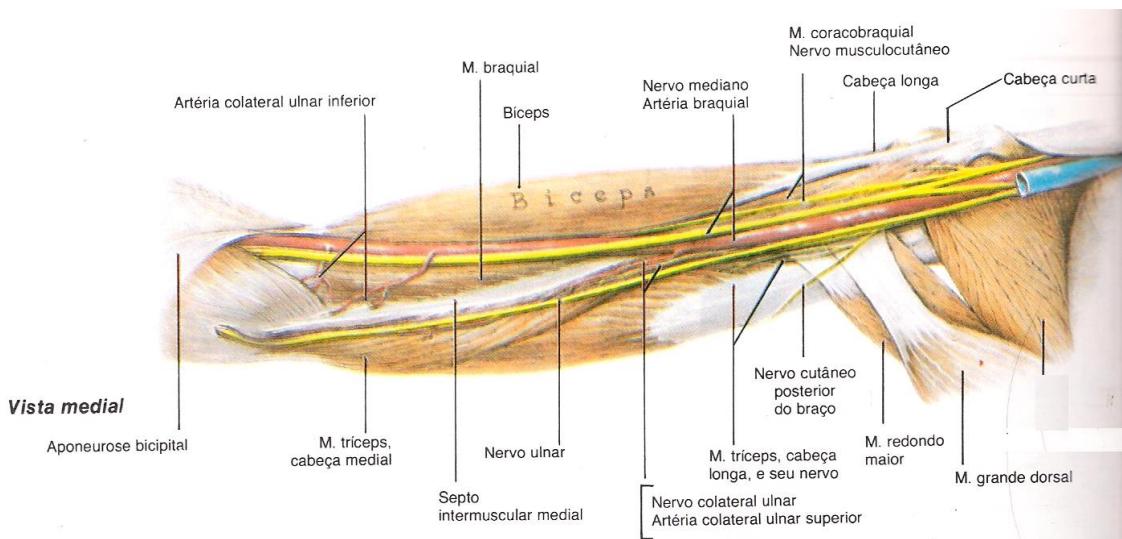


Figura 4 – Vista medial músculos/nervos [5].

#### 2.1.3.2. Músculo Tríceps Braquial

Grande músculo fusiforme, situado no compartimento fascial posterior do braço, associa-se ao pequeno músculo anconeal no cotovelo. Como seu nome indica, o “tríceps” possui três cabeças na inserção proximal: longa, lateral e medial [5]. Imediatamente proximal à sua fixação distal há uma bolsa subtendínea do músculo tríceps entre o tendão desse músculo e o olécrano (vide Figura 5 em destaque) [5]. O tríceps é o principal extensor do antebraço.

Como a cabeça longa do tríceps cruza a articulação do ombro, ele também auxilia na extensão e adução do braço. Sua cabeça longa ainda estabiliza a cabeça do úmero abduzido [5].

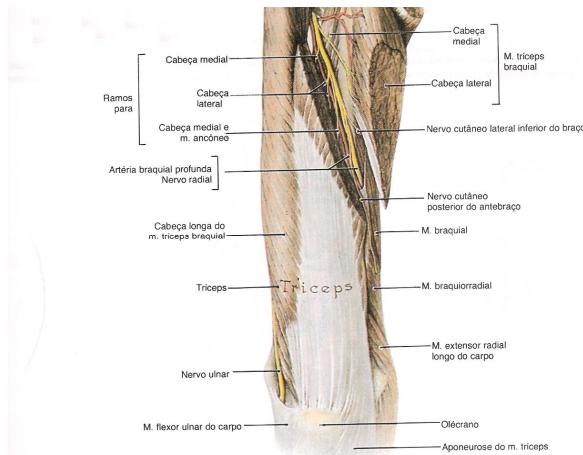


Figura 5 – Vista frontal dos músculos do braço [5]

### 2.1.3.3. Músculo Ancôneo

Pequeno músculo triangular situa-se sobre a parte lateral da face superior do cotovelo. Em geral, funde-se parcialmente ao tríceps e deve ser considerado parte da cabeça medial desse músculo. Este músculo ajuda o tríceps a estender o antebraço e ainda abduz a ulna, um dos ossos do antebraço, durante a pronação do antebraço e se contrai sempre que necessário estabilizar esta articulação na flexão do antebraço [5].

### 2.1.4. Circulação no Braço

Só será tratada neste relatório a artéria principal do segmento, a artéria braquial.

Esta importante artéria assegura o principal suprimento arterial para o braço. Tem seu início na borda inferior do músculo redondo maior como a continuação da artéria axilar e segue para baixo e ligeiramente para o lado na face medial do músculo bíceps até a fossa ulnar, onde termina ao nível do colo do rádio. Sob o investimento da aponeurose bicipital, a artéria braquial divide-

se em artéria radial e ulnar. Seu trajeto através do braço é representado por uma linha que une o ponto médio da clavícula ao ponto médio da fossa ulnar [5].

A artéria braquial é superficial e palpável em todo o seu trajeto. Próximo à sua origem, situa-se medialmente ao úmero, e em seguida à sua frente. Localiza-se anteriormente aos músculos tríceps e braquial, e é recoberta pelos músculos coracobraquial e bíceps (Figura 6) [5]. Os ramos mais importantes da artéria braquial são: artéria braquial profunda, artéria nutritiva do úmero e as artérias colaterais ulnares (superior e inferior) [5].

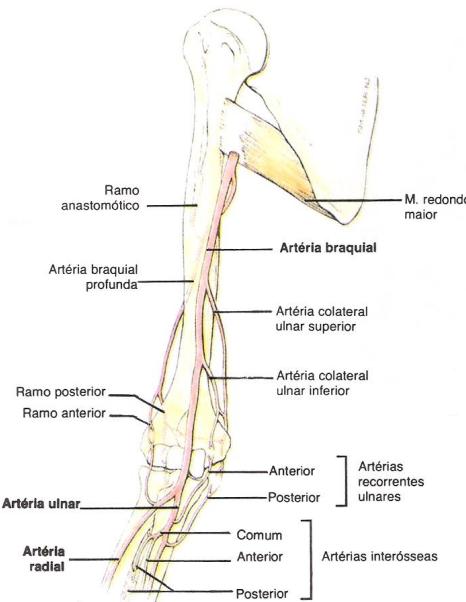


Figura 6 – Vista frontal das artérias do braço [5]

#### 2.1.4.1. Artéria Braquial Profunda

Maior ramo da artéria braquial e tem a origem mais alta. Acompanha o nervo radial em seu trajeto para trás no sulco radial. Atrás do úmero, a artéria braquial profunda divide-se em dois ramos descendentes, anterior e posterior, que ajudam a formar as anastomoses arteriais da região do cotovelo, operação cirúrgica que consiste na união de dois vasos sanguíneos [5].

#### **2.1.4.2. Artéria Nutrícia do Úmero**

Este vaso origina-se da artéria braquial ao redor da porção média do braço e entra no canal nutrício sobre a face anteromedial do úmero. Essa artéria e canal seguem em direção ao cotovelo [5].

#### **2.1.4.3. Artéria Colateral Ulnar Superior**

Este vaso origina-se da artéria braquial, próximo à porção média do braço, e acompanha o nervo ulnar atrás do epicôndilo medial do úmero. Aqui, anastomosase (se une) com o ramo posterior da artéria recorrente ulnar e a artéria colateral ulnar inferior, um ramo da artéria braquial [5].

#### **2.1.4.4. Artéria Colateral Ulnar Inferior**

Este vaso origina-se da artéria braquial a cerca de 5 cm proximal à prega do cotovelo. Então segue em sentido inferomedial, na frente do epicôndilo medial do úmero, onde se une às anastomoses da região do cotovelo. Estas características podem ser observadas na Figura 7.

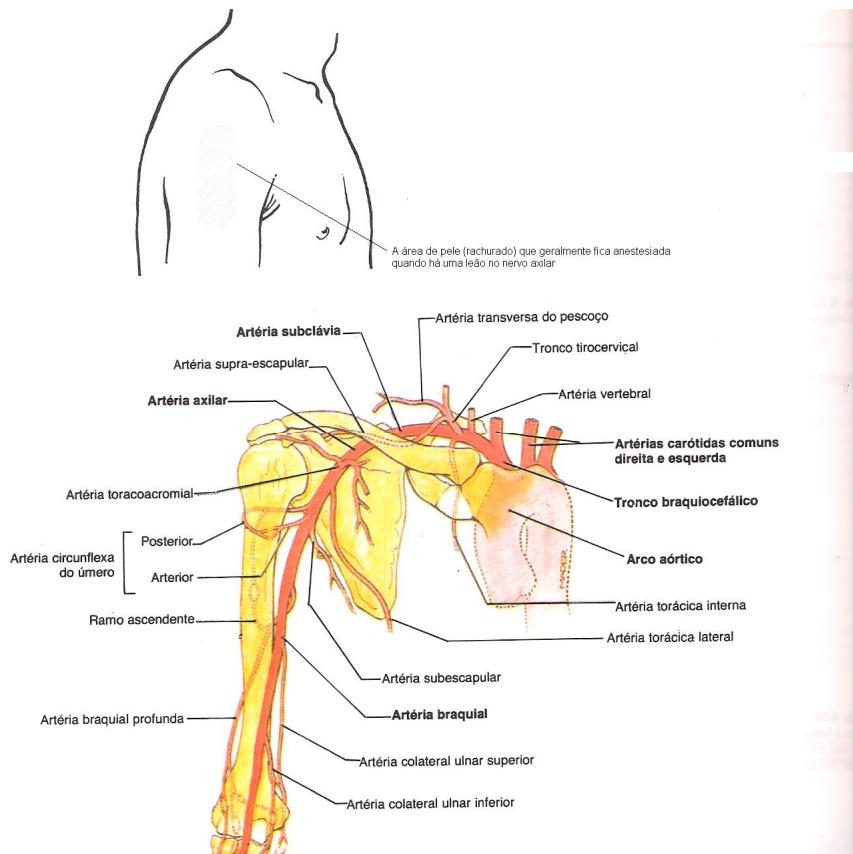


Figura 7 – Vista lateral da circulação sanguínea na área do braço [5]

## 2.2. Resistência dos Materiais

Em qualquer projeto mecânico de engenharia é importante compreender e aplicar os conceitos de resistência dos materiais. Isto se deve ao fato de que, desta forma, garante-se a integridade do mecanismo, ou seja, evita-se que quebras ou rupturas venham a ocorrer quando o sistema estiver sendo usado dentro dos padrões pré-definidos.

Assim sendo, faz-se necessário modelar o sistema. Este procedimento permite o conhecimento da tensão de escoamento dos materiais empregados, assim como das fórmulas que serão utilizadas para o cálculo das tensões resultantes dos esforços impostos ao mecanismo.

Na posse dessas informações, calculam-se as tensões críticas em cada peça do sistema,  $\sigma_i$  ( $i = 0, 1, 2, \dots$ ), e as comparam com a tensão de escoamento do material,  $\sigma_e$ , utilizando-se de um fator de segurança,  $\eta$ . Logo, é necessário

que  $\sigma_i \leq \frac{\sigma_e}{\eta}$  para garantir-se o funcionamento do sistema sempre na zona

elástica do material, ou seja, sem a atuação de deformações plásticas, e a integridade de todo o mecanismo, que, em outras palavras, significa ausência de falhas e rupturas [6].

### 2.2.1. Determinação das Reações nos Apoios e Forças Atuantes nas Barras

Em primeiro lugar deve-se desenhar o diagrama de corpo livre da estrutura. A partir dela, aplica-se as três de equações de equilíbrio para um corpo rígido,  $\Sigma F_x$  (2.1),  $\Sigma F_y$  (2.2) e  $\Sigma M_A$  (2.3), onde A é um ponto qualquer do plano que contém a estrutura. Vale lembrar que, em alguns casos, pode ser vantajoso desenhar o diagrama de corpo livre de uma parte da estrutura, estudando as equações de equilíbrio (2.1, 2.2 e 2.3) para essa parte.

Feito isso, as forças atuantes nas barras podem ser determinadas analisando-se as condições de equilíbrio de cada nó. Em casos em que esse procedimento não for suficiente, como por exemplo, se as barras da estrutura estiverem sob ação de várias forças, as equações (2.1, 2.2 e 2.3) podem ser desenvolvidas para cada barra [6].

### 2.2.2. Determinação das Tensões Normais nas Barras com Força Axial

Considerando uma barra de seção transversal com área A e submetida a esforços de compressão com magnitude F, apresentada esquematicamente na Figura 8, tem-se que a tensão normal atuante,  $\sigma$ , é  $\sigma = \frac{F}{A}$  (2.4) em todo o seu comprimento [6].



Figura 8 – Esquema representativo de uma barra submetida a compressão [6].

Analizando a equação apresentada, nota-se que a tensão normal atuante é maior quanto menor a área da seção transversal, considerando-se a

mesma força aplicada. Assim sendo, para uma barra, cuja seção transversal varia ao longo de seu comprimento, a tensão crítica, ou seja, a maior tensão atuante será encontrada na seção transversal de menor área.

### 2.2.3. Determinação das Tensões de Cisalhamento nas Ligações

Para uma ligação entre duas barras, como apresentada na Figura 9, deve-se calcular a tensão de cisalhamento atuante no conector, que pode ser um parafuso, pino ou rebite. Para isso, é necessário se conhecer a área da seção transverso do conector,  $A_c$ , e a força cortante atuante nele,  $V$ , apresentadas esquematicamente na Figura 10. Desta forma, calcula-se a tensão de cisalhamento,  $\tau$ , como  $\tau = \frac{V}{A_c}$  (2.5) [6].

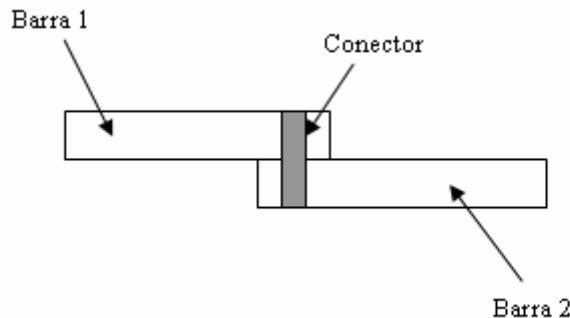


Figura 9 – Esquema representativo da ligação entre duas barras utilizando um conector como um pino, parafuso ou rebite [6].

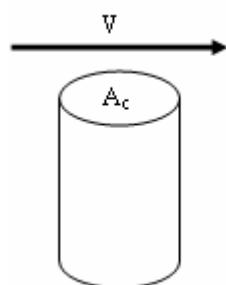


Figura 10 – Esquema representativo da atuação de uma força cortante em uma seção transversal de um conector como um pino, parafuso ou rebite [6].

#### 2.2.4. Determinação das Tensões de Esmagamento

Além da necessidade de serem determinadas as tensões de cisalhamento nos conectores, deve-se calcular, também, as tensões de esmagamento atuantes na barra devido a presença desses conectores.

Para isso, devem ser conhecidas a força aplicada pelo conector na barra,  $P$ , e a projeção da área do conector na barra,  $A_P$ , que está representada na Figura 11. Com base nessas informações, a tensão de esmagamento,  $\sigma_{es}$ , é calculada pela fórmula  $\sigma_{es} = \frac{P}{A_P}$  (2.6) [6].

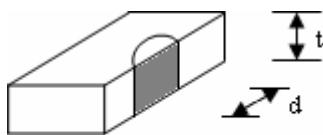


Figura 11 – Esquema representativo da projeção da área do conector na barra [6].

Como pode ser visto na Figura 11, a área pintada, que corresponde à projeção do conector na barra, é calculada por  $A_P = t.d$  (2.7), onde  $t$  equivale à espessura da barra e  $d$  ao diâmetro do conector, que pode ser um pino, parafuso ou rebite. Assim sendo, substituindo (2.7) em (2.6), obtém-se

$$\sigma_{es} = \frac{P}{t.d} \quad (2.8) \quad [6].$$

#### 2.2.5. Concentração de Tensões

A presença de furos em barras, como mostrado na Figura 12, leva à concentração de tensões.

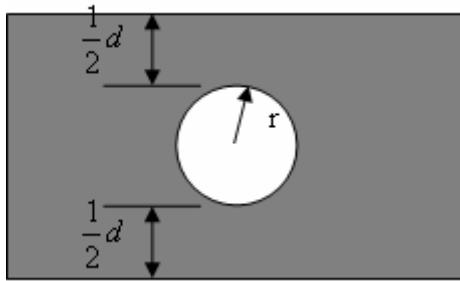


Figura 12 – Esquema representativo de um furo em uma barra. Este desenho contém as dimensões,  $r$  e  $d$ , utilizadas no estudo de concentrações de tensões [6].

O coeficiente de concentração de tensões,  $K$ , dado por  $K = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\text{méd}}}$  (2.9),

onde  $\sigma_{\max}$  e  $\sigma_{\text{méd}}$  representam, respectivamente, a tensão máxima e média atuantes na seção, é determinado graficamente em função da relação  $\frac{r}{d}$ , onde  $r$  indica o valor do raio do furo e  $d$  a medida especificada na Figura 12 [6].

### 2.3. Graus de Liberdade

Para o projeto de uma prótese, também é necessário o conhecimento dos graus de liberdade que o mecanismo deve possuir. Assim sendo, possibilita-se a inserção no projeto de todas as restrições cabíveis ao sistema. O que é extremamente importante, uma vez que um excesso de restrições pode levar a problemas na cinemática do movimento do sistema, causando travamentos, amplificação de esforços, entre outros.

A aplicação, para a qual está sendo desenvolvida a prótese em questão requer que haja alguns dos graus de liberdade que um braço possui e que são utilizados no ato da remada.

A partir de observações feitas aos movimentos realizados por deficientes físicos que praticam remo e cujo local de amputação localiza-se próximo ao ombro, concluiu-se que os graus de liberdade necessários para o sistema são rotações que simulam o cotovelo e o punho.

É importante dizer que o cálculo dos graus de liberdade do mecanismo pode ser feito de duas maneiras. A primeira é calculando os graus de liberdade de cada parte da estrutura e somando-os para fornecer o número de graus de liberdade do mecanismo inteiro. Já a segunda forma utiliza conceitos de

robótica. Nesta área de estudo existe uma lei que diz que “em um mecanismo aberto o número de juntas é igual ao número de graus de liberdade”[7].

## 2.4. Movimento de Remada

Pode-se dividir a remada em quatro fases distintas: a entrada da pá ou pegada, a fase de propulsão, a extração da pá e a fase de recuperação[17].

### 2.4.1. A Entrada da Pá ou Pegada

Nesta fase da remada, o corpo deve estar em uma posição forte e ereta com a parte superior do tronco um pouco à frente da linha da cintura. É essencial que a cabeça esteja alta e o olhar em um ponto distante da popa do barco. As canelas devem estar na vertical e os joelhos em uma abertura natural, isto é, nem muito juntos e nem muito abertos.

Na movimentação o ombro externo (mais longe da pá) deve ser rotacionado em direção à braçadeira seguindo a linha do punho do remo e deve estar a uma altura um pouco maior do que o ombro interno (mais próximo à pá). Os braços devem estar estendidos com as mãos separadas por aproximadamente duas medidas de palmos. Os punhos devem estar horizontais com os dedos em gancho sobre o punho do remo. O ataque deve ser iniciado usando um rápido levantamento das mãos e braços, o que faz com que a pá entre na água, enquanto mantém-se inalterada a posição das costas e ombros.

Este procedimento pode ser mais facilmente visualizado na Figura 13.



Figura 13 – Atleta durante a fase de entrada da pá na água [17].

#### 2.4.2. A Fase de Propulsão

A fase de propulsão deve ser iniciada por uma forte e potente aceleração dos músculos das pernas. Os músculos das costas e do abdômen devem ser agregados de forma a prover uma sólida ligação entre a pá e as pernas. Falhar em manter esses músculos firmes e agregados resultará no escape do carrinho e subsequente perda da eficiência da propulsão do barco.

Ao final do movimento, quando os ombros começam a encontrar o final da remada, os braços devem vir fortemente em direção ao corpo para manter a aceleração do barco. Ao final desta fase o tronco deve estar em uma posição relaxada e ereta e os ombros devem estar na mesma altura, relativamente ao barco, como estavam na pegada, enquanto que o braço externo deve estar quase junto ao corpo.

A Figura 14 apresenta um atleta iniciando a fase de propulsão.



Figura 14 – Atleta no início da fase de propulsão [17].

#### 2.4.3. A Extração da Pá

A extração da pá é realizada empurrando para baixo a mão externa sem movimentar o tronco até que a pá esteja completamente livre da água. De nenhuma forma o punho do remo deve tocar o corpo, pois causará uma quebra no fluxo da remada. A mão externa deve, então, empurrar o punho do remo avante enquanto a mão interna deve girar a pá para a posição horizontal. É essencial que a pá esteja fora da água antes de ir para a posição horizontal.

#### 2.4.4. A Fase de Recuperação

As mãos devem avançar com velocidades iguais àquelas que vieram para junto ao corpo. A consagrada seqüência para o movimento de recuperação – mãos, tronco, carrinho – ainda permanece válida. O objetivo deve ser: estender os braços até estarem retos, rodar o quadril até o tronco estar na posição correta de pegada e apenas então começar a dobrar os joelhos para deslizar à frente. É importante que todo o grupo realize a remada no mesmo instante.

Assim que se rotacionar o tronco, o apoio deve ser transferido para as sapatilhas. É essencial que, assim que ocorrer a aproximação do ponto de pegada, esteja-se preparado para inverter rapidamente o sentido do movimento.

A figura 15 apresenta um atleta no final da fase de recuperação.



Figura 15 – Atleta no final da fase de recuperação [17].

#### 2.4.5. Seqüência Completa da Remada

A Figura 16 apresenta a seqüência completa da remada.





Figura 16 – Seqüência completa da remada [17].

A primeira fotografia da Figura 16 mostra o atleta na fase de entrada da pá. As três fotos seguintes ilustram a fase de propulsão. A quinta apresenta o atleta extraíndo a pá da água e a última ilustra a fase de recuperação [17].

### **3. Materiais e Métodos**

#### **3.1. Estudo do Problema**

Para a etapa de entendimento das dificuldades enfrentadas por deficientes físicos que praticam remo foram feitas visitas à raia olímpica da Universidade de São Paulo (USP) e à VI Feira Internacional de Tecnologias em Reabilitação, Inclusão e Acessibilidade (ReaTech).

Na raia olímpica, foram entrevistados os atletas deficientes que praticam este esporte e o técnico da para-seleção brasileira de remo José Paulo Sabadini de Lima. A ReaTech contribui com esse projeto, na medida em que expõe soluções já existentes na área de próteses ortopédicas.

Além disso, houve uma consulta ao Prof. Dr. Fábio G. Cozman da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Neste encontro procurou-se entender a metodologia empregada neste tipo de projeto, já que ele foi orientador de um trabalho similar [1].

Feito isso, deu-se início à fase de aprendizado do modo de fabricação de próteses. Para isso, foi feita uma visita à oficina ortopédica do Lar Escola São Francisco (LESF), uma instituição dedicada à reabilitação de deficientes físicos. Esta investida teve como objetivo obter conhecimentos sobre os processos de fabricação de uma prótese de membro superior atualmente.

Por fim, a pessoa alvo do projeto foi escolhida. Quem fará os testes será a para-atleta Maria Liduina Patrício de Souza (Lina), de 39 anos. Praticante de natação a 10 anos e de remo a 2 anos, a atleta teve perna e braço esquerdos amputados após um acidente em uma das linhas de trem da Companhia de Trens Metropolitanos (CPTM), mais precisamente na estação Luz, aos 17 anos de idade. Desde então vem vencendo obstáculos na vida e no esporte.

Iniciou sua carreira esportiva na natação, esporte que mantém até hoje, por convite do professor Steven Dubner que, de acordo com a atleta, a fez retomar a vida.

O primeiro clube que a atleta defendeu pela natação foi a ADD, Associação Desportiva para Deficientes, que é também o único clube defendido por ela nesta modalidade até os dias de hoje.

Seus estilos no esporte são Costa, Livre e Borboleta. Já disputou diversos campeonatos e conquistou títulos regionais, nacionais e internacionais. A atleta é tetracampeã Brasileira (2005), tetracampeã Regional (2005), tetracampeã dos Jogos Abertos (2005) e tetracampeã do Mundial em Mar Del Plata (2001).

Atualmente a atleta Lina, como é conhecida, treina, em paralelo à natação, o esporte remo. Sua categoria no remo é a LTA (Leg Trunk Arm) para 4 pessoas.

Além disso, a atleta ministra palestras em escolas para deficientes e igrejas sobre superação e transposição de obstáculos. Sua foto mais a vista lateral de um corpo humano com o braço amputado podem ser vistas nas Figuras 17 e 18, respectivamente.



Figura 17 – Foto da atleta alvo

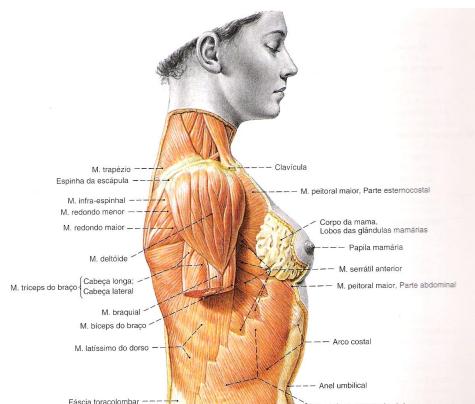


Figura 18 – Vista lateral corpo humano [5]

### 3.2. Materiais

As principais características que devem apresentar os materiais utilizados na confecção de prótese são baixo peso específico aliado a uma alta resistência mecânica.

Devem possuir baixo peso específico para diminuir a carga aplicada ao coto e que deve ser suportada pelo deficiente físico. A alta resistência mecânica é devido ao fato de a prótese ter que suportar cargas externas, seja carregando algum objeto no caso da prótese de membro superior, seja suportando o peso do próprio corpo no caso de membro inferior.

Com base nisso, os materiais que apresentam tais propriedades e são os mais utilizados em fabricações de prótese mecânica são fibra de carbono, alumínio, aço e lã de vidro.

A fibra de carbono, além das propriedades já citadas, também possui elevado índice de armazenamento de energia, possibilitando a chamada memória elástica que nada mais é que a liberação da energia armazenada, e é bastante resistente à água, umidade, calor, frio e corrosão.

Alumínio e aço, em geral, dispensam comentários extras por se tratarem de dois tipos de materiais amplamente empregados em engenharia. Por esse motivo, eles não serão abordados profundamente neste projeto.

Já a lã de vidro merece ser um pouco mais detalhada. Além das propriedades citadas anteriormente e comuns aos materiais apresentados aqui, esta fibra é incombustível, evitando a propagação de chamas e o risco de incêndio, não ataca as superfícies com as quais está em contato, não deteriora e nem apodrece.

Assim sendo, com base no que foi dito acima, escolheu-se o alumínio para ser matéria prima da prótese. Além disso, o encaixe da prótese ao coto do atleta será de fibra de vidro. Isto se deve ao fato de que este material é mais maleável, ou seja, pode ser moldado no formato do coto mais facilmente que o alumínio. Por fim, como conectores nas ligações das barras serão usados parafusos comerciais, que são fabricados de aço.

### **3.3. Mecanismo**

O mecanismo a ser construído deve possuir um conjunto de características que obedeça aos requerimentos envolvidos neste tipo de projeto. Desta forma, a prótese deverá possuir as seguintes propriedades:

- encaixar-se de forma firme e segura no coto, ou seja, de tal maneira que, em uso normal, não se solte facilmente e nem machuque ou cause ferimentos à pessoa;

- possuir um dispositivo de segurança que possibilite o fácil desprendimento em caso de acidente ou emergência;

- possibilitar a rotação da estrutura simulando a ação de um cotovelo.

Neste caso não será necessário fazer com que todos os graus de liberdade

presentes em um cotovelo estejam incorporados no mecanismo. Só será preciso permitir o giro na direção que seja relevante ao movimento de remada, ou seja, em torno de um eixo paralelo ao eixo principal do corpo humano. Esta característica pode ser observada na Figura 19;

- possibilitar a rotação da estrutura simulando a ação de um punho. Neste caso todos os graus de liberdade presentes em um punho estarão incorporados no mecanismo. Assim sendo, será preciso permitir os giros em torno de um eixo perpendicular ao eixo da estrutura que substitui o antebraço e de um eixo paralelo ao eixo principal do corpo humano. Esta característica pode ser observada na Figura 20;

- possuir um dispositivo para se fixar a cabos de remo com diferentes diâmetros;

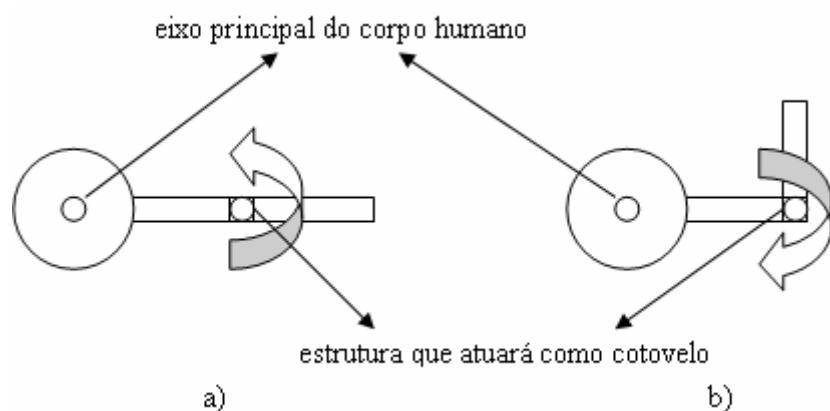


Figura 19 – Esquema representativo do movimento, necessário para a remada, do mecanismo que simula o cotovelo (vista superior). Em a) posição simulando braço estendido e em b) simulando braço flexionado.

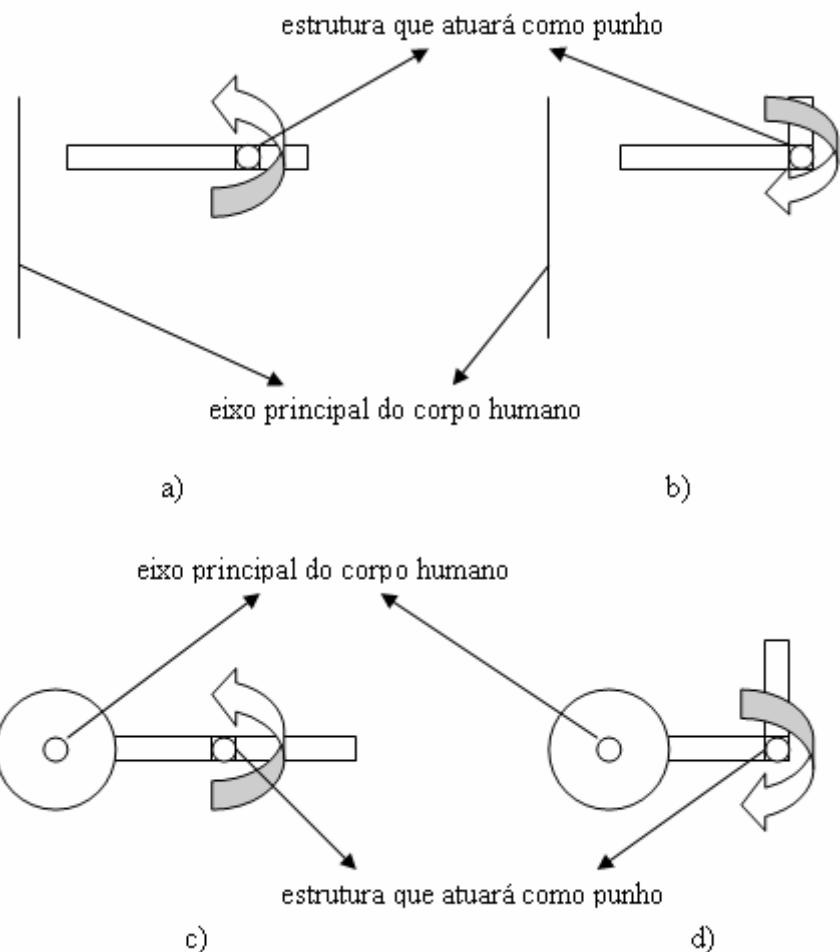


Figura 20 – Esquema representativo do movimento, necessário para a remada, do mecanismo que simula o punho (vista lateral ao corpo humano em a) e em b) e em c) e d) superior). Em a) posição simulando braço e mão na mesma direção, em b) simulando direções do braço e da mão perpendiculares entre si, em c) posição simulando braço e mão na mesma direção, em d) simulando direções do braço e da mão perpendiculares entre si.

### 3.4. Soluções Propostas

Com base nos requerimentos apresentados no tópico 3.3, necessários ao projeto, propuseram-se algumas soluções que tinham como objetivo atender a essas especificações.

Para solucionar a questão de a prótese ter que se encaixar de maneira firme e segura no coto propôs-se utilizar a técnica que é mais praticada atualmente: fixar por sucção. Desta forma, os danos causados ao paciente são

mínimos e garante-se uma boa aderência entre o paciente e a prótese, dificultando seu desprendimento.

A solução apresentada acima também resolve a necessidade do dispositivo de segurança. Para isso, basta fazer um furo no acoplador que fará a ligação entre coto e prótese. Enquanto estiver sendo usada a prótese o furo deverá ficar devidamente tampado para garantir a sucção. Já para retirá-la basta destampar o buraco, o que resultará na facilidade do desprendimento.

A junção entre o acoplador e o mecanismo da prótese poderá ser feita fixando-os por um único ponto ou utilizando uma estrutura em forma de “X”, a qual distribuirá a tensão aplicada em quatro pontos. As duas formas são apresentadas na Figura 21.

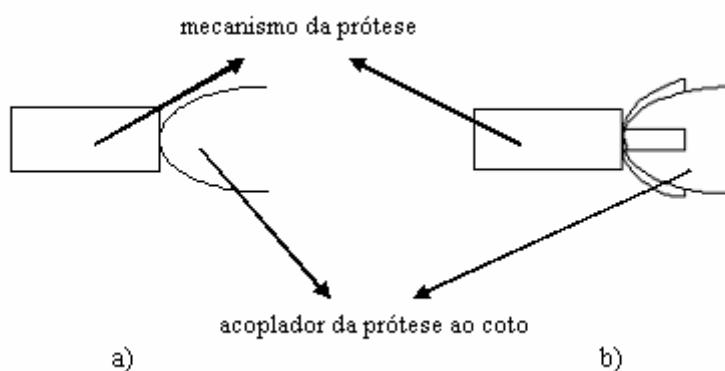


Figura 21 – Esquema representativo de fixação em ponto único (a) e fixação utilizando estrutura em forma de “X” (b).

Para simular a ação de um cotovelo, como descrita no tópico 3.3, também foram propostas duas soluções. A primeira, que é apresentada na Figura 22, consiste em fazer com que as barras, que substituirão o antebraço e o braço (entre o ombro e o cotovelo), fiquem em direções paralelas entre si. Neste caso o eixo girante estaria situado na extremidade de uma delas.

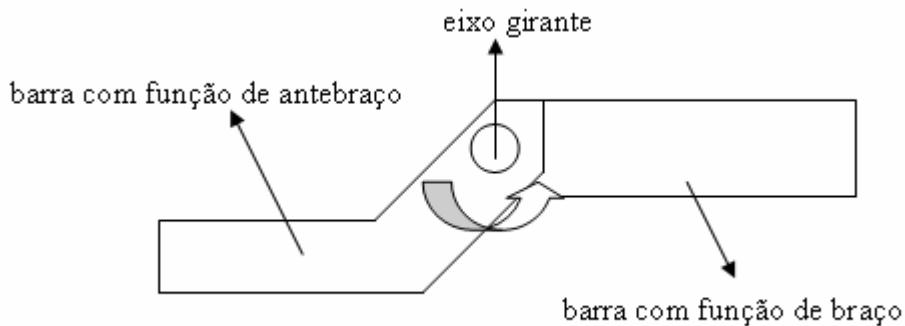


Figura 22 – Esquema representativo de uma das propostas de solução para simular a ação do cotovelo.

A outra solução proposta para tal fim era deixar as barras, de tal forma, que houvesse uma posição na qual elas estejam alinhadas e com o eixo girante posicionado na junção delas. Para não se correr o risco de se ter dificuldade para girar uma barra em relação à outra quando elas estiverem alinhadas, já que força aplicada atua nessa direção de alinhamento, propôs-se adicionar um limitador de curso. Este limitador teria como papel impedir que as barras chegassem a ficar na posição, na qual elas teriam seus eixos congruentes. Desta forma, a força que atuará no mecanismo sempre o fará girar livremente. Esta configuração está representada na Figura 23.

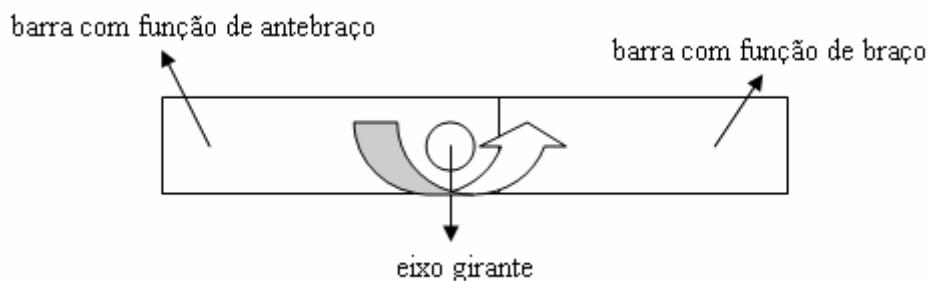


Figura 23 – Esquema representativo de uma das propostas de solução para simular a ação do cotovelo.

Para simular a ação de um punho, como descrita no tópico 3.3, propôs-se que na união entre a barra que substituirá o antebraço e a estrutura que desempenhará o papel da mão existissem dois eixos girantes que possibilitassem os movimentos necessários. A solução para cada eixo girante é similar à apresentada na Figura 23.

Por fim, para que fosse possível encaixar a prótese em cabos de remo com diferentes diâmetros sugeriu-se construir um dispositivo que atuasse como uma morsa. Assim sendo, esta estrutura seria composta por um cilindro com diâmetro interno maior do que qualquer diâmetro de um cabo de remo, por um parafuso que atuaria dentro de um furo rosqueado do cilindro e pela peça, em formato de semi-círculo, responsável em promover a fixação. Esta alternativa é representada esquematicamente na Figura 24.

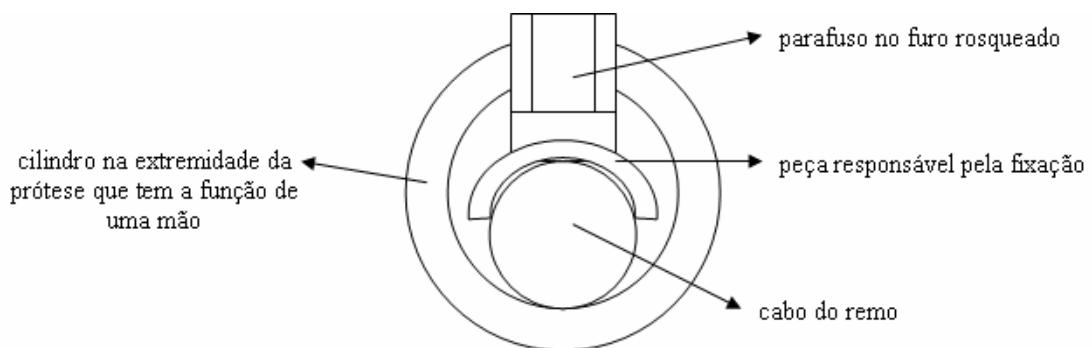


Figura 24 – Esquema representativo do dispositivo de fixação da prótese ao cabo do remo. Mecanismo criado para se poder fixar a prótese em diferentes cabos de remo.

### 3.5. Escolha da Solução

A escolha da solução a ser implementada recai sobre definir quais soluções propostas, apresentadas no tópico 3.4, para o encaixe do mecanismo da prótese no acoplador e para simular a ação de um cotovelo se enquadram melhor ao projeto. Isto se deve ao fato de que, para atender aos outros requerimentos (apresentados no tópico 3.3), foram apresentadas soluções únicas.

Assim sendo, primeiramente foi feita uma análise mais detalhada a cerca das soluções apresentadas para unir o mecanismo da prótese no acoplador. Deste estudo, concluiu-se que a melhor solução a ser implementada seria aquela que distribui o esforço aplicado em quatro pontos (solução apresentada na Figura 21 – b) ao invés de concentrá-lo em um único ponto. Isto se justifica pelo fato de que, com isso, diminui-se o desgaste do material, aumentando sua durabilidade.

Com relação às soluções apresentadas para simular a ação de um cotovelo foi decidido que a melhor opção era aquela, na qual os eixos das barras com função de braço e antebraço coincidiam (solução apresentada na Figura 23). Isto se deve ao fato da facilidade de implementação e maior garantia de funcionamento sem travamentos do mecanismo. Uma vez que esta solução não necessita de um limitador de curso e, independentemente do sentido da aplicação da força, esta opção permite, sem qualquer tipo de problema, a rotação relativa entre as duas barras.

Desta forma, o conjunto de soluções que resulta na solução escolhida é apresentada esquematicamente na Figura 25.

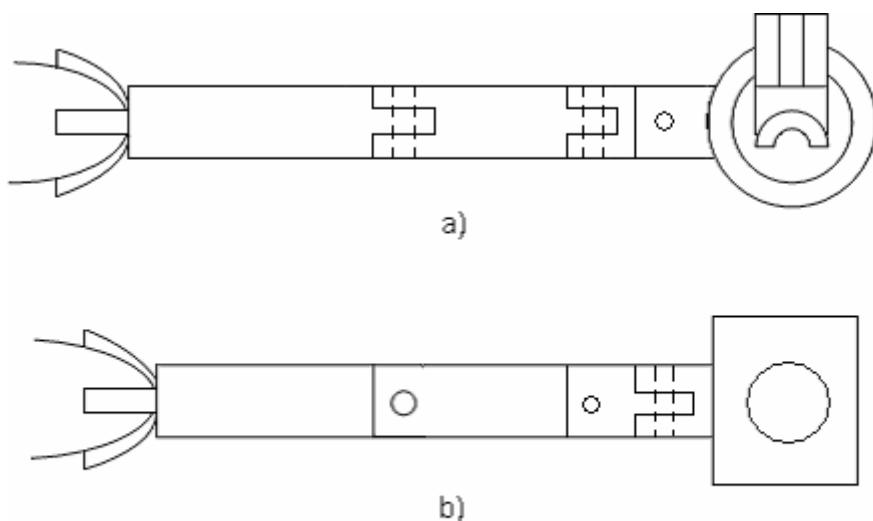


Figura 25 – Esquema representativo da solução escolhida. Em a) vista frontal e em b) vista superior.

É importante lembrar aqui que, o dispositivo de fixação da prótese ao cabo do remo deverá possuir borracha nas áreas de contato entre ele e o instrumento de remada. Isto se justifica pelo fato de aumentar-se a aderência na união, melhorando a fixação, e diminuir os riscos de causar danos ao cabo do remo.

Com base na solução escolhida foram elaborados os desenhos técnicos para a fabricação das peças que compõem o mecanismo proposto. Estes desenhos são apresentados no Anexo A e suas medidas são equivalentes às

de um braço normal. Além disso, a modelagem feita utilizando o programa NX3 é apresentada no Anexo B.

### 3.6. Modelagem do Sistema para o Cálculo de Tensões

Após escolhida a solução, se faz necessário calcular as tensões envolvidas e certificar-se que elas se encontram dentro dos limites pré-estabelecidos. Para isso, o mecanismo foi modelado para dois momentos em que o atleta está aplicando força na água. Estes instantes são o início e final da fase de propulsão, apresentada no tópico 2.4.2.

Além disso, nesta modelagem será considerado que todos os eixos das barras se encontram no mesmo plano. Isto será feito para simplificar os cálculos, já que a barra que pode estar fora deste plano sempre está próxima à configuração considerada.

As modelagens das duas situações escolhidas respeitando a consideração feita são apresentadas na Figuras 26 e 27.

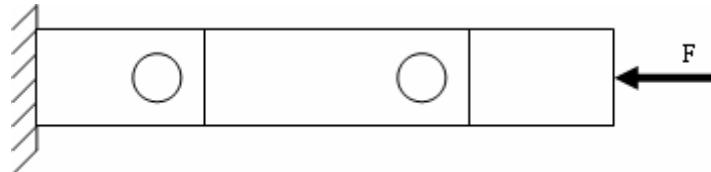


Figura 26 – Modelagem do sistema para o instante inicial da fase de propulsão.

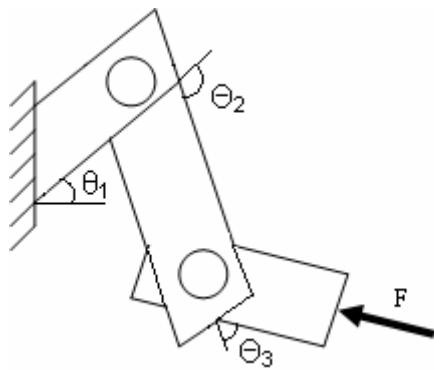


Figura 27 – Modelagem do sistema para o instante final da fase de propulsão.

## 4. Resultados e Discussão

### 4.1. Estudo do Problema

É importante dizer que, foi definido, em um primeiro momento, que o projeto seria focado em atletas praticantes de remo que tiveram um dos braços amputados. Isto foi feito, pois o treinador da para-seleção brasileira de remo, José Paulo Sabadini de Lima, acredita que um dos atletas que possui este tipo de deficiência e, cujo qual, demonstrou uma grande disposição em contribuir com este trabalho, será o mais beneficiado. Chegado a tal consenso, iniciou-se a busca de informações sobre o assunto.

Das visitas à raia olímpica da USP foram obtidos dados relevantes com relação aos movimentos que a prótese do membro inferior deveria possuir para ajudar os atletas deficientes. Descobriu-se que ela deveria permitir o movimento de giro do punho. Isto se deve ao fato de que, durante o ato da remada, há uma etapa em que o esportista gira o remo em torno de seu eixo principal. Movimento realizado para que, quando a pá do remo estiver fora da água esteja paralela a esta e, caso contrário, esteja em posição perpendicular (agarrando água).

Além disso, foi constatada a necessidade de se ter um dispositivo de segurança em caso de acidentes. Algo que possibilite um fácil desprendimento entre a prótese e o remo, evitando assim, o risco de manter o atleta preso ao remo e/ou ao barco.

Da ReaTech obteve-se dados pertinentes quanto a confecção de próteses ortopédicas. Principalmente das utilizadas no lugar de membros inferiores.

Foi descoberto, também, que os principais materiais utilizados para construir esse tipo de produto são a lã de vidro e a fibra de carbono. Isto se justifica pelo fato de que essas matérias primas possuem uma baixa massa específica concomitantemente a uma alta resistência mecânica.

Da consulta ao Prof. Dr. Fábio G. Cozman, foram-se obtidas ricas informações e uma referência bibliográfica [1] que, provavelmente, servirá de guia para esse projeto. Somado a isso, é importante dizer que este professor

doutor se dispôs a ajudar no que fosse preciso e, com certeza, seus conhecimentos serão de grande valia para este trabalho.

A visita ao LESF pôde-se obter o conhecimento para manufatura, principalmente, dos tipos de encaixe existentes, auxiliando na escolha daquele que mais se adequa a esse projeto. Além disso, foi possível obter contato para parceria e apoio do profissional Milton B. da Silva para processo da produção da prótese. Em resumo, pode-se concluir que esta visita foi, certamente, de extrema importância e ajudou na viabilidade do projeto.

Por fim, através dos estudos sobre a atleta e conversas com a mesma, obteve-se uma idéia geral das maiores dificuldades sofridas:

- equilíbrio para manutenção da postura durante o exercício;
- mobilidade restringida;
- movimento incompleto da remada;
- apoio em somente um ponto;

E através do estudo aprofundado da utilização da prótese pôde-se listar pontos a serem analisados durante a utilização da prótese:

- circulação do sangue na área do encaixe;
- tensões desconfortantes no ponto de apoio do encaixe;
- restrição do movimento da atleta;
- segurança da atleta.

## **4.2. Cálculo das Tensões**

Para o cálculo das tensões serão assumidos que a força aplicada pelo atleta é  $F = 10 \text{ Kgf}$  e a gravidade atuando no local  $g = 9,8 \text{ m/s}^2$ . Além disso, para o final da propulsão, serão considerados  $\theta_1 = 60^\circ$ ,  $\theta_2 = 120^\circ$  e  $\theta_3 = 60^\circ$ . Estes valores foram obtidos observando o movimento de atletas de remo.

### **4.2.1. Para o Início da Fase de Propulsão**

Utilizando a modelagem apresentada na Figura 26, percebe-se que a força atuando em todas as barras tem a mesma magnitude,  $F = 10 \text{ Kgf}$ . Assim sendo, como todas as ligações entre barras possuem a mesma configuração e as seções transversais das barras são iguais, as tensões atuantes em todas as

barras serão as mesmas. Desta forma, basta fazer os cálculos para apenas uma parte do mecanismo (barra).

#### 4.2.1.1. Determinação das Tensões Normais nas Barras

Sabendo que, considerando a mesma força aplicada, a maior tensão é obtida para a seção transversal de menor área, obtém-se pelos desenhos de fabricação que a menor área vale

$$A = \pi \times \left[ \frac{(50,8 \times 10^{-3})^2 - (38,8 \times 10^{-3})^2}{4} \right] = 8,5 \times 10^{-4} m^2. \text{ Utilizando a equação (2.4),}$$

calcula-se a tensão normal.

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{10 \times 9,8}{8,5 \times 10^{-4}} = 115,3 KPa \text{ (4.1)}$$

#### 4.2.1.2. Determinação das Tensões de Cisalhamento nos Parafusos

Sabendo que o diâmetro dos parafusos que serão usados é  $d = 8\text{mm}$ , pode-se calcular a área da seção deles que estarão submetidas a tensões de

$$\text{cisalhamento, } A_c = \pi \times \frac{d^2}{4} = 50,27 \times 10^{-6} m^2.$$

Para calcular a força cortante atuante no parafuso se faz necessária uma análise mais detalhada da ligação, que está apresentada na Figura 28.

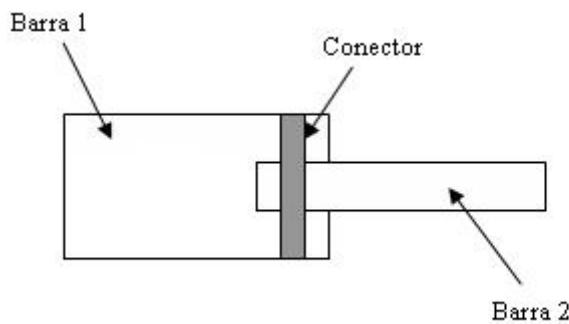


Figura 28 – Ligação entre barras utilizada no mecanismo proposto.

Considerando as forças atuantes no parafuso, obtém-se a Figura 29.

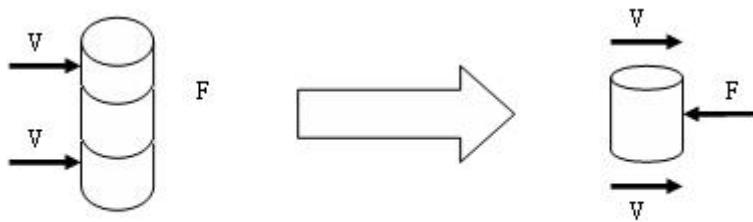


Figura 29 – Representação das forças atuantes no parafuso para cálculo da cortante.

Como pode ser visto na Figura 29, a relação entre a força cortante,  $V$ , e a força aplicada,  $F$ , vale  $2 \times V = F$ . Logo,  $V = 5 \text{ Kgf}$ . Assim sendo, utilizando-se a equação (2.5), calcula-se a tensão de cisalhamento.

$$\tau = \frac{V}{Ac} = \frac{5 \times 9,8}{50,27 \times 10^{-6}} = 0,97 \text{ MPa} \quad (4.2).$$

#### 4.2.1.3. Determinação das Tensões de Esmagamento nas Barras

Sabendo que a espessura da barra na ligação vale  $t = 20 \text{ mm}$  e que a força de esmagamento possui mesmo módulo que a força aplicada, ou seja,  $P = F = 10 \text{ Kgf}$ . Assim sendo, utilizando a equação (2.9), calcula-se a tensão de esmagamento.

$$\sigma_{es} = \frac{P}{t \times d} = \frac{10 \times 9,8}{20 \times 8 \times 10^{-6}} = 0,6 \text{ MPa} \quad (4.3).$$

#### 4.2.1.4. Concentração de Tensões

Sabendo que a relação, apresentada na Figura 12 e utilizada para determinar o coeficiente de concentração de tensões,  $K$ , vale para o mecanismo proposto  $\frac{r}{d} = \frac{2}{28} = 0,07$ . A partir desse dado, obtém-se da Fig. 2.59 da referência [6],  $K = 2,6$ . Assim sendo, calcula-se a tensão máxima na barra.

$$\sigma_{máx} = K \times \sigma_{méd} = 2,6 \times 115,3 \times 10^3 = 299,8 \text{ KPa} \quad (4.4).$$

#### 4.2.2. Para o Final da Fase de Propulsão

Para a configuração apresentada na Figura 27, se faz necessário desenhar os diagramas de corpo livre de cada barra, que estão apresentados na Figura 30.

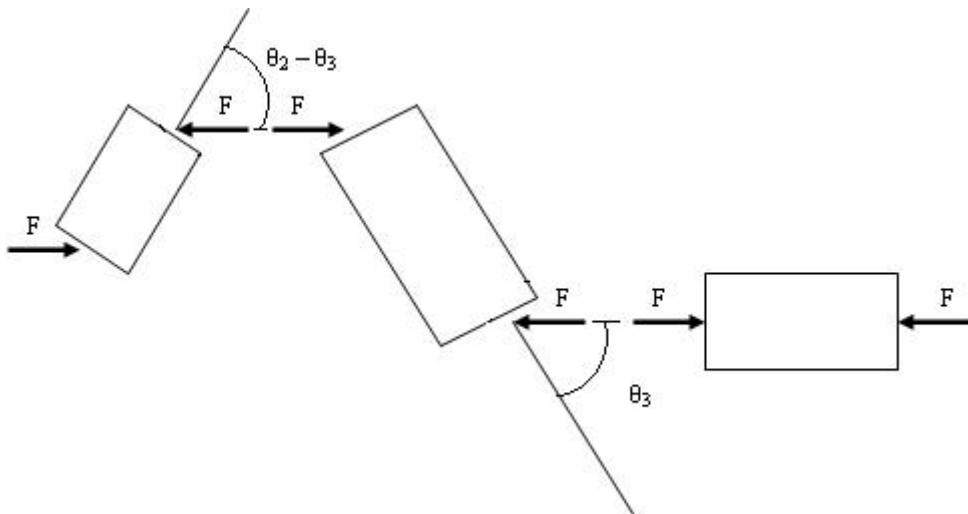


Figura 30 – Diagramas de corpo livre das barras constituintes do mecanismo proposto.

Analizando-se a Figura 30, percebe-se que a barra submetida a maior força normal é aquela na qual está se aplicando a força  $F = 10 \text{ Kgf}$ . Assim sendo, as maiores tensões atuam nesta barra e com magnitudes iguais às calculadas no tópico 4.2.1.

#### 4.2.3. Comparação com a Tensão de Escoamento do Material

Analizando-se as tensões calculadas para barra, que são (4.1), (4.3) e (4.4), nota-se que a tensão crítica, ou seja, a que possui maior módulo, é a tensão de esmagamento (4.3). Assim sendo, essa tensão será usada para compararmos com a tensão de escoamento para tração do alumínio,  $\sigma_e^{al} = 145 \text{ MPa}$  [16].

A tensão calculada para o parafuso, (4.2), será comparada com a tensão de escoamento para cisalhamento do aço,  $\sigma_e^{aco} = 152 \text{ MPa}$  [6].

Estas comparações serão feitas utilizando-se um coeficiente de segurança  $\eta = 10$ . Desta forma, para a barra  $\sigma_{barra} = 0,6MPa \leq \frac{\sigma_e^{al}}{\eta} = 14,5MPa$  e para a parafuso  $\sigma_{parafuso} = 0,97MPa \leq \frac{\sigma_e^{aço}}{\eta} = 15,2MPa$ . Logo, pode-se concluir que as tensões, tanto na barra quanto no parafuso, encontram-se dentro dos padrões de segurança estabelecidos nesse projeto.

#### 4.3. Graus de Liberdade

Primeiramente, serão calculados os graus de liberdade para cada trecho da estrutura. Para o trecho do mecanismo que desempenha o papel de um cotovelo, só é permitida a rotação em torno de um eixo e nenhuma translação é possível. Assim sendo, esta parte da estrutura possui apenas um grau de liberdade.

O mecanismo que simula a ação de um punho permite rotações em torno de dois eixos perpendiculares e nenhuma translação. Desta forma, esta parte da estrutura possui dois graus de liberdade.

Juntando as duas partes, conclui-se que o mecanismo inteiro possui três graus de liberdade (um no “cotovelo” e dois no “punho”).

Como visto no tópico 2.3, a mesma análise poderia ser feita utilizando a lei de robótica que diz que “em um mecanismo aberto o número de juntas é igual ao número de graus de liberdade” [7].

Assim sendo, sabendo que a estrutura construída é um mecanismo aberto, pois uma extremidade é fixada ao braço do atleta e a outra ao cabo do remo, ou seja, as duas extremidades não têm conectividade, e que ela possui três juntas, uma no “cotovelo” e duas no “punho”, conclui-se que o mecanismo possui três graus de liberdade.

#### 4.4. Prótese Construída

O encaixe da prótese ao coto, construído no LESF é apresentado na Figura 31.



Figura 31 – Foto ilustrativa do encaixe construído.

No caso do encaixe, é importante destacar a forma de fixação da prótese ao coto, que está ilustrada na Figura 32. Ela é constituída por uma fita que passa em volta do braço direito da atleta e segura o mecanismo.



Figura 32 – Foto ilustrativa do sistema de fixação do encaixe.

É possível verificar pela Figura 32 que a prótese pode ser facilmente desprendida do corpo da atleta. Basta, em caso de emergência, apertar o botão localizado próximo à mão para que o mecanismo seja solto.

A prótese inteira, formada pela união do encaixe com o mecanismo, é apresentada na Figura 33.



Figura 33 – Foto da prótese construída.

#### 4.5. Testes Realizados

Os testes da prótese foram realizados pela atleta Maria Liduina Patrício de Souza na Raia Olímpica da USP. As Figuras 34 e 35 mostram a atleta utilizando o protótipo construído antes de entrar no barco e dentro do barco com a prótese fixa ao remo, respectivamente.



Figura 34 – Foto da atleta utilizando a prótese antes de entrar no barco.



Figura 35 – Foto da atleta utilizando a prótese durante a remada.

Durante a sessão de testes constatou-se, a partir do depoimento da própria atleta, Maria Liduina Patrício de Souza, que a prótese proporcionou um maior equilíbrio durante a remada. Decorrente desta melhoria, a atleta conseguiu aplicar uma força maior na água, o que, teoricamente, resultará em uma melhoria de seu desempenho durante a prática do esporte remo.

Além disso, o único problema identificado foi em relação à massa do mecanismo. A atleta não estava confortada com a massa da prótese igual a 1,3 Kg, a qual considerou um pouco elevada para a aplicação em questão.

## 5. Conclusão

A utilização de próteses no cotidiano das pessoas deficientes físicas tornou-se comum atualmente. Em vista disto há a oportunidade de se inovar nessa área atuando especificamente em áreas esportivas, que necessitam de características próprias para a realização satisfatória da atividade.

O projeto de prótese específica, neste caso voltado para o remo adaptável, necessita de um estudo detalhado tanto da parte de engenharia quanto da parte médica. Este projeto possibilitou unir áreas de diferentes aptidões em prol da melhoria contínua nas atividades físicas exercidas por deficientes físicos.

Utilizando conhecimento nas áreas biológicas e exatas foi possível desenvolver o projeto da prótese direcionada ao uso em remo adaptável. Neste caso tendo apoio da atleta Maria Liduina Patrício de Souza, a Lina, que se dispôs a ser a pessoa alvo do projeto.

De acordo com os estudos realizados: o estudo clínico, a reunião de dados específicos da pessoa alvo e o estudo detalhado do problema, chegou-se à conclusão de que as soluções propostas são viáveis para a solução dos problemas propostos e consequente continuidade e conclusão do projeto.

Pôde-se concluir também que, respeitando as características únicas do indivíduo estudado, é possível aplicar a prótese em outros atletas que também possuam o braço amputado fazendo pequenas alterações no projeto.

Além disso, constatou-se um aumento na eficiência da remada. Isto se deve ao fato de que, segundo o relato da própria atleta, o maior equilíbrio conseguido durante a remada possibilita a aplicação de uma força maior na água, o que, teoricamente, resulta numa maior velocidade do barco.

Por fim, é importante dizer que futuros projetos relacionados ao tema abordado devem buscar a diminuição da massa do mecanismo. Isto pode ser feito utilizando outro material ou, até mesmo, otimizando as dimensões das peças.

## 6. Agradecimentos

Abaixo segue a lista de quem contribui para a realização desse projeto. A eles nosso muito obrigado.

- 1) À Escola Politécnica da USP;
- 2) À Sra. Eliana Mutchnik e ao Sr. Renato Correa Baena da SEPED (Prefeitura do Município de São Paulo);
- 3) Ao Sr. Rodrigo Rojas da Federação Paulista de Remo;
- 4) Ao Prof. Dr. Linilson Rodrigues Padovese;
- 5) Ao Sr. José Paulo Sabatini do Clube Pinheiros;
- 6) Ao Clube Pinheiros;
- 7) À Sr. Mara Cristina Gabrilli (Projeto Próximo Passo (PPP));
- 8) À Confederação Brasileira de Remo. Em especial aos Srs. Rodney Bernanrdo de Araújo e Júlio Noronha;
- 9) Aos Profs. Ricardo e Christian da Raia Olímpica da USP;
- 10) Ao Sr. Antônio Carlos Osse (Companhia da Canoagem);
- 11) Ao Prof. Dr. Marcos Barreto da Fundação para o Desenvolvimento Tecnológico da Engenharia (FDTE) e professor da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP);
- 12) Ao Banco Nossa Caixa S/A, em especial ao Sr. Mário Sérgio do Departamento de Marketing, pelo apoio financeiro;
- 13) Ao Lar Escola São Francisco (LESF), em especial aos Srs. Roberto Queiros e Eduardo Mohriak de Azevedo;
- 14) À Jaguaré Protótipos Ltda, pelo empenho na confecção das peças;
- 15) E de forma mais do que especial, à atleta Maria Lidiuna Patrício de Souza, pela disposição na realização dos testes do protótipo.

## 7. Referências Bibliográficas

- 1) ACKERMANN, M. Sistema de acionamento e travamento para flexão mecanizada de joelho em órteses de membros inferiores. São Paulo: Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2002. 110p.
- 2) MARTINS, D.L.; DE ALBUQUERQUE, M. Prótese Mecânica. São Paulo: Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 1997. 41p.
- 3) BRONZINO, E.B. Introduction to Biomedical Engineering. 2.<sup>a</sup> ed. New York: Elsevier Academic Press, 2005. 1117p.
- 4) SOBOTTA. Atlas de Anatomia Humana. Volume 2: Tronco, Visceras e Extremidade Inferior. 20.<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- 5) KEITH, L.M. Anatomia – Orientada para Clínica. 3.<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- 6) BEER, F.P.; JOHNSTON, E.R. Resistência dos Materiais. 2.<sup>a</sup> ed. São Paulo: McGraw-Hill, 1989. 654p.
- 7) CRAIG, J.J. Introduction to Robotics: Mechanics and Control. 2.<sup>a</sup> ed. Addison-Wesley, 1989.
- 8) [http://oradical.uol.com.br/conteudo/1workshop\\_adaptavel\\_remo\\_2007.asp](http://oradical.uol.com.br/conteudo/1workshop_adaptavel_remo_2007.asp) (acessado em 15/04/2007 às 20:05).
- 9) <http://360graus.terra.com.br/remo/default.asp?action=news&did=14812> (acessado em 15/04/2007 às 20:07).
- 10) [http://www.aacd.org.br/ortopedia\\_prods\\_proteses.asp](http://www.aacd.org.br/ortopedia_prods_proteses.asp) (acessado em 22/05/2007 às 16:44).
- 11) [http://www.universia.com.br/html/noticia/noticia\\_clipping\\_cfcj.html](http://www.universia.com.br/html/noticia/noticia_clipping_cfcj.html) (acessado em 26/05/2007 às 19:21).
- 12) <http://www.ottobock.com.br/prod.asp> (acessado em 13/05/2007 às 22:33).
- 13) <http://www.lesf.org.br> (acessado em 31/05/2007 às 13:48).

- 14) <http://www.bradfordcompany.com/products/materials/plastic/polylite.htm>  
(acessado em 10/06/2007 às 18:05).
- 15) [http://www.metalica.com.br/pg\\_dinamica/bin/pg\\_dinamica.php?id\\_pag=544](http://www.metalica.com.br/pg_dinamica/bin/pg_dinamica.php?id_pag=544)  
(acessado em 16/06/2007 às 15:22).
- 16) <http://www.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MA6061T4>  
(acessado em 07/08/2007 às 11:30).
- 17) [http://www.cninfante.pt/tec\\_remo.php](http://www.cninfante.pt/tec_remo.php)  
(acessado em 30/10/2007 às 19:00).

## Anexo A. Desenhos de Fabricação

Os desenhos de fabricação utilizados para a construção do mecanismo proposto são apresentados nas Figuras A1, A2, A3, A4, A5, A6, A7 e A8.

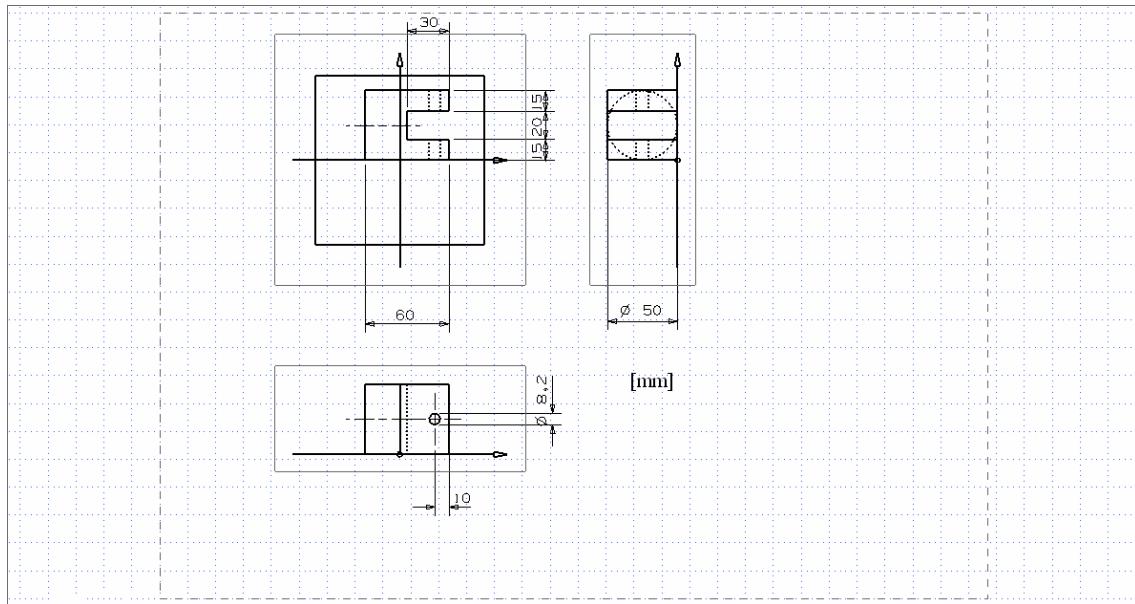


Figura A1 – Desenho técnico da peça que desempenhará a função de um braço.

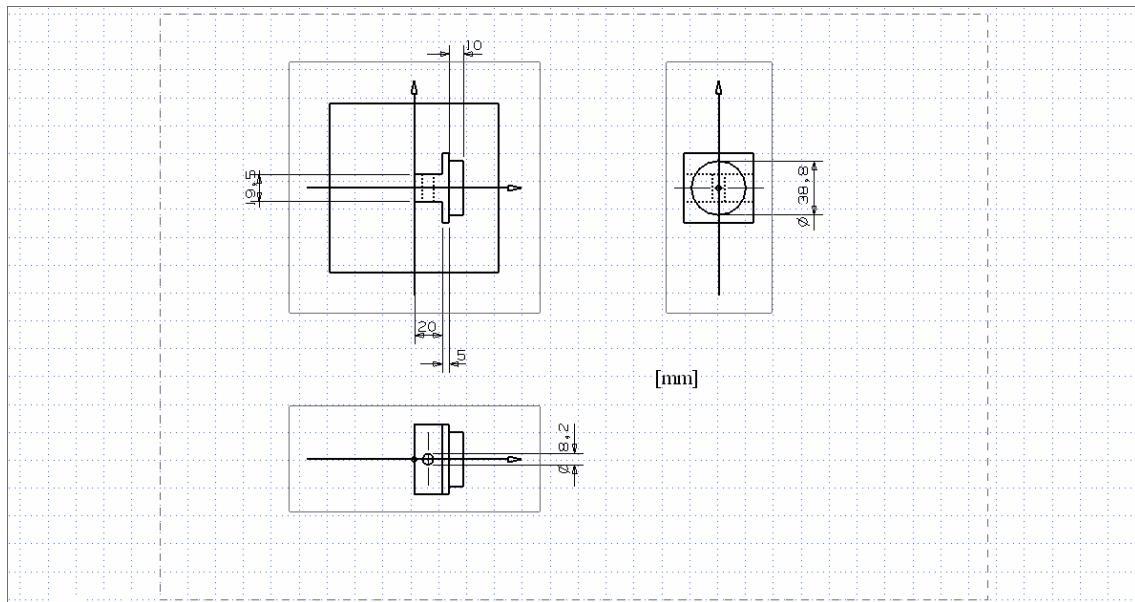


Figura A2 – Desenho técnico da peça que fará o encaixe do braço ao antebraço.

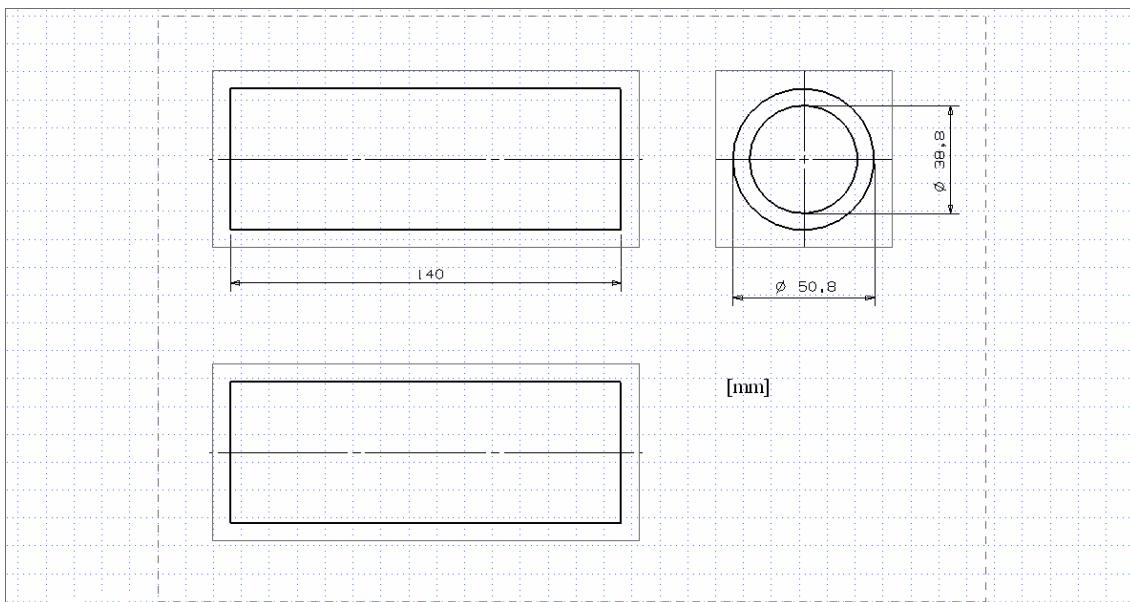


Figura A3 – Desenho técnico da peça que desempenhará a função de um antebraço.

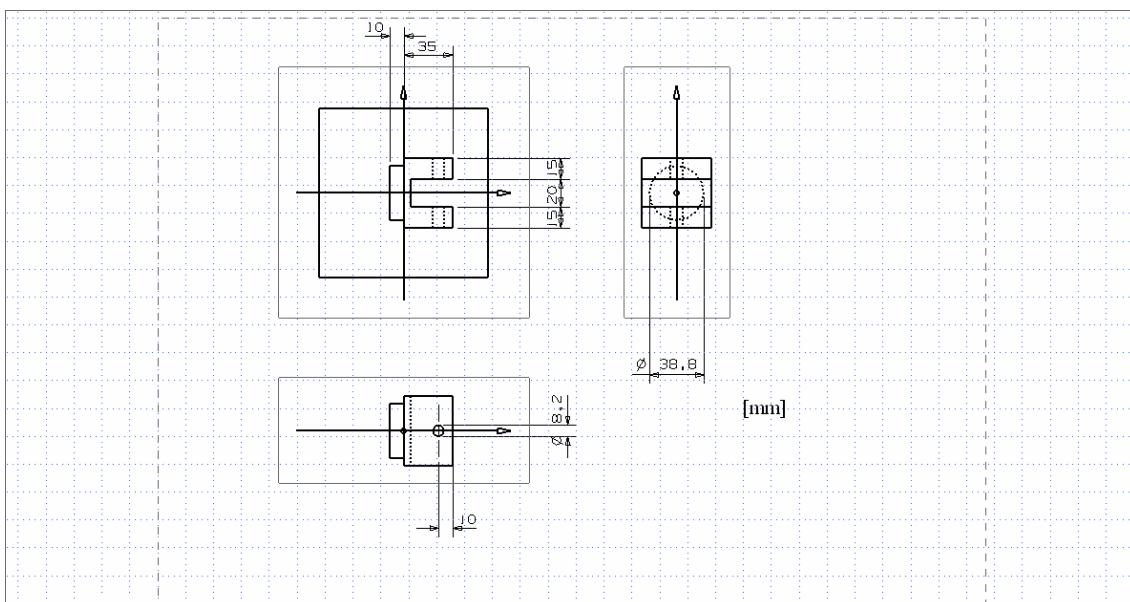


Figura A4 – Desenho técnico da peça que fará o encaixe do antebraço ao punho.

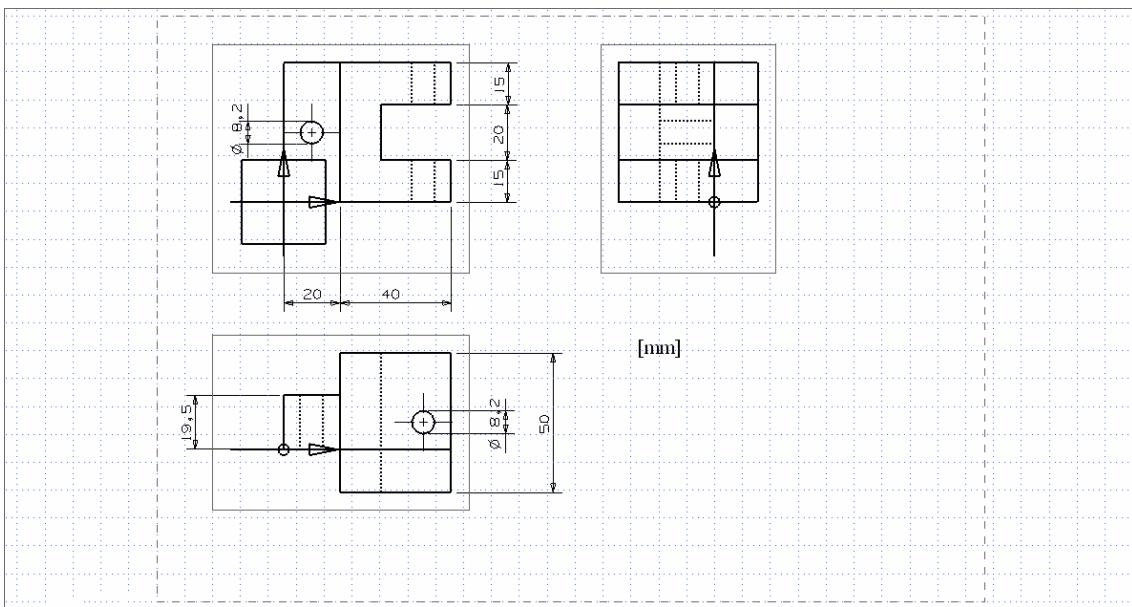


Figura A5 – Desenho técnico da peça que desempenhará a função de um punho.

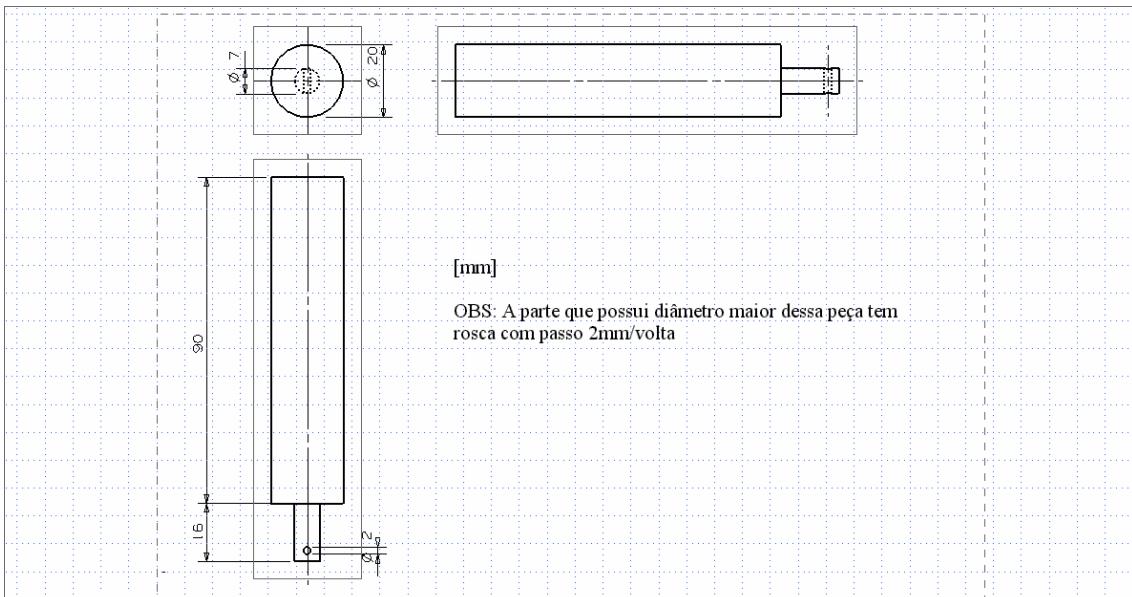


Figura A6 – Desenho técnico da peça que desempenhará a função de um efetuador para a fixação da prótese ao cabo do remo.

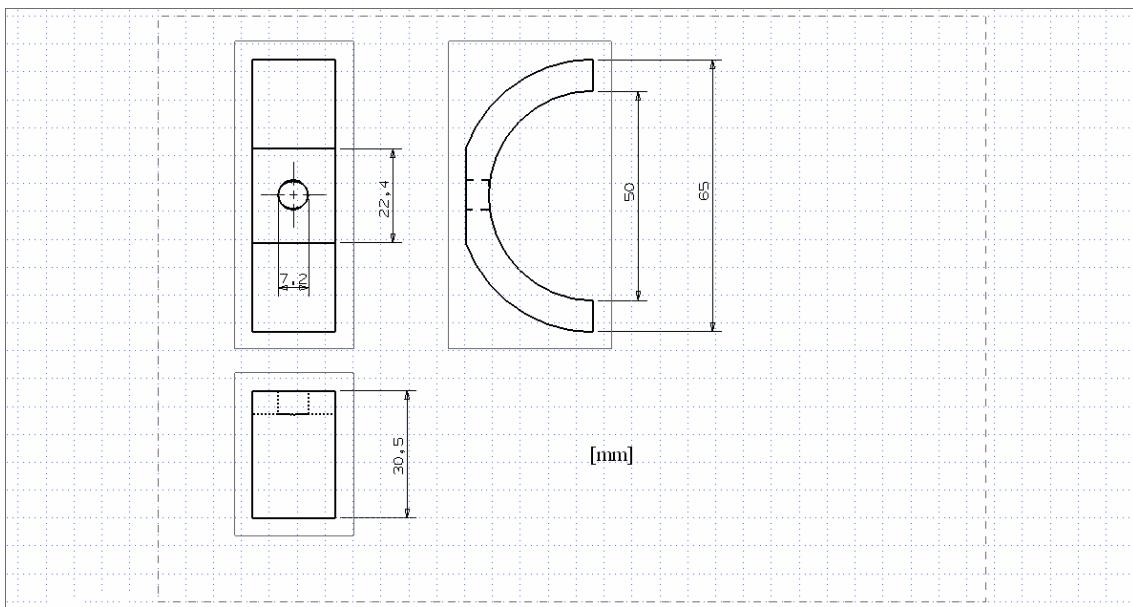


Figura A7 – Desenho técnico da peça que desempenhará a função de fixação da prótese ao cabo do remo.

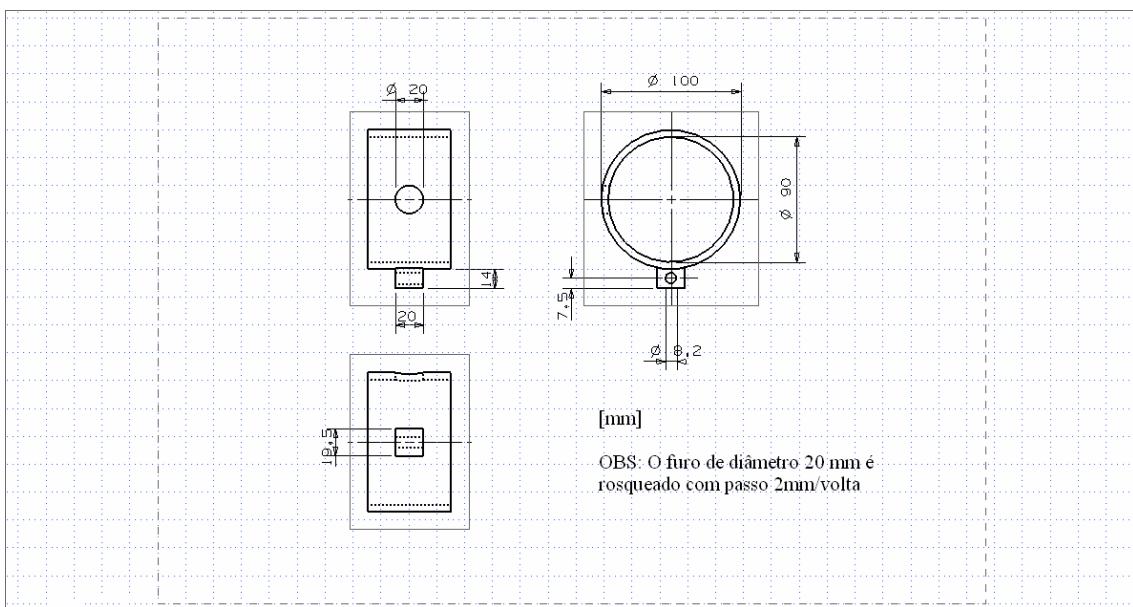


Figura A8 – Desenho técnico da peça que desempenhará a função de uma mão.

## Anexo B. Modelagem das Peças

As modelagens das peças que compõem o mecanismo proposto são apresentadas nas Figuras B1, B2, B3, B4, B5, B6, B7 e B8.

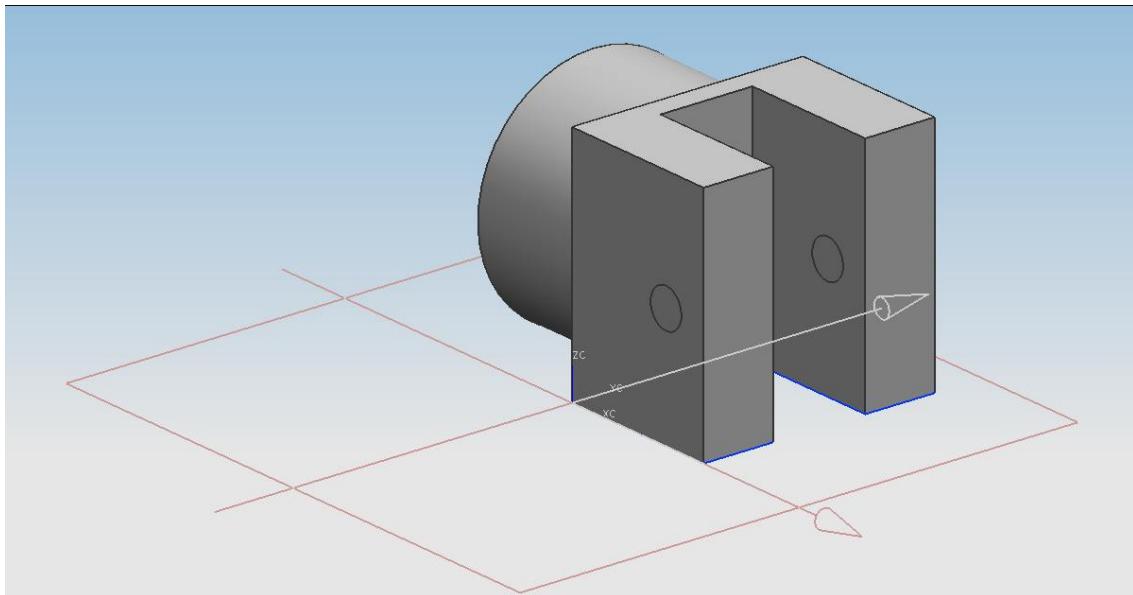


Figura B1 – Modelagem da peça que desempenhará a função de um braço.

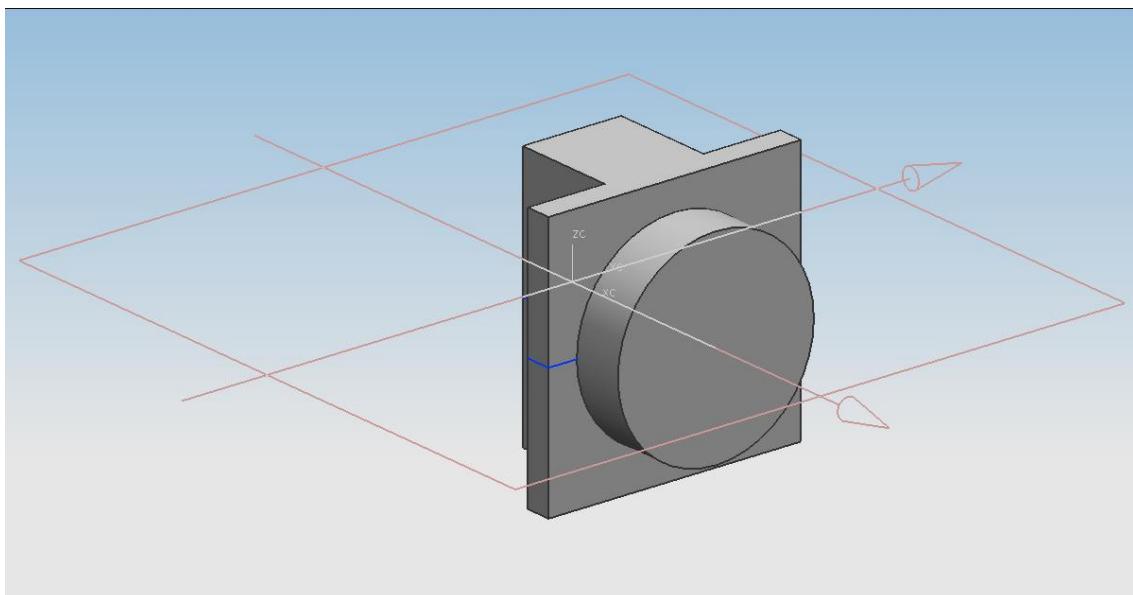


Figura B2 – Modelagem da peça que fará o encaixe do braço ao antebraço.

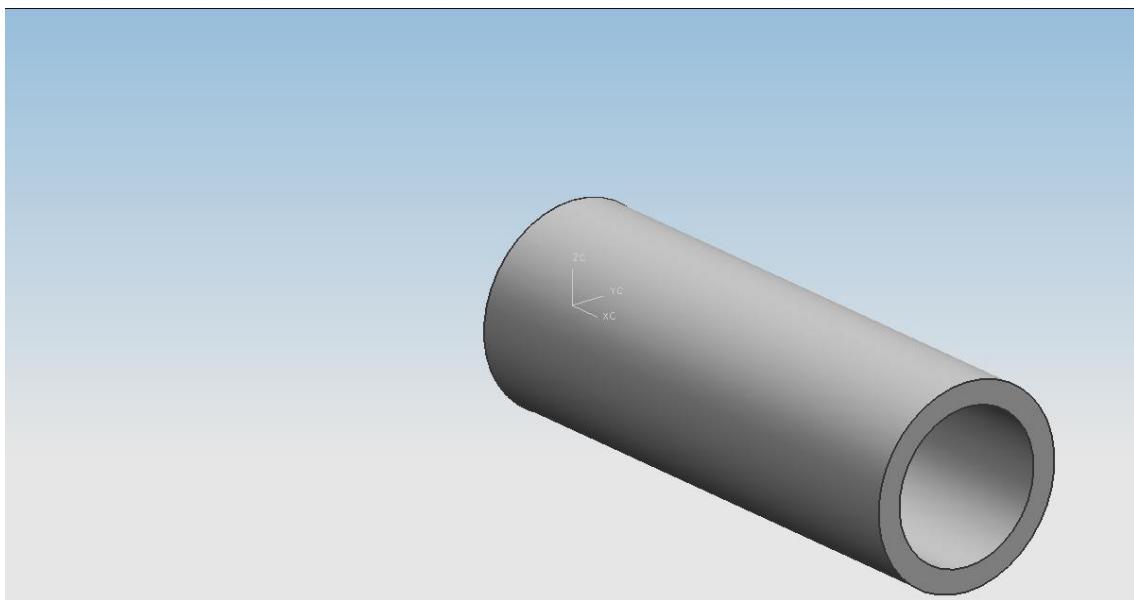


Figura B3 – Modelagem da peça que desempenhará a função de um antebraço.

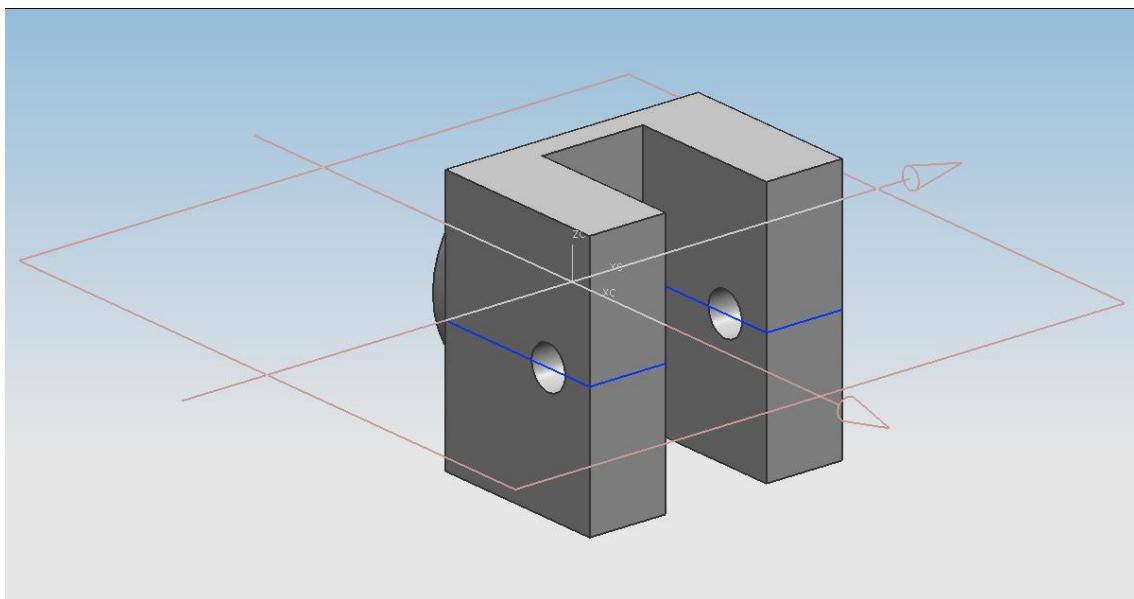


Figura B4 – Modelagem da peça que fará o encaixe do antebraço ao punho.

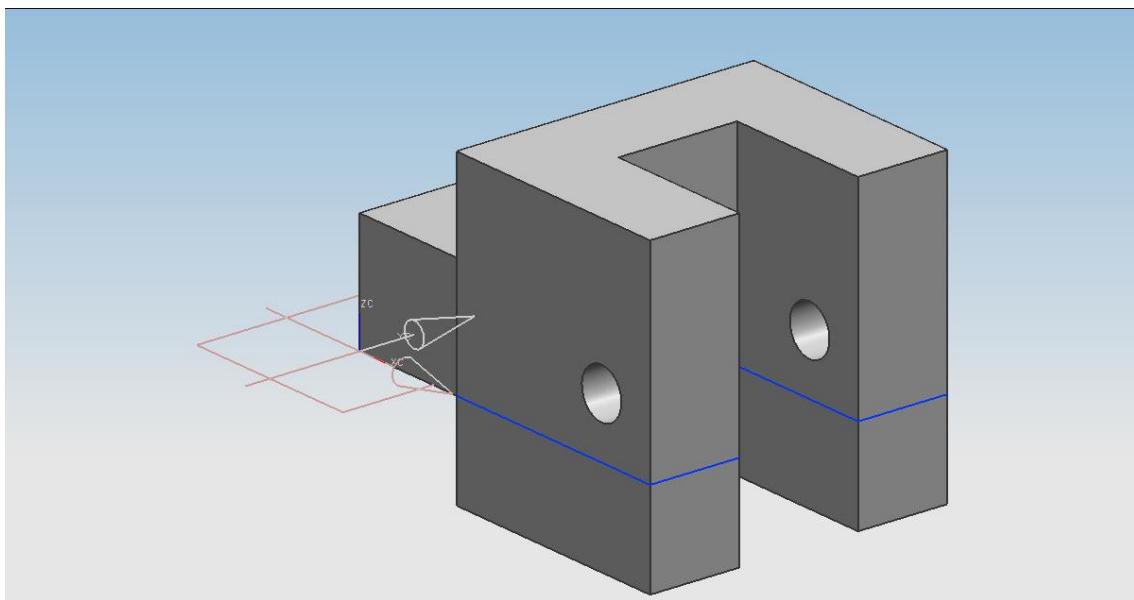


Figura B5 – Modelagem da peça que desempenhará a função de um punho.

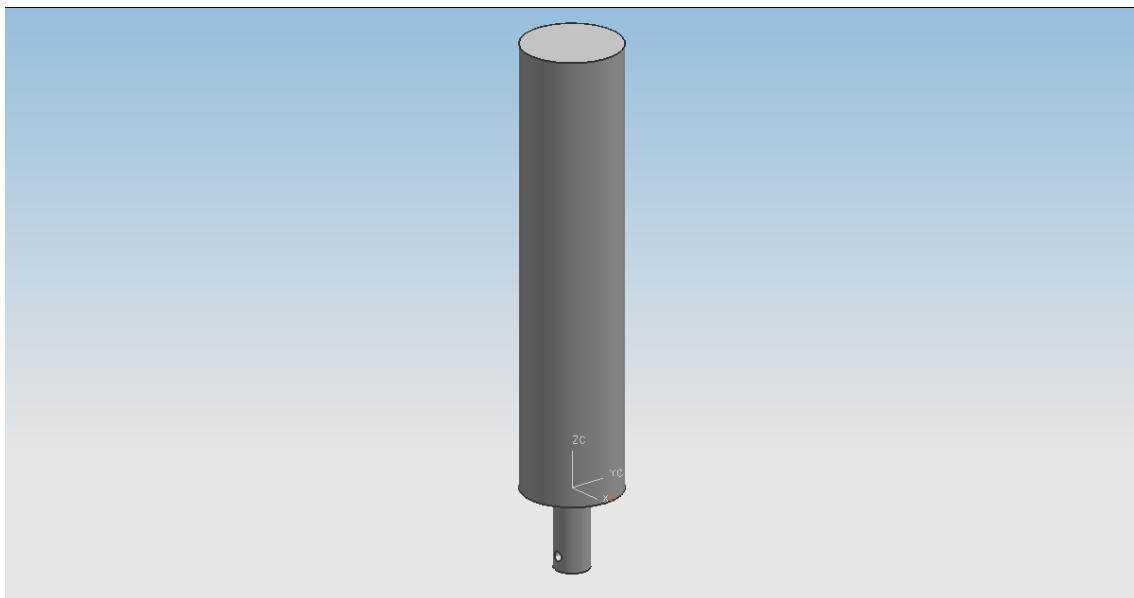


Figura B6 – Modelagem da peça que desempenhará a função de um efetuador para a fixação da prótese ao cabo do remo.

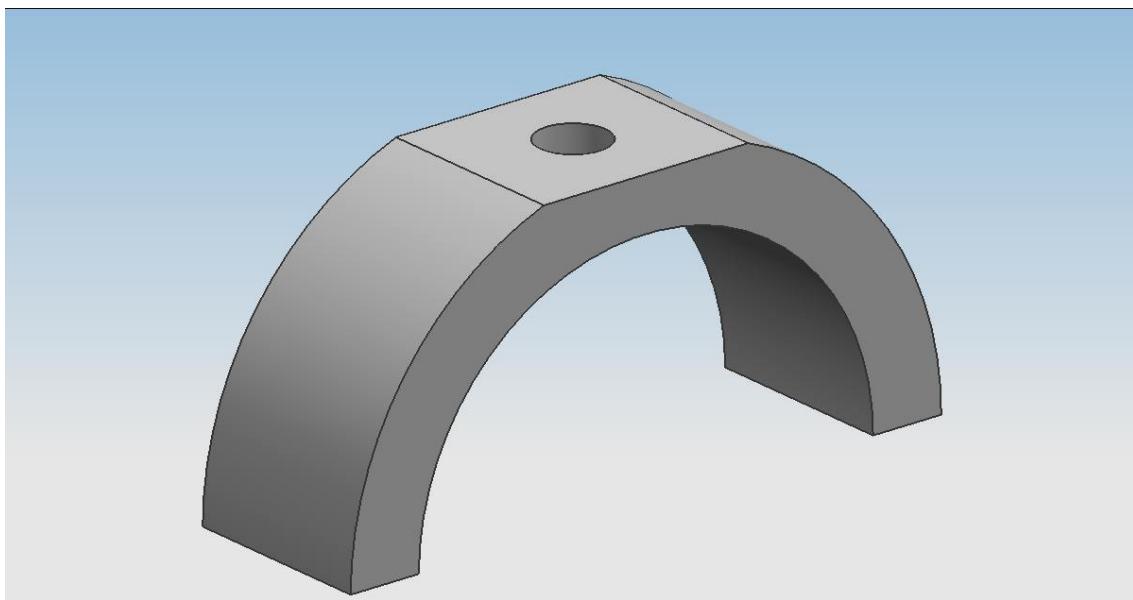


Figura B7 – Modelagem da peça que desempenhará a função de fixação da prótese ao cabo do remo.

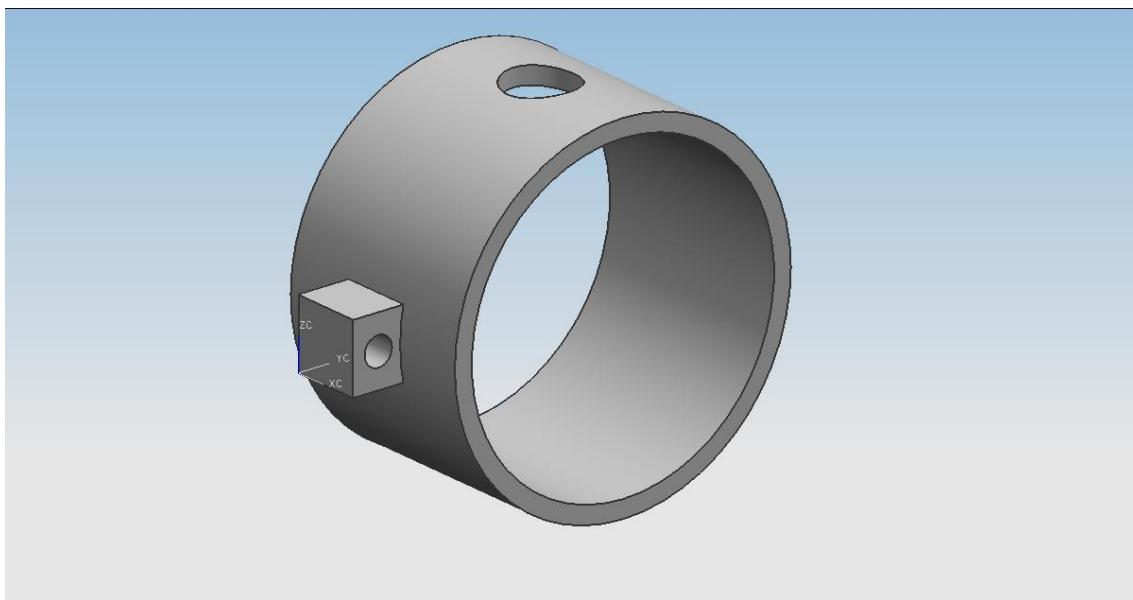


Figura B8 – Modelagem da peça que desempenhará a função de uma mão.