

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECATRÔNICA E DE SISTEMAS MECÂNICOS

DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE UM MEMBRO SUPERIOR PARA A PRÁTICA DO REMO

André Molina
Fábio Yuki Yoshi Missawa

São Paulo
2007

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECATRÔNICA E DE SISTEMAS MECÂNICOS

DESENVOLVIMENTO DE UMA PRÓTESE DE UM MEMBRO SUPERIOR PARA A PRÁTICA DO REMO

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Graduação em Engenharia Mecatrônica.

André Molina
Fábio Yuki Yoshi Missawa

Orientador(a):
Izabel Fernanda Machado

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

São Paulo
2007

FICHA CATALOGRÁFICA

Molina, André

Desenvolvimento de uma prótese de um membro superior para a prática do remo / A. Molina/ F. Y. Missawa. -- São Paulo, 2007.

p. 81

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

1.Próteses ortopédicas 2.Alumínio 3.Resistência dos materiais I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.

Agradecimentos

À nossa orientadora Professora Izabel Fernanda Machado pela confiança, incentivo e orientação neste trabalho.

À Escola Politécnica da Universidade de São Paulo por esses anos de aprendizado, pelos ótimos docentes, pela estrutura e por proporcionar amizades que levaremos pro resto de nossas vidas.

A Sra. Eliana Mutchnik e ao Sr. Renato Correa Baena da SEPED (Prefeitura do Município de São Paulo) pelo suporte e por acreditarem no nosso trabalho.

Ao Sr. Rodrigo Rojas da Federação Paulista de Remo, à Confederação Brasileira de Remo, em especial aos Srs. Rodney Bernardo de Araújo e Júlio Noronha pelo apoio e pela contribuição ao nosso trabalho.

Ao Sr. José Paulo Sabatini do Clube Pinheiros pela paciência e pela ajuda nos ensinamentos do Remo.

Ao amigo Rafael de Paula Guayer Wanderley pela ajuda com os desenhos técnicos e pelo apoio durante estes anos de POLI.

Ao Sr. Álvaro Fontes, da Jaguaré Protótipos LTDA pela fabricação da nossa prótese.

Ao Sr. Luiz Mergulhão e a AACD pela ajuda na fabricação do encaixe.

Em especial Ao Banco Nossa Caixa S/A, representado pelo Sr. Mário Sérgio do Departamento de Marketing pelo apoio financeiro.

André Molina

Agradeço aos meus pais, Mario e Flavia, por propiciarem as condições para que eu criasse as minhas próprias oportunidades, cada um a sua maneira.

Ao meu irmão Renato, a única pessoa que possui a mesma historia de vida que a minha e que me apoiou mesmo do outro lado do oceano.

A todos os familiares que me apoiaram.

Aos meus amigos de longa data, que me acompanharam desde o inicio e foram fundamentais no meu amadurecimento e aprendizado e continuam ao lado.

A ESSS, pelo conhecimento de analises estruturais e pela paciência.

Aos meus novos amigos, que me presentearam com uma nova visão de mundo no momento em que este período da vida fica pra trás.

Fábio Yuki Yoshi Missawa

Agradeço em primeiro lugar aos meus pais, Jorge e Edna, pelo amor, paciência, compreensão, pelas oportunidades e condições que me foram concedidas para que o estudo viesse em primeiro lugar.

A minha irmã Patrícia pelo suporte e carinho nesta minha caminhada.

A minha namorada Lívia pelo amor, apoio, companheirismo e por não me deixar desistir nunca.

A todos os meus familiares que me apoiaram.

Aos meus amigos que foram peças fundamentais neste período de amadurecimento e aprendizado.

Aos Srs. Fábio P. Jabur e Gustavo B. Sisti da Votorantim Asset Management pela compreensão.

Resumo

Este trabalho visa o projeto e a implementação de uma prótese de um membro superior para a sua utilização na prática do remo. A prótese foi feita para um atleta que tem a parte logo abaixo do cotovelo (proximal). Ela tem somente uma articulação que faz o papel do punho. A prótese pode ser dividida em quatro partes: a primeira é chamada encaixe, que é a peça que está conectada ao coto do atleta. Ela foi feita com placas de carbono sobrepostas, é resistente à deformação e também à tração que será exercida. A segunda parte pode ser chamada de antebraço. Foi feita em fibra de carbono, que é um material leve, resistente e muito utilizada em próteses profissionais. A terceira parte pode ser denominada punho. Foi constituída de alumínio liga 6351-T6 (alumínio naval), que é um material leve, com grande resistência à tração e à fadiga. A quarta parte, ou a garra, também foi implementada com alumínio liga 6351-T6. Foram realizadas modelagens para que se pudesse avaliar os impactos dos movimentos no protótipo e o comportamento dos materiais empregados através de Métodos de Elementos Finitos (MEF).

Palavras-chave: prótese, remo adaptável, MEF.

ABSTRACT

The present work aims the project and the implementation of prosthesis of a superior limb to be used in the practice of rowing. The prosthesis was made for an athlete that has the proximal part below the right elbow. It has therefore just one articulation: the wrist. The prosthesis can be divided in four parts: the first one named “Mortise” that is the part connected to the athlete’s elbow. It has been made with several plates of carbon fiber, and it is resistant to deformation and also to traction that will be required. The second part called “Forearm” was made of carbon fiber either, that is light, resistant and far used in professional’s prosthesis. The third part is the “Wrist”. This piece was made of aluminum 6351-T6, that is a light material and also with great resistance to deformation and fatigue. The fourth piece was named “Claw” and was also made of aluminum 6351-T6. To evaluate the impacts of the motions made by the athlete, it has been implemented some modeling using the Ansys software (FEM – Finite Element Method).

Key-Words: Prosthesis, Adaptive Rowing, FEM.

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Resumo

Abstract

1. Introdução	14
2. Objetivos.....	17
3. O remo adaptável.....	18
4. Estrutura óssea dos membros superiores.....	20
5. Tipos de amputação.....	22
6. O que é uma prótese?.....	24
6.1 Objetivos gerais de uma prótese.....	24
6.2 Objetivos específicos de uma prótese.....	24
7. Funções de uma prótese.....	25
8. Classificação das próteses de membros superiores	27
8.1 Tipo de prótese escolhida.....	29
9. Materiais utilizados.....	30
8.1 Alumínio.....	30
8.2 Fibra de carbono.....	33
10. Estudo da resistência a fadiga.....	37
11. Técnica da remada.....	39
11.1 O ataque.....	39
11.2 A fase de propulsão.....	40
11.3 A extração da pá.....	41

11.4 A fase de recuperação.....	42
11.5 Uma sequência completa.....	44
12. Análise dos esforços e movimentos.....	45
12.1 Movimento do barco.....	45
12.2 Efeitos do momento na velocidade.....	46
12.3 Resistência do barco.....	50
12.4 Análise quantitativa da técnica.....	51
13. Projeto	55
13.1 Projeto final.....	57
13.1.1 Estrutura tubular (antebraço).....	58
13.1.2 Encaixe 1 (Punho).....	59
13.1.3 Encaixe 2 (Mão).....	60
13.1.4 Rolamentos axiais.....	61
14. Simulações utilizando o método dos elementos finitos.. ..	63
15. Fotos do projeto final.....	70
15.1 Estrutura tubular.....	70
15.2 Encaixe 1.....	70
15.3 Encaixe 2.....	71
15.4 Protótipo.....	71
15.5 Detalhes do protótipo.....	72
15.6 Detalhes das peças de fixação do protótipo ao coto do atleta.....	72
16. Considerações finais.....	74
17. Referências.....	76
18. Bibliografia.....	77

Lista de Figuras

Figura 1 – Barco Quatro com.....	19
Figura 2 – Estrutura óssea de um membro superior.....	21
Figura 3 – Tipos de amputação.....	23
Figura 4 - Classificação das próteses de membros superiores.....	27
Figura 5 - Diagrama tensão versus deformação específica de fibras e metais.....	36
Figura 6 – Curvas de Wöhler.....	38
Figura 7 – O ataque.....	40
Figura 8 – A fase de propulsão.....	41
Figura 9 – Fase de recuperação.....	43
Figura 10 – A sequência completa da remada.....	44
Figura 11 - Descrição do movimento do barco.....	46
Figura 12 - Força versus Tempo de uma remada.....	48
Figura 13 - Ângulos entre as forças e a superfície da água	49
Figura 14 - Relação entre as forças aplicadas e as posições das mãos.....	53
Figura 15 - Força e velocidade em função do tempo	54
Figura 16 – Graus de Liberdade.....	55
Figura 17 – Esboço da Prótese.....	56
Figura 18 – Desenho final de conjunto da prótese.....	57
Figura 19 – Desenho final explodido.....	58
Figura 20 – Estrutura tubular.....	59
Figura 21 – Encaixe 1.....	60

Figura 22 – Encaixe 2.....	61
Figura 23 – Simulação da deformação na peça intermediária.....	64
Figura 24 – Simulação da tensão na peça intermediária.....	65
Figura 25 – Simulação da deformação no engate.....	66
Figura 26 – Simulação da tensão no engate.....	67
Figura 27 – Simulação de deformação no tubo circular.....	68
Figura 28 – Simulação da tensão no tubo circular.....	69
Figura 29 – Foto da estrutura tubular.....	70
Figura 30 – Foto do encaixe 1.....	70
Figura 31 – Foto do encaixe 2.....	71
Figura 32 – Protótipo.....	71
Figura 33 – Detalhe do “Punho com 1 grau de liberdade”.....	72
Figura 34 – Detalhe das peças de fixação.....	72

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Níveis de amputação.....	23
Tabela 2 – Funções desejáveis.....	25
Tabela 3 – Funções indesejáveis.....	26
Tabela 4 - Vantagens e desvantagens dos principais tipos de próteses.....	29
Tabela 5 – Propriedades do Alumínio Liga 6351-T6.....	33
Tabela 6 – Propriedades típicas dos principais tipos de fibra.....	35
Tabela 7 – Descrição do movimento do barco.....	46

Anexos

Anexo A: Primeiro esboço da prótese

Anexo B: Desenho de conjunto

Anexo C: Desenho de conjunto explodido

Anexo D: Desenho de fabricação da estrutura tubular

Anexo E: Desenho de fabricação do encaixe 1

Anexo F: Desenho de fabricação do encaixe 2

Anexo G: Desenho de fabricação do pino.

1. Introdução

O Brasil dispõe hoje do que há de mais moderno no mundo na área de próteses e equipamentos, que substituem do ponto de vista estético e funcional o membro perdido em acidentes ou doenças.

Produtos de última geração, como o joelho hidráulico (de US\$ 15 mil a US\$ 19 mil) e a mão com sensores (R\$ 28 mil a R\$ 72 mil), recentemente lançados em congresso internacional na Alemanha, já estão disponíveis no país e conseguem devolver ao deficiente, movimentos muito próximos do natural. Pena que para poucos.

Menos de 3% dos deficientes físicos brasileiros conseguem ter acesso a essa alta tecnologia, segundo a Abotec (Associação Brasileira de Ortopedia Técnica).

Pelo censo de 2000, no Brasil, são 24,5 milhões de pessoas portadoras de deficiência, ou 14,5% da população. Desse total, 26% têm deficiência física ou motora, 6% possuem falta de um ou mais membros e 48% apresentam problemas para enxergar [1].

O surgimento do esporte e desenvolvimento do desporto entre pessoas portadoras de deficiência se deu de forma extremamente lenta. Registros apontam a Alemanha como o primeiro local de prática desportiva organizada. Em 1918, um grupo de deficientes, lesionados na Primeira Grande Guerra, se reuniu para praticar esporte.

Desde que a prática desportiva entre portadores de deficiência chegou ao nosso país, pelas mãos do paraplégico Robson Sampaio de Almeida e do atleta Sérgio Del Grande, no final dos anos 50, o Brasil fez-se representar nas grandes competições internacionais.

Nos Jogos Paraolímpicos, estiveram pela primeira vez em 1972, na Alemanha. No Canadá (1976), o Brasil conseguiu suas primeiras medalhas paraolímpicas: os atletas Robson Sampaio de Almeida e Luis Carlos "Curtinho" conquistam duas medalhas de prata.

Já o remo adaptável começou sua breve história em 2001. Neste ano a Federação Internacional de Remo (FISA) solicitou, formalmente, ao Comitê Paraolímpicos Internacional (IPC), a inclusão do remo nos Jogos Paraolímpicos de 2008. Para tanto, foi exigida a realização de pelo menos dois campeonatos mundiais de remo adaptável até 2005 e a participação de 24 nações em eventos adaptáveis no campeonato mundial de 2004. Em 2006 a Confederação Brasileira de Remo (CBR) realizou na cidade de São Paulo um congresso Nacional para a divulgação das novas regras de Remo Adaptável e esclarecer como seriam as exigências para qualificação e vaga nas Paraolimpíadas. Após este primeiro envolvimento com esta modalidade, que tem uma característica única no movimento paraolímpico (é gerida e organizada junto ao esporte olímpico convencional), a SEPED / PMSP através do decreto lei "Abrace o Paradesporto" 47452 de 10/07/2006. Esta instituiu e incentiva parcerias entre clubes convencionais e paradesportivos para o fomento e desenvolvimento do paradesporto com o apoio da Prefeitura Municipal de São Paulo. Em 2006 o Esporte Clube Pinheiros cedeu espaço e equipamentos para o treinamento na Raia Olímpica da USP. Em 2007 dois atletas Claudia Cícero dos Santos e Lucas Pagani da ONG- PPP que integravam a seleção Brasileira de Remo no Campeonato Mundial de Remo em Munique foram recordistas, campeões e qualificaram os barcos single feminino e double misto para as paraolimpíadas de Pequim 2008.

2. Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é a criação de uma prótese de um membro superior para um atleta de remo. Como foi explicado na introdução, essas próteses são extremamente caras e, portanto para um público restrito.

A prótese será produzida conforme as necessidades do atleta, tanto de movimentação quanto de conforto, praticidade e estética também. Serão utilizados materiais leves, resistentes e a prova d'água, mas também baratos, para que se possa apresentar uma alternativa às caras e inacessíveis próteses importadas.

Como objetivo secundário, mas também muito importante, o trabalho ajudar um esporte que ainda está em fase de desenvolvimento no país: o remo adaptável, modalidade que participará dos Jogos Olímpicos de Pequim 2008.

3. O remo adaptável

O remo adaptável é um desporto de velocidade, praticado por pessoas com deficiência física e visual em barcos adaptados conforme a classe funcional. Nesses barcos adaptados os atletas se sentam sobre bancos móveis ou fixos, de costas para a direção do movimento, usando os remos para mover o barco o mais depressa possível, em geral em rios de água doce ou locais construídos para esta prática. Pode ser praticado em diferentes categorias, desde barcos para uma só pessoa, que tenha apenas a funcionabilidade nos braços utilizando remada dupla, dois atletas misto (feminino e masculino) com funcionabilidade no tronco e braço e remada dupla, até quatro atletas misto, dois masculinos e dois femininos, conduzindo o barco utilizando um remo, com a presença de um timoneiro com ou sem deficiência responsável por dar a direção e o ritmo da remada aos atletas. O remo é um desporto muito completo, seja do ponto de vista dos grupos musculares envolvidos (todos os grandes grupos musculares), seja do ponto de vista da demanda fisiológica que supõe. Na verdade, trata-se de um desporto de resistência-força, ou seja, um desporto que exige nível muito elevado de força muscular e de resistência à fadiga. Assim, os remadores são, usualmente, muito fortes e possuem uma elevada capacidade aeróbica, para poderem oxigenar a grande quantidade de massa muscular utilizada neste esporte. A combinação destas duas características confere-lhes uma capacidade física singular, senão única. Outros aspectos importantes para a integração do atleta: o meio e o convívio com a natureza; o sentido de trabalho em equipe; a superação; autonomia durante a montagem do próprio equipamento; habilidades e conhecimento estratégico.

O atleta que será beneficiado com a prótese desenvolvida neste trabalho chama-se Ângelo Medeiros Borim, tem 21 anos, que tem nível de amputação “c” no braço direito, pratica remo na categoria LTA (atletas deficientes que tem movimentos tanto de pernas quanto de braços e tronco).

O barco por ele utilizado é o “Quatro com” (quatro atletas e um timoneiro, como está ilustrado na figura 1 abaixo) com palamenta simples, ou seja, um remo para cada atleta.



Figura 1 – Barco Quatro com

4. Estrutura Óssea dos Membros Superiores

A descrição feita abaixo ilustra a complexidade dos membros superiores:

- A mão humana contém 27 ossos, 19 músculos e vários tendões ativados por músculos situados no antebraço. Ela possui 23 graus de liberdade, sendo que 5 delas só para o polegar. Outros 4 para cada um dos outros dedos e mais 2 para a palma da mão (Figura 2).
- O restante do braço é dividido em mais cinco ossos: dois que compõem o antebraço (rádio e ulna), um osso que compõe o braço (úmero), e outros dois que compõem o ombro (clavícula e escápula) e mais uma dezena de músculos.

Com isso fica claro que a reprodução de tal membro é muito difícil e complexo.

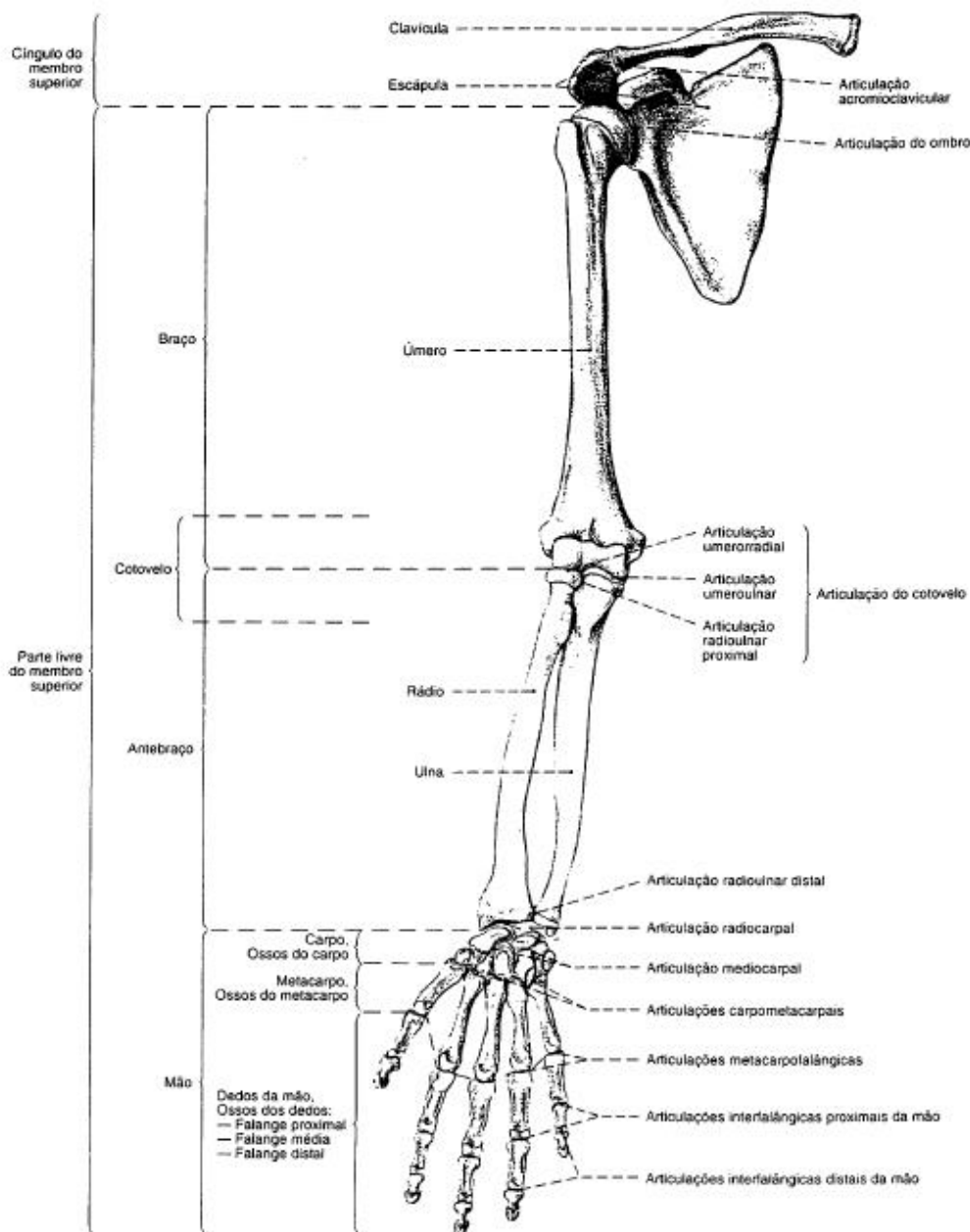


Figura 2 – Estrutura Óssea de um membro superior

5. Tipos de Amputação

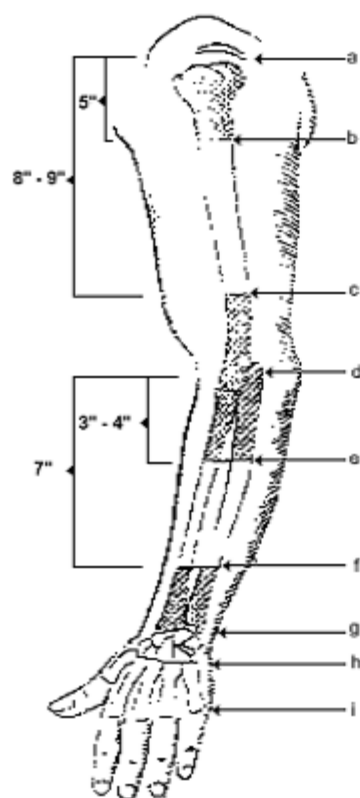
Uma importante classificação das próteses de membros superiores é com relação ao nível de amputação.

Deve-se ressaltar que quanto menor o coto, ou seja, quanto mais proximal estiver a extremidade do mesmo, mais complicada será a substituição do membro perdido por uma prótese. Assim é importante dizer que devem ser conservados ao máximo os tecidos e estruturas ósseas em uma amputação, para que se tenha uma melhor e maior fixação da prótese no coto e de manter a maior movimentação possível do mesmo [2].

A tabela 1 e a figura 3 contém os diferentes níveis de amputação.

Membros Superiores

Tabela 1 – Níveis de amputação



a. evitar a remoção da cabeça do úmero, o que traz deformidade de ombro dificultando o apoio do arremador.

b. cotos acima da inserção do peitoral têm pouco valor para o controle da prótese

c. o comprimento ideal para amputação acima do cotovelo é no terço médio com o inferior.

d. desarticulação do cotovelo dá mau coto para prótese por dificuldade na colocação das articulações funcionais.

e. deixar sempre um coto no antebraço por menor que seja. O uso da prótese mioelétrica é o ideal para estes casos.

f. o terço médio com o inferior é o nível ideal para amputação de antebraço.

g. a desarticulação do punho permite o uso de prótese simples com grande capacidade funcional.

h. as amputações através do carpo não são boas.

i. salve o que for possível da mão.



Figura 3 – Tipos de amputação

6. O que é uma prótese?

"Substituição de um órgão ou parte do corpo por uma peça artificial"

Michaelis – Moderno Dicionário da Língua Portuguesa.

6.1 Objetivos Gerais de uma prótese

- Independência na marcha e nos cuidados pessoais.
- Adequação Física e emocional quanto ao uso da prótese.
- Assistência ao ajustamento físico e emocional pela perda do membro.

6.2 Objetivos Específicos de uma prótese

- Cicatrização e redução do edema.
- Independência na mobilidade no leito, transferências e cuidados pessoais.
- Manter ou aumentar a força muscular de ambos os membros.
- Prevenir o desenvolvimento de contraturas articulares no membro residual ou qualquer membro.
- Instrução nos cuidados do membro residual (enfaixamento).
- Deambulação com muletas.

7. Funções de uma prótese

Este tópico visa listar as diversas Funções desejáveis e indesejáveis geradas pela prótese, assim como sugestões para lidar com as mesmas.

O passo mais relevante neste processo é a definição das funções que a prótese deve proporcionar ao atleta assim como os problemas que devem ser evitados, tanto de ordem prática como de projeto. Elas determinam o foco de projeto além de servir como guias para o *brainstorm* que se segue.

A partir de cada função são feitas sugestões que visam maximizar as funções desejáveis e minimizar as indesejáveis. É importante ressaltar que as sugestões não são exclusivas de apenas uma única função, visto que a mesma sugestão pode servir como solução para mais de uma função, pois estas não são independentes entre si.

A seguir, a lista de funções desejáveis e suas respectivas soluções:

Tabela 2 – Funções desejáveis para uma prótese

Função Desejável	Sugestões que maximizam a função
Substituir Membro	Gancho, transplante, pinça, mão artificial, equipamento eletrônico, robô, pneumático, braço artificial inteligente, implante, acessórios (escova, alicate, etc.), sensor de pressão, sensor de temperatura, controle de força, sistema similar aos <i>stubbies</i> .
Fornecer conforto	Acessórios (escova, alicate, etc.), telefone celular, relógio, espuma, borracha, roupa de manga comprida, cooler, antiderrapante, secador para suor, sistema de refrigeração, materiais leves, interface digital, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis, sistema similar aos <i>stubbies</i> , estruturas com furos não aparentes.
Fixar prótese	Engate rápido, imã, rosca, vácuo, garra de pressão, encaixe, gesso, luva de borracha, espuma, sistema similar aos <i>stubbies</i> .
Prover atrito	Réplica em borracha, transplante, mão artificial, pele de látex, sensor de pressão, controle de força, antiderrapante.
Travar mão	Gancho pinça, mão artificial, pneumático, equipamento eletrônico, sistema de tirantes similar ao observado em cintos de segurança de automóveis.

A lista de funções indesejáveis e como contornar os problemas gerados se encontra abaixo:

Tabela 3 – Funções indesejáveis de uma prótese

Função Indesejável	Sugestões que minimizam a função
Gerar Peso	Réplica em borracha com espuma, materiais leves, estrutura com furos não aparentes.
Gerar desconforto	Meia no coto, réplica em borracha com espuma, materiais leves.
Limitar movimentos	Liberar o ombro.
Gerar custo	Dimensionamento consistente, materiais de baixo custo.
Gerar manutenção	Resistência à fadiga.

8. Classificação das Próteses de Membros Superiores

As próteses podem ser classificadas da seguinte forma:

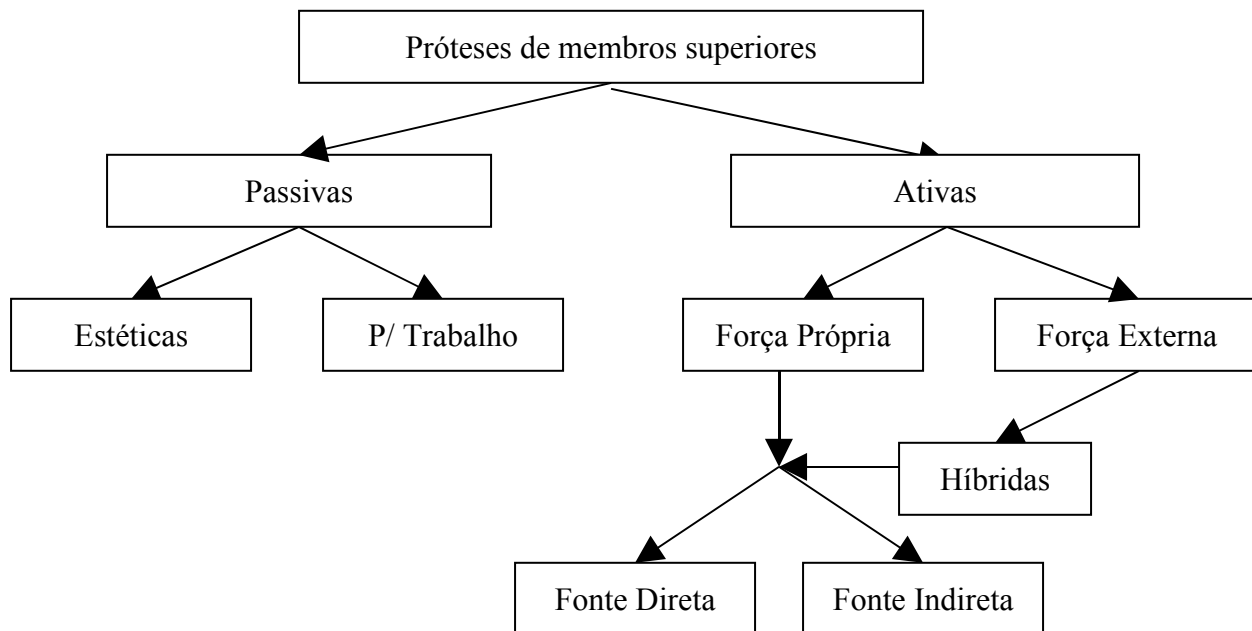


Figura 4 – Classificação das próteses de membros superiores

As próteses passivas são aquelas que não são controladas pelo paciente. Elas se dividem em: estéticas (que tem como objetivo restabelecer o aspecto externo do paciente. Estas próteses não possuem articulações, por isso tem como principal requisito à aparência, a maior semelhança com a parte do membro perdido) e para o trabalho (estas servem para auxiliar os pacientes em alguma tarefa que depende do caso).

As próteses ativas são aquelas que são comandadas de alguma forma pelo paciente. Elas são divididas em: ativas acionadas por força própria com fonte direta, também chamada de próteses mecânicas, e também nas acionadas por força externa (as acionadas por força pneumáticas ou força elétrica).

As ativas acionadas por força próprias com fonte direta têm como fonte de energia o próprio paciente, que com determinados movimentos aciona os movimentos da prótese. Um exemplo que pode ser citado é aquela que com os movimentos do coto do paciente consegue-se abrir e fechar a mão.

As ativas acionadas por força pneumática funcionam através de um reservatório de ar comprimido, que é controlado pelas contrações dos músculos do coto, que por sua vez acionam válvulas e estas acionam atuadores pneumáticos. Estas próteses são pouco comuns porque além de pesadas, faz muito ruído e sua força não é controlada. Dentre as acionadas por forças elétricas tem-se dois tipos: as controladas por interruptores e as mioelétricas. As primeiras são similares as pneumáticas, com a vantagem de ao invés de um reservatório de ar comprimido tem-se uma bateria, portanto mais leve. O segundo tipo, as mioelétricas, é controlado por sinais elétricos provenientes do coto do paciente. Estes sinais são captados por eletrodos, que amplificam os mesmos e os enviam para o sistema de controle dos movimentos. Este interpreta o sinal e aciona o motor correspondente. A fonte de energia desta prótese é uma bateria.

Finalmente, há as próteses híbridas, que basicamente são sistemas que possuem em uma só prótese um componente característico das próteses ativas acionadas por força própria e um componente característico das próteses mioelétricas.

8.1 Tipo de prótese escolhida

A tabela abaixo apresenta as vantagens e desvantagens dos principais tipos de próteses estudadas:

Tabela 4 - Vantagens e desvantagens dos principais tipos de próteses

Próteses	Principais Vantagens	Principais Desvantagens
Estética	<ul style="list-style-type: none">• Baixo peso• Produto relativamente simples• Satisfaz em grande parte a exigência de aparência do usuário	<ul style="list-style-type: none">• Funcionalidade praticamente nula
Ativa acionada por força própria	<ul style="list-style-type: none">• Já fornece uma certa independência ao usuário	<ul style="list-style-type: none">• Alto custo
Mioelétrica	<ul style="list-style-type: none">• O controle da prótese é feito através de movimentos relativamente naturais dos músculos restantes do coto	<ul style="list-style-type: none">• Altíssimo custo• Alto peso• Produto muito complexo (fora do escopo)• Não é a prova d'água

Concluimos, portanto que o tipo de prótese mais adequada para o nosso estudo é a **prótese ativa acionada por força própria**, que dá independência ao usuário, certa funcionalidade (características relevantes para a prática do remo) ao contrário da estética e não é tão pesada quanto a mioelétrica.

9. Materiais utilizados

9.1 Alumínio:

O alumínio, ou mais precisamente as ligas de alumínio vem ganhando significativo espaço no mercado das construções metálicas, setor industrial e de maquinário. O alumínio também tem grande aplicabilidade em estruturas sujeitas a ações dinâmicas, em estruturas móveis e naquelas onde seu peso próprio corresponde a grande parte do carregamento total. Características como a leveza (a densidade do alumínio corresponde a um terço da densidade do aço), boa trabalhabilidade, elevada resistência mecânica e a corrosão e o seu aspecto estético colocam as estruturas de alumínio como vantajosas em relação às estruturas de aço em muitas situações. Enfatizando as características do material e o projeto, é apresentada a liga de alumínio que foi escolhida, suas características e propriedades. A economia associada ao custo de manutenção para o qual o alumínio apresenta vantagens em função de sua grande resistência a corrosão, faz deste um material adequado para ambientes corrosivos. A camada superficial do metal ao oxidar-se passa a apresentar propriedades oclusivas dando proteção às camadas mais internas do metal. Esta característica reduz a necessidade de tratamento das superfícies através de pintura e diminui sensivelmente os custos de manutenção.

O alumínio apresenta baixo módulo de elasticidade, se comparado com o aço, correspondendo a um terço do valor. Este fator faz com que as estruturas em alumínio apresentem uma satisfatória resposta sob o efeito de tensões oriundas de

impactos, deformações e ajustes. Em contrapartida, o baixo módulo de elasticidade determina a necessidade de uma cuidadosa avaliação da rigidez dos elementos e da estrutura globalmente.

O coeficiente de dilatação térmica do alumínio corresponde ao dobro do valor para o aço, entretanto em função do baixo módulo de elasticidade, as tensões provenientes das variações de temperatura em geral não alcançam valores significativos. A alta condutividade térmica do alumínio pode ainda melhorar esta condição em elementos sujeitos a pontos de calor concentrados. Em baixas temperaturas o alumínio não está sujeito à ruptura frágil, por outro lado pode ser utilizado em temperaturas de até 250°C, merecendo modificações no projeto as estruturas sujeitas a uma temperatura maior que 100°C [3].

O alumínio pode ser forjado, usinado, extrudado, cortado, estampado, furado e soldado, conferindo-lhe maior trabalhabilidade. Em determinadas ligas, é um material soldável e para a viabilidade econômica das estruturas soldadas em alumínio faz-se necessário o aumento das velocidades de soldagem, bem menores se comparadas com as correspondentes em estruturas de aço. O preparo da superfície do alumínio, porém encarece o processo.

Com relação aos processos de acabamento o alumínio está sujeito a vários tipos de tratamento, cuja principal finalidade é estética, como pinturas, texturas mecânicas, esmaltação, tratamento químico e tratamento eletroquímico.

O alumínio não é um metal magnético, mas apresenta grande condutividade elétrica. Numa comparação de pesos equivalentes o alumínio possui condutividade igual ao dobro do cobre.

Estas propriedades [4], destacam o alumínio e as ligas de alumínio como o material para o futuro, com base em questões ambientais como poluição, reciclagem, oferta de produto e possibilidades de melhoria da qualidade para atender o mercado.

Alumínio ABNT 6351 – T6 (Alumínio Naval)

A simbologia empregada no Brasil para designar as têmperas de ligas de alumínio segue a empregada em outros países como o Canadá, onde as temperas de ligas tratáveis termicamente são indicadas pela letra T seguida de um número que representa a ordem de operações a que a liga foi submetida. As diversas ligas são designadas por quatro dígitos seguidos pela letra que indica sua tempera. No caso, a liga escolhida foi da série 6000, que utiliza magnésio e silício combinados para se obter maior resistência mecânica aliada à resistência a corrosão. Estas ligas são tratáveis termicamente, tendo a liga 6351 a seguinte composição: 0,7 a 1,3% de silício; 0,5% de ferro; 0,1% de cobre; 0,4 a 0,8% de manganês; 0,4 a 0,8% de magnésio; 0,2% de zinco; 0,2% de titânio; 0,15% de outros metais e o restante de alumínio puro.

Abaixo segue uma tabela com as propriedades da liga 6351-T6:

Tabela 5 – Propriedades do Alumínio Liga 6351-T6

Composição Química		Propriedades	
Silício	0,7 – 1,3%	Peso Específico (g/cm ³)	2,71
Ferro	0,5%	Têmpera	T6
Cobre	0,1%	Dureza (Brinelli)	90 – 110
Manganês	0,4 – 0,8%	Limite de resistência a	
Magnésio	0,4 – 0,8%	Tração	290 – 315
Zinco	0,2%	Equivalência	ASTM 6351
Titânio	0,2%		
Alumínio	restante		

9.2 Fibra de carbono:

As fibras de carbono resultam do processo de pirólise de materiais carbonáceos, sendo suas características mecânicas diretamente dependentes da estrutura molecular obtida. Dependendo do tipo de tratamento da fibra básica que inclui carbonização, grafitação e oxidação, é possível fabricar fibras de carbono com diversas configurações de resistência e algumas delas podem chegar a ser várias vezes mais resistentes que o aço. A produção dessas fibras exige exposição ao ar das fibras base, seguida de processamento a altas temperaturas (da ordem de 1000°C a 1500°C para as fibras de carbono). Essa característica confere à fibra resistência à tração da ordem de 3500 MPa com uma deformação de 1,5%.

A fibra de carbono é um material baseado na força das ligações carbono-carbono, no grafite, e na leveza do átomo de carbono. As fibras de carbono

são caracterizadas por uma combinação de baixo peso, alta resistência e grande rigidez. O seu alto módulo de elasticidade e alta resistência dependem do grau de orientação das fibras, ou seja, do paralelismo entre os eixos dessas.

As fibras têm diâmetros entre 0,07 mm e 0,10 mm. Elas podem ser longas, quando forem contínuas, ou curtas, quando forem fios cortados (com comprimentos de 3 mm a 50 mm). A relação entre o comprimento e o diâmetro médio das fibras curtas é chamada de fator de tamanho. As propriedades de um compósito de fibras curtas são muito dependentes dessa relação, pois quanto maior o fator de tamanho, maior será a resistência do compósito.

Os compósitos de fibras contínuas mais utilizadas atualmente são os de vidro, os de carbono e a aramida. As propriedades físicas e mecânicas variam consideravelmente para os diferentes tipos de compósitos e podem variar significativamente para o mesmo tipo de material. A tabela 6 mostra a variação das propriedades físicas e mecânicas de diversas fibras e a figura 5 ilustra uma comparação do diagrama tensão versus deformação específica desses compósitos com o do aço. É um material de grande resistência e flexibilidade. Outra característica deste material é a liberação de energia armazenada, chamada memória elástica, que oferece alto índice de armazenamento. Indicado para pacientes com atividades intensas ou moderadas. A fibra de carbono resiste à água, umidade, calor, frio e corrosão [5].

Tabela 6 – Propriedades típicas dos principais tipos de fibra

Tipo de Fibras		Resistência a Tração (MPa)	Módulo de Elasticidade (MPa)	Deformação Específica Última (MPa)	Peso Específico (Kg/m³)	Diâmetro de Fibra (μm)
Carbono	Tipo PAN* - com alta resistência (HS)	3500 – 5000	200 – 260	1,2 – 1,8	1700 – 1800	5 – 8
	Tipo PAN* - com alto módulo de elasticidade (HM)	2500 – 4000	350 – 700	0,4 – 0,8	1800 – 2000	5 – 8
	Tipo Pitch** com alto módulo de elasticidade (HM)	3000 – 3500	400 – 800	0,4 – 1,5	1900 – 2100	9 – 18
Aramida	Com módulo de elasticidade intermediário (IM)	2700 – 4500	60 – 80	4,0 – 4,8	1400 – 1450	12 – 15
	Com alto módulo de elasticidade (HM)	2700 – 4500	115 – 130	2,5 – 3,5	1400 – 1450	12 – 15
Vidro	Aluminoborosilicato de cálcio (E)	1800 – 2700	70 – 75	3,0 – 4,5	2550 – 2600	5 – 25
	Aluminosilicato de magnésio (S)	3400 - 4800	85 – 100	4,5 – 5,5	2550 – 2600	5 – 25

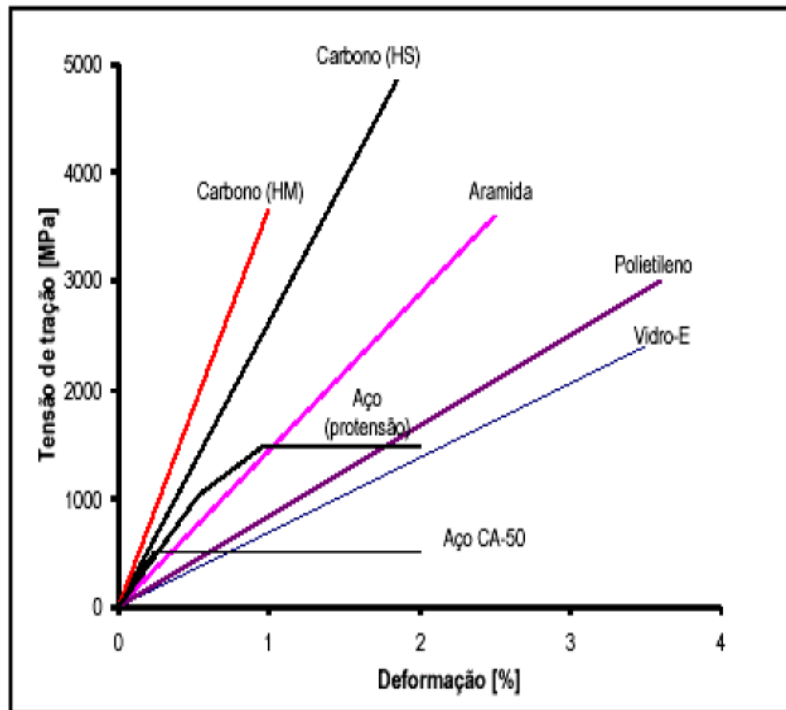


Figura 5 – Diagrama tensão versus deformação específica de fibras e metais [6]

Características da Fibra de Carbono

- Altas propriedades mecânicas, como, tração, flexão e impacto;
- Leveza. Quase a metade do peso do Alumínio e 5,5 vezes menos a do aço;
- Não condutor de corrente elétrica;
- Flexibilidade de projeto, inclusive para modificações posteriores;
- Estabilidade dimensional;
- Baixo coeficiente de dilatação térmica;
- Baixa absorção de água;
- Resistência à corrosão e oxidação;
- Quase nenhuma restrição quanto ao tamanho e formato da peça;
- Ótimo acabamento superficial

Por estas características que tanto o alumínio e a fibra de carbono foram escolhidos para a execução do projeto.

10. Estudo da resistência à fadiga

Um dos parâmetros de suma importância ao se escolher o material da prótese é sua resistência à fadiga. Como a atividade a ser realizada com a mesma envolve repetições constantes de movimento, a quebra de peças é um problema de projeto.

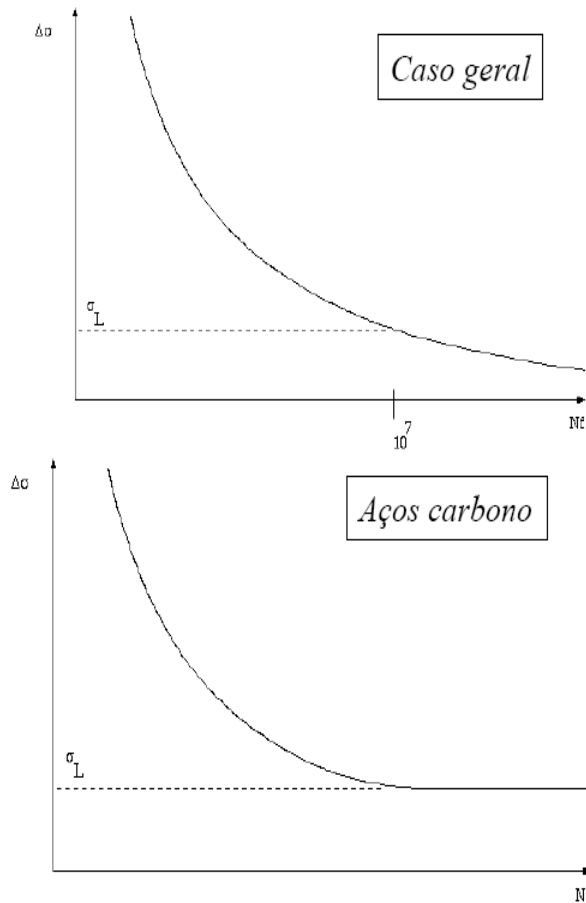
É possível dividir a fadiga que age sobre as peças em fadiga de alta e baixa frequência. A principal diferença entre as duas, neste caso, diz respeito ao tipo de deformação na peça:

- Fadiga de alta frequência: a que representa menos risco ao projeto, mas ainda sim relevante no dimensionamento das peças. A deformação é geralmente elástica, o que não incorre em deformações permanentes.
- Fadiga de baixa frequência: fator primário a ser levado em conta no dimensionamento das peças. A deformação causada por este tipo de fadiga é plástica, causando deformações permanentes na peça.

Para averiguar com quais tipos de fadiga estamos lidando, é necessária a medição de esforços de um atleta ao remar e o tratamento da mesma. Com a mesma em mãos, é possível verificar quais frequências estão presentes no sinal, assim como suas respectivas amplitudes.

Realizando a Transformada de Fourier do sinal separam-se as componentes do mesmo, resultando em uma tabela de frequências e amplitudes. A partir deste resultado parcial, utilizam-se os gráficos tensão x número de ciclos dos materiais que estão sendo levados em consideração para realizar o dimensionamento das peças.

Curva S-N (curva de Wöhler)



- O ensaio é realizado em frequência constante e com um valor de R fixo para um grande número de amostras em cada nível de amplitude de tensão.
- Faz-se o gráfico do número médio de ciclos necessários para a ruptura do material.
- Define-se o limite de fadiga (σ_L , *endurance limit*) como sendo o nível de amplitude de tensão abaixo do qual não se observa a ruptura por fadiga.
- Para aços-carbono há um limite de fadiga bem definido, para os demais materiais convencionase um número de 10^7 ciclos para a definição do limite de fadiga.

Figura 6 – Curvas de Wöhler

Na detalhada descrição da moderna técnica de remo alguns pontos que são considerados de maior importância devem ser enfatizados. Divide-se a remada em 4 fases distintas: A entrada da pá ou pegada, a fase de propulsão, a extração da pá e a fase de recuperação. Esta divisão é meramente didática para possibilitar uma explicação da composição de uma única remada. Ou seja: na realidade o movimento deve ser fluente e contínuo de uma parte da remada para a seguinte e de uma remada para a outra e não deve ser percebido o ponto de início ou fim através de todo o ciclo [7].

11.1 O Ataque

No ataque, o corpo deve estar em uma forte e ereta posição com uma pequena torção à frente da parte superior do tronco. É essencial que a cabeça esteja alta e os olhos direcionados para um ponto distante da popa do barco. As canelas devem estar na vertical com os joelhos em uma abertura natural, isto é: nem juntos e nem muito aberto.

O ombro externo deve ser rodado em direção à braçadeira seguindo a linha do punho do remo e deve estar um pouco mais alto do que o ombro interno. Os braços devem estar estendidos com as mãos separadas por aproximadamente duas larguras de uma mão. 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 enquanto mantém-se inalterada a posição das costas e ombros.



Figura 7 – O ataque

11.2 A fase de propulsão

A fase de propulsão deve ser iniciada por uma forte e potente aceleração dos músculos das pernas. Nesse ponto 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 com a subsequente perda na eficiência da propulsão do barco. Ao mesmo tempo em que as pernas empurram, os ombros devem começar a acelerar na direção da proa do barco.

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. Ênfase particular deve ser colocada sobre o braço e ombro externo já que eles têm a máxima alavanca sobre a pá. Ao final da remada o tronco deve estar em uma posição relaxada e ereta. Os ombros devem apenas ter passado o ponto vertical e devem estar na mesma altura, relativamente ao barco, como estavam na pegada, enquanto o braço externo deve estar quase junto ao corpo.



Figura 8 – A fase de propulsão

11.3 A extração da pá (final)

A extração da pá é realizada empurrando para baixo a mão externa, antes de 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 horizontal. Se não for assim resultará em um final ruim que pode desequilibrar o barco e certamente o tornará mais lento.

11.4 A fase de recuperação

As mãos devem avançar na mesma velocidade com que vieram para junto ao corpo. Contrariamente à opinião geral, não há nenhuma razão para empurrar as mãos à frente muito rapidamente. Mesmo em alta voga, a velocidade das mãos na devolução deve ser um espelho do seguimento do barco e qualquer coisa mais rápida irá atrapalhar esse seguimento.

A consagrada seqüência para o movimento de recuperação - mãos, tronco, carrinho - ainda permanece válida (figura 9). O objetivo deve ser: estender os braços até estarem retos, rodar o quadril até o tronco estar na correta posição de ataque e apenas então começar a dobrar os joelhos para deslizar à frente.

É imperativo que as mãos tenham ultrapassado os joelhos antes de começar a mover o carrinho. Muitos treinadores ensinam que o tronco deve encontrar a posição de pegada no meio do caminho do carrinho. Mesmo que haja méritos nisso, prefere-se que o remador encontre a posição da pegada antes de mover o carrinho. Isto proporcionará maior precisão, já que é muito mais fácil para ele identificar quando o carrinho está na posição final do seu curso do que julgar quando ele alcançou o meio do caminho. Assim como a maioria dos aspectos da técnica o que importa é que todos façam a mesma coisa ao mesmo tempo.

Assim que rodar o tronco, o apoio será transferido para as sapatilhas. Essa é uma das mais importantes partes de todo o movimento da remada. Se houver falha do

conjunto e esse movimento não for realizado pela equipe ao mesmo tempo, haverá uma interrupção no seguimento do barco, tornando-o mais lento.

A velocidade do movimento à frente deve ser controlada e novamente deve estar relacionada com a velocidade do barco. É essencial que, assim que o remador se aproximar do ponto do ataque esteja preparado para inverter rapidamente o sentido do movimento. Se você correr o carrinho sem controle em direção à pegada não será possível fazer isto e inevitavelmente fará o barco ficar mais lento. Isso significa que desde que as pás saiam da água ele deve se preparar para inverter o sentido do movimento na próxima pegada.



Figura 9 – Fase de recuperação

11.5 Uma seqüência completa

A sequencia de remada é apresentada na figura 10.

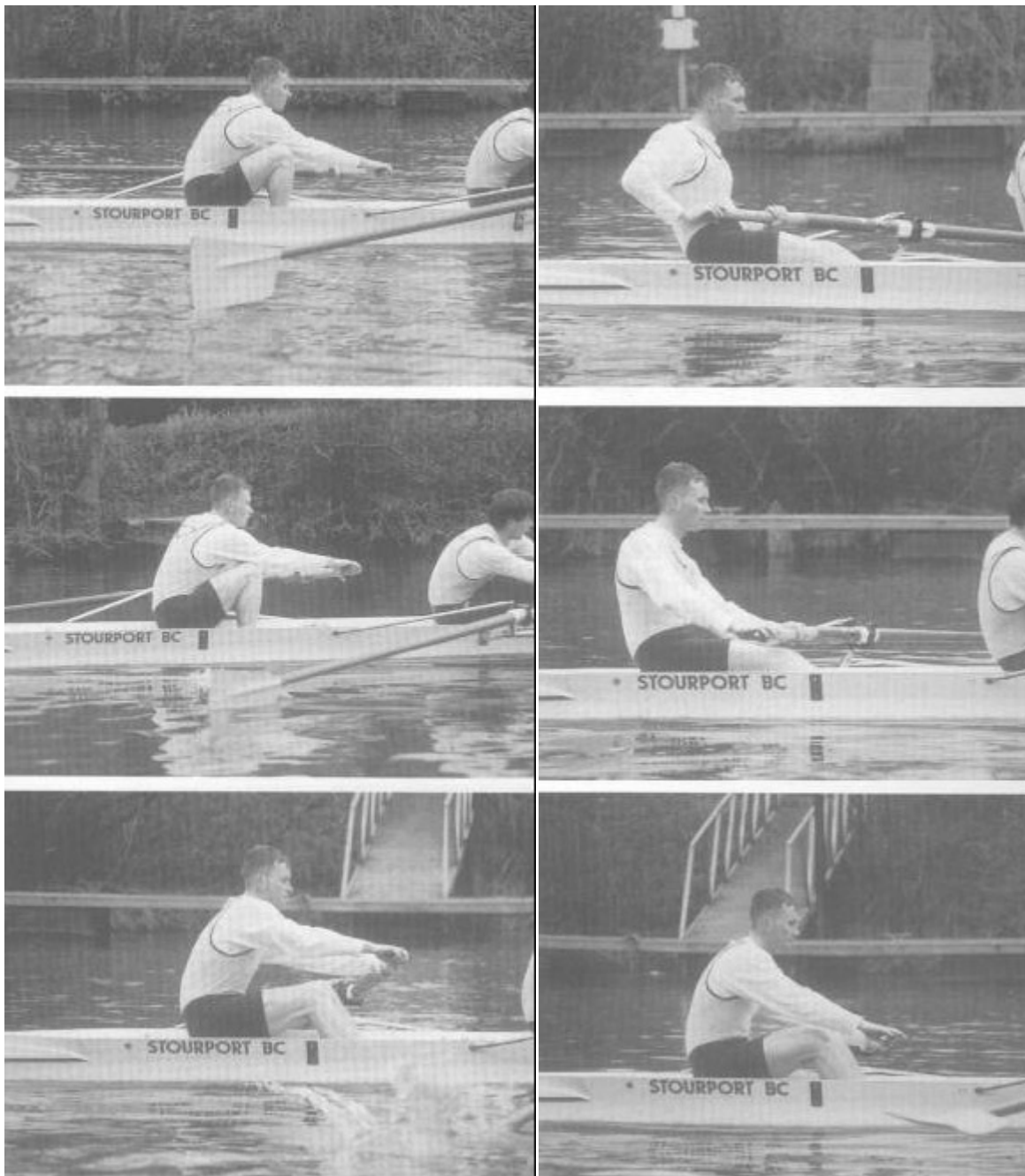


Figura 10 – A seqüência completa da remada

12. Análise dos Esforços e Movimentos

A biomecânica do remo é complexa e ainda não foi completamente explicada, apesar de várias pesquisas já terem sido feitas. As Leis de Newton descrevem a relação entre força e movimento, cujos quais são simples de ilustrar no caso de um barco. Se a massa e as dimensões do sistema do barco-remador forem definidas e as forças aplicadas pelo remador mensuráveis então é possível calcular a velocidade do barco. Similarmente, se o estilo do atleta for classificado de acordo com os termos da força aplicada, é possível analisar sua técnica e performance.

12.1 Movimento do barco

Há um padrão distinto entre velocidade e tempo de um barco durante período de cada remada, sendo esta dividida entre a fase de propulsão e a fase de recuperação. A Figura 11 um gráfico típico de Velocidade versus Tempo de duas remadas. A duração de cada uma delas é de aproximadamente 3 segundos e a velocidade mostrada pode ser relacionada à posição e atividade de cada membro da equipe. Martin e Bernfield (1980) mostram que a velocidade mínima do barco ocorre aproximadamente 27% após o início da movimentação das pernas na fase de propulsão, assim como a velocidade máxima ocorre durante a fase de recuperação. Ambos os pontos são mostrados na Figura 11.

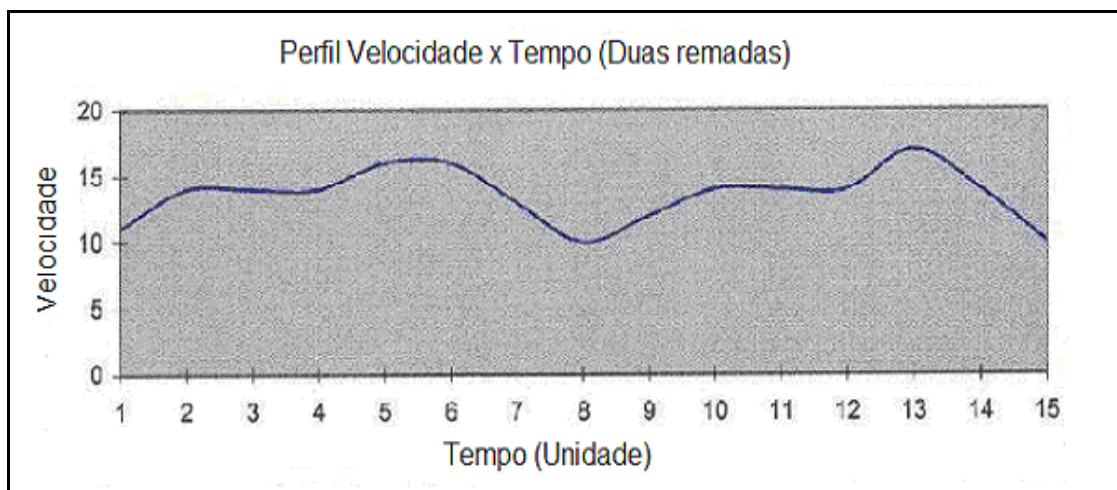


Figura 11 – Descrição do movimento do barco

Tempo	Fase	Descrição
7,5 s	Pegada	A lamina entra na água
8 – 9,5 s	Movimento	As pernas aplicam força e o barco é acelerado
9,5 – 10 s	Tronco	O tronco finaliza o movimento
10 – 10,5 s	Transição	A lamina sai da água
10,5 – 12 s	Parada das costas	Mãos e tronco iniciam o movimento para frente
12 – 14,5 s	Recuperação	O corpo todo se move para baixo
14,5 – 15 s	Parada do peitoral	O remador chega na posição da Pegada

Tabela 7 – Descrição do movimento do barco

12.2 Efeitos do momento na velocidade

Para entender as razões atrás da mudança de velocidade do barco, o sistema deve ser visto em termos de momento e forças. A massa pode ser separada em 3 partes principais:

1. A equipe representa 80% da massa total do sistema
2. O barco representa 18%
3. Os remos representam os outros 2%

A velocidade do barco relativa à superfície da água não pode ser alterada a não ser que uma força externa seja aplicada, seja esta a resistência da água logo abaixo do casco, vento, a ação dos remos na água ou pelo trabalho realizado pelos atletas. Obviamente, este princípio se aplica à remada. Entretanto, se a equipe se mover coletivamente dentro do barco a partir de um ponto estacionário, mesmo que nenhum trabalho seja realizado através dos remos, será possível observar o barco em movimento como previsto pelas Leis de Newton.

A influência do movimento da equipe e, portanto o momento da mesma pode ser simulada em uma máquina de remo indoor Concept 2. Esta máquina simula a remada ao se puxar uma corrente ligada a uma *fly wheel*. Para simular o efeito de uma equipe movendo coletivamente em um barco sem realizar trabalho, uma máquina de remo foi utilizada na Universidade de Newcastle para medir as forças (tanto de tração quanto de compressão) aplicadas pelas pernas dos atletas. As forças resultantes pela variação do momento do sistema devido à movimentação dos atletas (mas sem mover a *fly wheel*) são ilustradas na Figura 12. Uma força de valor negativo (tração) ocorreu quando o atleta se moveu para a parte da frente do barco para iniciar a propulsão. Similarmente, uma força positiva (compressão) corresponde ao atleta variando o momento no início de uma remada. Se este experimento tivesse sido realizado sobre um barco, o mesmo teria se movido. Caso o assento não apresentasse atrito e os efeitos da gravidade fossem ignorados, a soma do gráfico deveria ser zero.

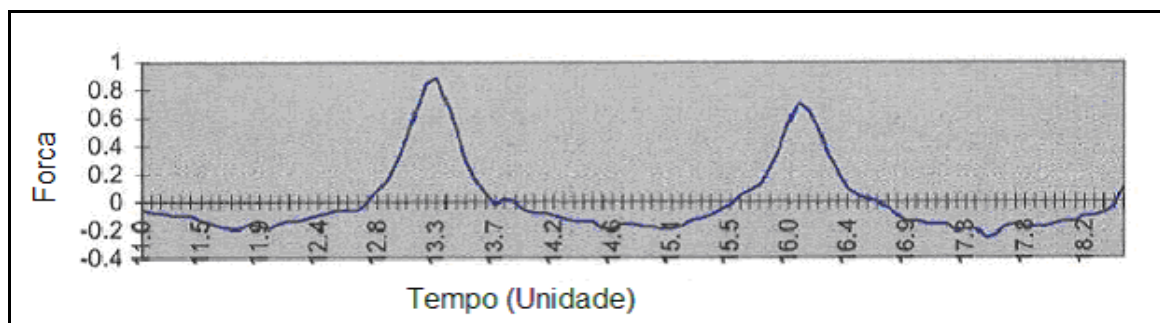


Figura 12 - Força versus Tempo de uma remada

A intensidade das forças desenvolvidas é proporcional à magnitude da variação de momento. Caso o atleta fosse mais pesado ou se movesse mais rápido, as áreas do gráfico seriam maiores. Esta afirmação será de grande auxílio para a compreensão do gráfico Força versus Tempo de uma remada.

Durante a fase de propulsão a força do remo na água proporciona o componente principal da força que impulsiona o barco. Esta força é composta de duas partes, uma perpendicular ao barco e uma paralela ao mesmo. Elas são funções do ângulo entre o remo e o barco; e geralmente é aceito que o ângulo em que ocorre a transferência máxima de energia é 90 graus. As forças aplicadas na manopla do remo pelo atleta possuem reações proporcionais na água (figura 13).

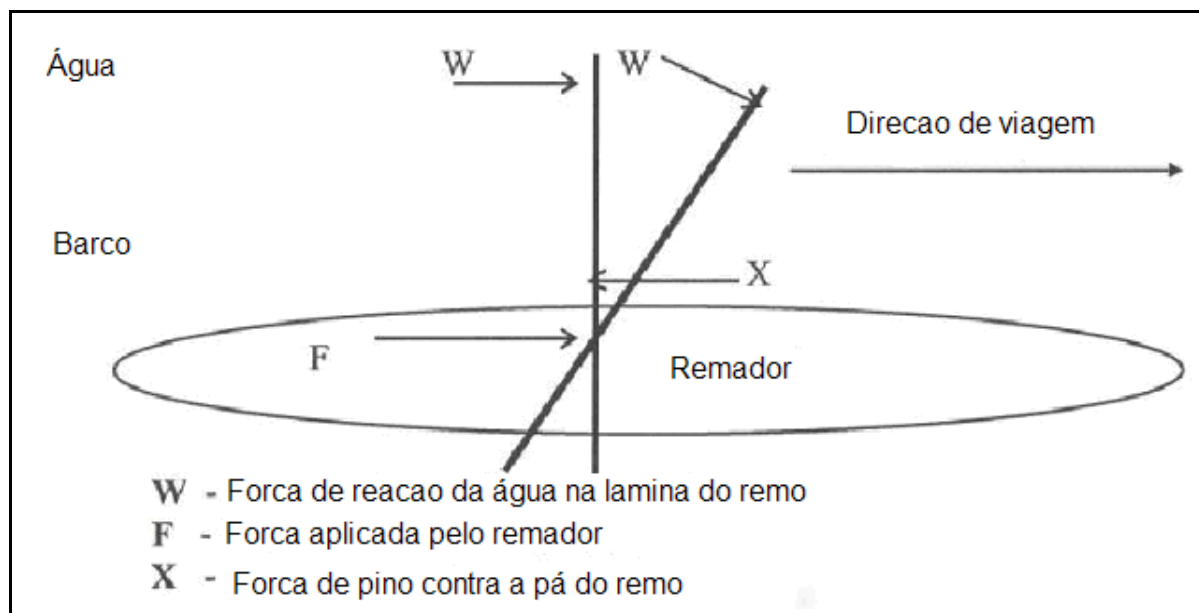


Figura 13 – Ângulos entre as forças e a superfície da água

No ataque o remo é colocado na água. As pernas aplicam força sobre o barco, que é transferida na mesma magnitude para a lâmina do remo, que ainda cria uma reação dentro da água. A força determina a aceleração do barco, assim como a duração da mesma influencia na velocidade do mesmo quando as lâminas são retiradas da água. Neste instante, a velocidade da quipe é a mesma do barco. O momento do sistema barco-equipe pode ser descrito como:

$$Mv = (m_c.V_c) + (m_b.V_b)$$

Onde:

m_c é a massa da equipe;

m_b é a massa do barco;

V_c é a velocidade da equipe;

V_b é a velocidade do barco;

V é a velocidade do sistema.

$$V = V_c = V_b \text{ apenas no final da fase de propulsão.}$$

Na fase de recuperação a equipe se move para frente e $V_c < V_b$. O momento do sistema é o mesmo, mas a redução da velocidade dos atletas faz com que o barco acelere proporcionalmente, como pode ser visto em um aumento de velocidade no final da remada, Figura 11. Assim que a equipe pára na parte dianteira, eles devem mudar novamente a direção. O mesmo acontece quando eles chegam na parte traseira. O período referente à propulsão corresponde, portanto, à menor velocidade. A desaceleração do barco corre o risco de ser potencializada quando os atletas não conseguem colocar os remos na água ao mesmo tempo ou quando os mesmos são puxados quando ainda não estão imersos.

12.3 Resistência do barco

Na prática do remo a principal fonte de resistência é a fricção. A partir das leis de mecânica dos fluídos verifica-se que esta resistência (R) varia proporcionalmente com a velocidade do barco.

$$R \propto V_b^2$$

A partir desta simples proporcionalidade fica aparente que manter a velocidade do barco constante é uma boa estratégia. A resistência também é proporcional à área do casco imersa, cuja qual varia com a quantidade de água dentro do barco e o peso

dos atletas. Pode parecer que esta área muda no decorrer da remada por conta do desvio do centro de gravidade, mas ela permanece constante.

Outra razão para manter a velocidade do barco constante é a energia consumida ao se movimentar o barco, que é expressa por:

$$P \propto Vb^3$$

O custo metabólico (Mt) para o atleta aumenta de uma maneira diferente:

$$Mt \propto Vb^{2.4}$$

Estas proporcionalidades constituem dois efeitos:

- i. Um barco que sofre grandes variações de aceleração para manter uma velocidade média vai consumir mais energia do que um que sofre variações menores.
- ii. É necessário menos energia para mover uma grande massa de água devagar do que uma pequena massa de maneira rápida

12.4 Análise quantitativa da técnica

A biomecânica do remo já é estudada desde o século 19, entretanto os motivos para tal eram focados em experimentos científicos ao invés de proporcionar ferramentas práticas. Como resultado, os primeiros sistemas projetados para monitorar um atleta eram desconfortáveis, obrigando o mesmo a mudar sua técnica para que o cientista conseguisse obter a medida. Por esta razão a individualidade do atleta era ignorada.

O propósito de monitorar a força gerada por um atleta sempre foi a de proporcionar um feedback tanto para o treinador quanto para o mesmo, com detalhes que não podiam ser identificados a olho nu.

A força desenvolvida, o ângulo do remo e o tempo do atleta são considerados elementos-chave para diferenciar os atletas (Figura 14). Os gráficos Força versus Tempo são únicos para cada indivíduo, mesmo em condições de corrida (Wing and Woodburn, 1995). Eles são essenciais para auxiliar um treinador a identificar os membros da equipe cujo desempenho não esteja no mesmo nível dos outros.

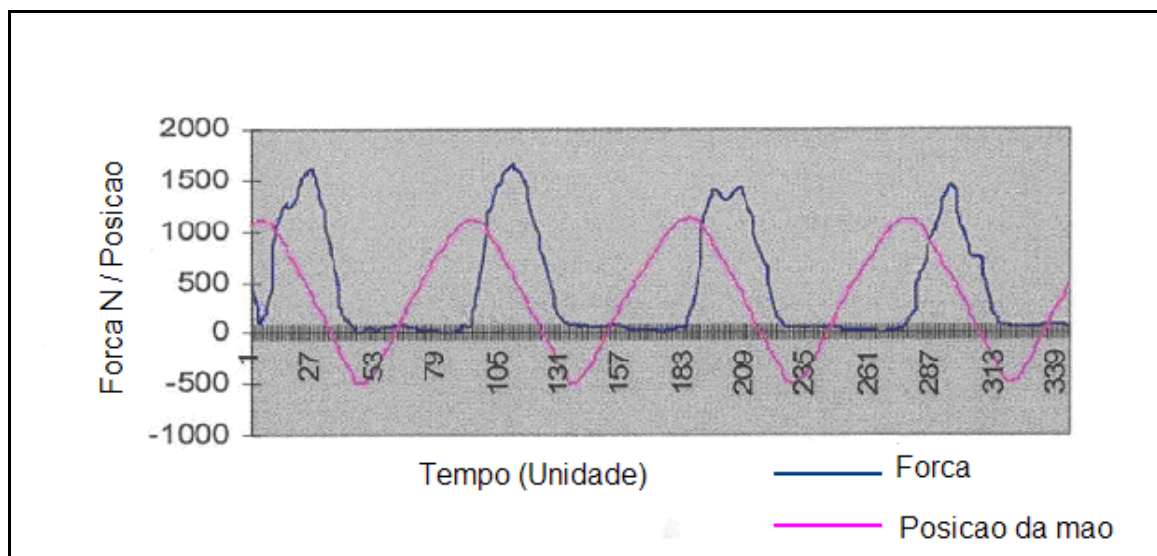


Figura 14 – Relação entre as forças aplicadas e as posições das mãos versus tempo

Forças devido a variações de momento não receberam muita atenção e foram ignoradas em alguns estudos sob o pretexto de que o movimento do atleta não afetava significativamente o movimento. Entretanto, variações de momento afetam e muito a velocidade, já que 80% da massa do sistema é composta pela equipe como visto anteriormente.

Um gráfico da força e da velocidade em função do tempo é mostrado na Figura 15. Fica aparente que não é possível explicar as variações da velocidade apenas com a variação da força aplicada nos remos. A partir do momento que o remo não está mais imerso, e que dura metade do tempo de uma remada, verifica-se as maiores variações de velocidade. Um sistema que mede a força aplicada pelas pernas permite uma melhor compreensão deste fenômeno.

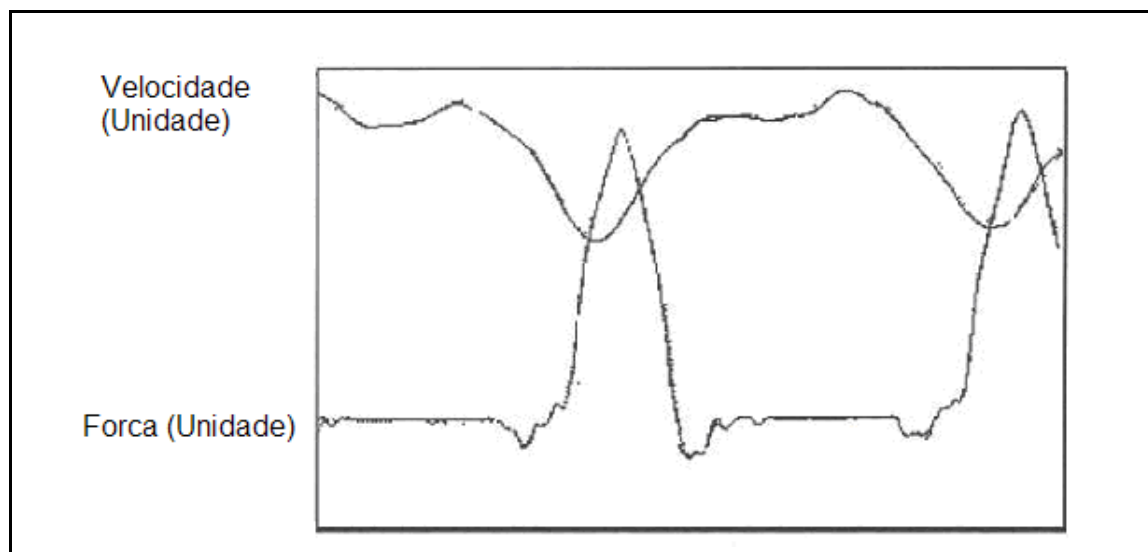


Figura 15 - Força e velocidade em função do tempo

13. Projeto

O braço humano possui 7 graus de liberdade, sendo que 3 são encontrados depois do cotovelo, como demonstra a figura 16.

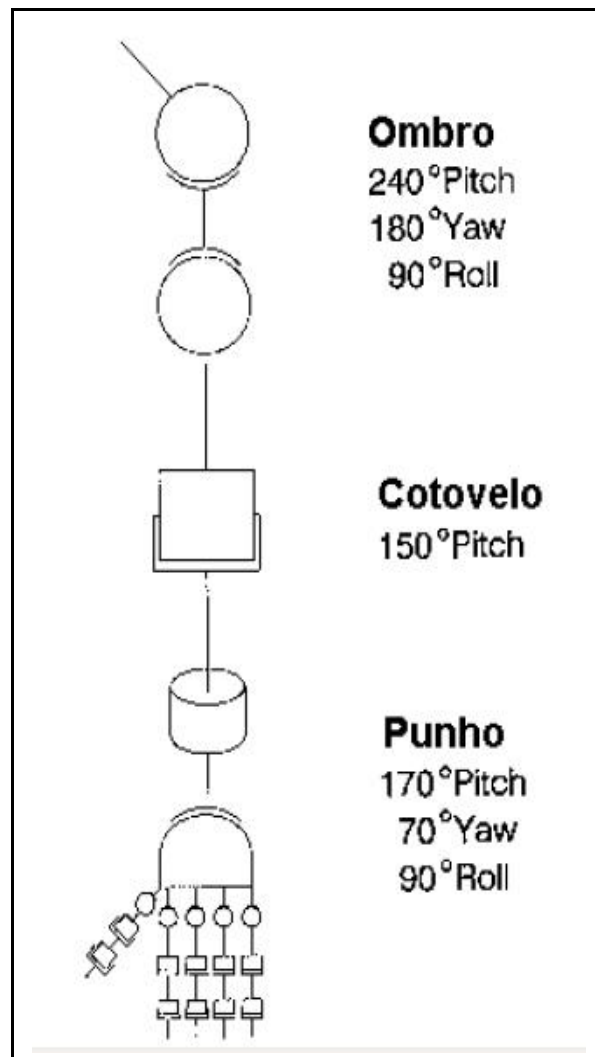


Figura 16 – Graus de Liberdade

Inicialmente, seria natural projetar uma prótese com 3 graus de liberdade, visto o atleta em questão. Mas quanto maior a quantidade de graus, mais complexo e caro se torna o projeto. Além disso, deve-se sempre levar em conta que a prótese é de uso específico e não para o dia-a-dia.

Ao se estudar o movimento que um atleta de remo realiza (vide seções anteriores), percebe-se que há a necessidade de apenas um grau de liberdade para o punho, proporcionando uma rotação no plano do barco. Esta junção é de extrema importância para o projeto, pois a mesma deve permitir um movimento que proporcione a prática do esporte e não quebre facilmente.

Outro ponto importante é a fixação da prótese no remo. A idéia inicial era de criar um laço, que possuía diâmetro variável e ajustável por meio de um parafuso. Uma ilustração do primeiro esboço pode ser visto na Figura 17. Foi visto posteriormente que esta não era a melhor opção, uma vez que o diâmetro do remo não mudaria e que as tensões projetadas seriam acumuladas ali, o que poderia causar um rompimento do laço.

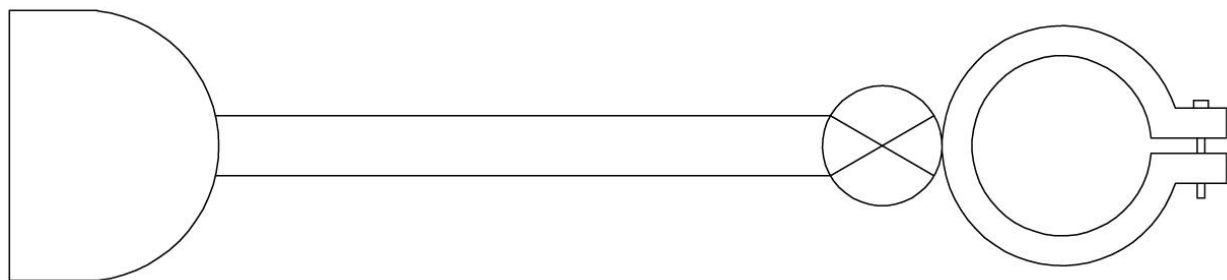


Figura 17 - Esboço da Prótese

13.1 Projeto final

A figura abaixo mostra o desenho final de conjunto da prótese (figura 18):

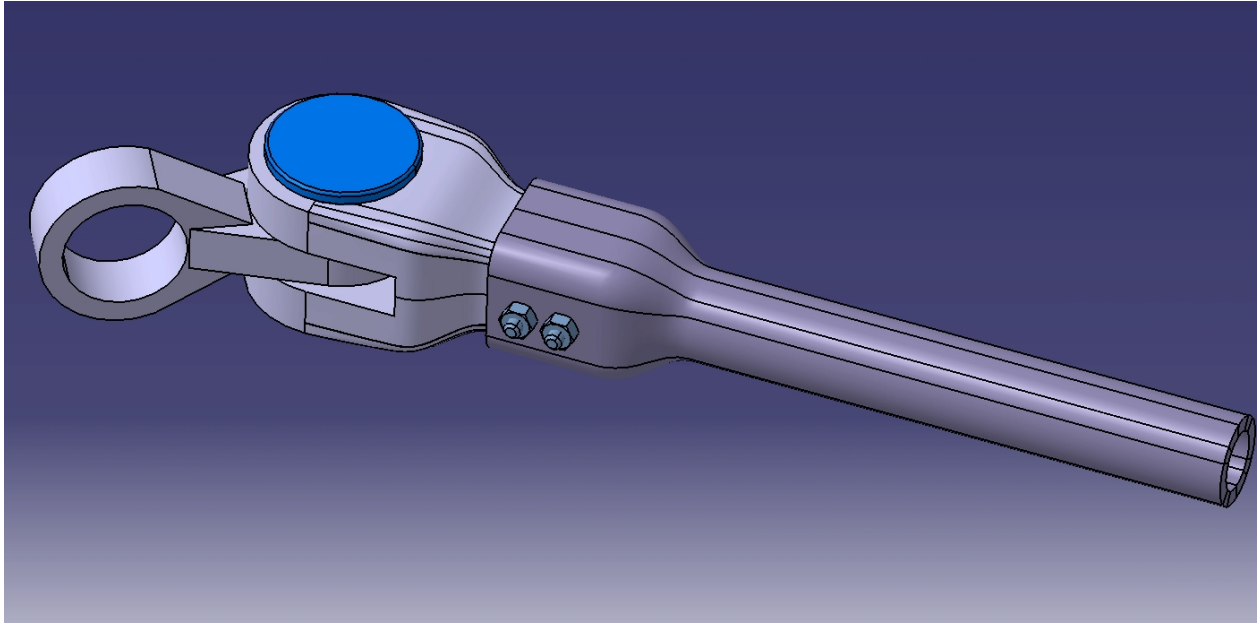


Figura 18 – Desenho final de conjunto da prótese

Percebe-se que adotamos algumas soluções bem diferentes daquelas pensadas no início do projeto e outras que só foram melhoradas. A estrutura tubular de fibra de carbono foi adotada, o punho foi pensado para que tivéssemos o grau de liberdade necessário. O que mudou radicalmente foi a garra. Resolvemos que ela teria um diâmetro fixo, principalmente para que a concentração de tensões diminuísse. Abaixo se tem a visão explodida do desenho (figura 19):

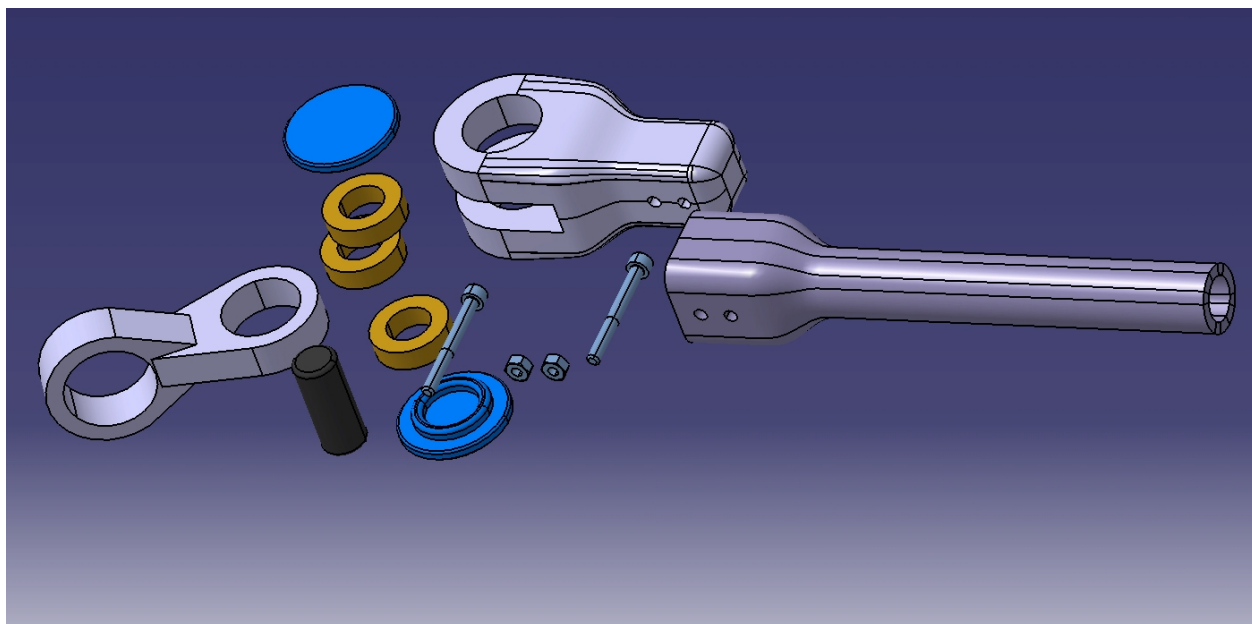


Figura 19 – Desenho final explodido

Pela figura acima podemos listar todas as partes da prótese: tem-se o braço tubular, o punho, a mão (estes três últimos serão detalhadas abaixo), dois parafusos M6, duas porcas também M6, três rolamentos axiais (também será detalhado abaixo), um pino de alumínio e duas tampas de um material plástico chamado Delrim, que foram feitas para um efeito mais estético do que funcional.

13.1.1 Estrutura Tubular (Antebraço)

A estrutura tubular da figura 20 tem como princípio ser leve, ser resistente a tração e também a fadiga e ter uma boa estética. Por isso foi construída com fibra de carbono de alta resistência. Tem a função de conectar os encaixes 1 e 2 ao coto do atleta, faz o papel de um antebraço.

Suas dimensões estão disponíveis no Anexo D.

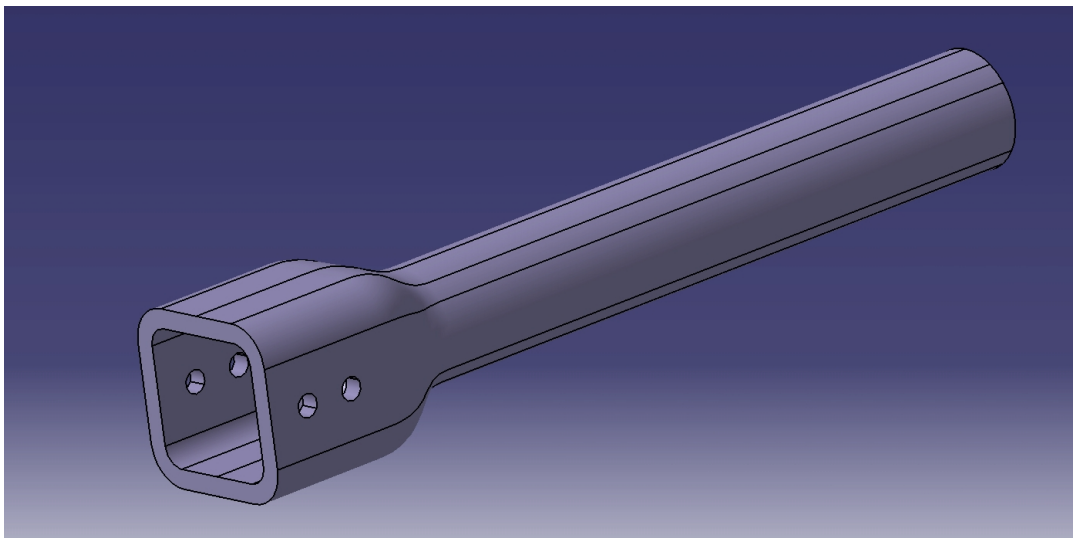


Figura 20 – Estrutura tubular

13.1.2 Encaixe 1 (Punho)

O punho foi constituído para que o grau de liberdade necessário fosse respeitado. Foi desenvolvido em alumínio 6351-T6 (alumínio naval), que apresenta as condições necessárias para os esforços que serão aplicados, como poderá ser conferido posteriormente nas análises de elementos finitos. Para a fixação entre o punho e o braço tubular foram utilizados dois parafusos M6. Foram testadas as opções com um e com dois parafusos. Percebeu-se que as tensões e a deformação eram menores na segunda opção. Já o encaixe entre dois dos rolamentos e o punho será forçado (figura 21).

Suas dimensões estão disponíveis no Anexo E.

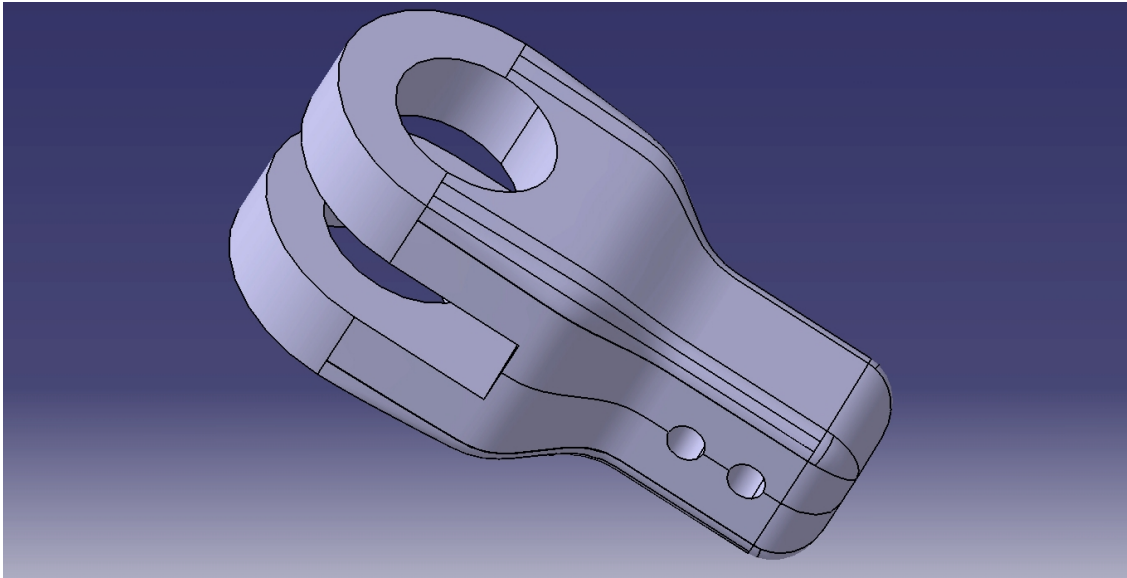


Figura 21 – Encaixe 1

13.1.3 Encaixe 2 (Mão)

Esta peça também foi construída em alumínio 6351-T6 e tem como função fazer a conexão entre o punho e o remo. Pode ser chamada de mão. Este encaixe será conectado ao punho através dos rolamentos engastados e o pino de alumínio. Toda a montagem será feita forçada (figura 22).

Suas dimensões estão disponíveis no Anexo F.

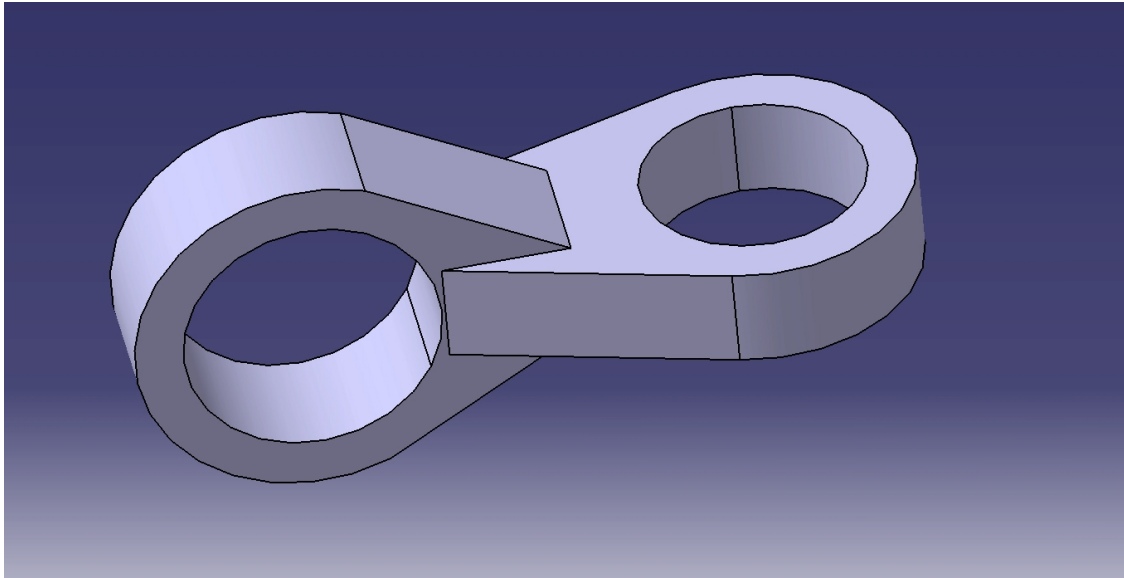


Figura 22 – Encaixe 2

13.1.4 Rolamentos Axiais

A capacidade normal de carga estática C_0 é utilizada em cálculos quando os rolamentos forem:

- Girar a velocidades muito baixas ($n < 10$ r/min);
- Executar movimentos oscilatórios muito lentos;
- Ficar estacionário com carga por um longo e determinado período.

Também é muito importante verificar o fator de segurança de cargas de curta duração, como cargas de choque ou de pico altas que agem em um rolamento rotativo (de tensão dinâmica) ou com o rolamento em repouso.

A capacidade normal de carga estática, conforme definido em ISO 76:1987, corresponde a uma tensão de contato calculada no centro do contato mais pesadamente carregado entre corpo rolante e pista igual a:

- 4.600 Mpa para rolamentos autocompensadores de esferas;

- 4.200 Mpa para todos os outros rolamentos de esferas;
- 4.000 Mpa para todos os rolamentos de rolos.

Essa tensão produz uma deformação permanente total do corpo rolante e pista, que é de aproximadamente 0,0001 do diâmetro do corpo rolante. As cargas são puramente radiais para rolamentos radiais e cargas axiais que agem centralmente para rolamentos axiais.

A verificação das cargas estáticas do rolamento é realizada conhecendo-se o fator de segurança estática da aplicação, que é definido como:

$$s_0 = C_0/P_0$$

- C_0 é a capacidade normal de carga estática em kN;
- P_0 é a carga estática equivalente do rolamento em kN;
- s_0 é o fator de segurança estático.

A carga máxima que pode ocorrer em um rolamento deverá ser utilizada no cálculo da carga estática equivalente do rolamento.

O rolamento escolhido foi o modelo 6202 2Z, um rolamento rígido de esferas, de uma carreira. Embora não seja o mais indicado para suportar cargas axiais, ele atende os requisitos de projeto, já que a solicitação não é grande e seu custo é bem pequeno.

Visto que a carga máxima é de 200N, o fator de segurança é 18,75 , já que a capacidade de carga estática do rolamento escolhido é 3,75 kN de acordo com o catálogo disponibilizado pelo fabricante.

14. Simulações utilizando Elementos Finitos

Para certificar que o projeto obedecia aos limites mecânicos dos materiais utilizados frente aos esforços aplicados durante a prática do remo, optou-se em utilizar softwares de métodos de elementos finitos para simular o carregamento em cada peça.

O carregamento considerado foi de 20 kgf aplicado pelo atleta. Para efeitos de simulação, foram utilizadas duas forças com este valor, mas em sentidos opostos representando a ação e reação. Caso houvesse mais de uma superfície em que essa força foi aplicada, dividia-se a mesma em mais de uma componente. Também se limitou os movimentos permitidos pela peça de acordo com o seu encaixe.

O software escolhido foi o ANSYS devido à familiaridade com o mesmo. Ele atende a todas as necessidades deste propósito.

É interessante ressaltar que nenhuma das tensões máximas encontradas ultrapassa ou fica próxima do módulo de elasticidade dos materiais. Além disso, nenhuma das deformações encontradas pode atrapalhar o desempenho do dispositivo. A seguir, as simulações de todas as peças, tanto de sua deformação quanto de suas tensões internas (figuras 23 a 28):

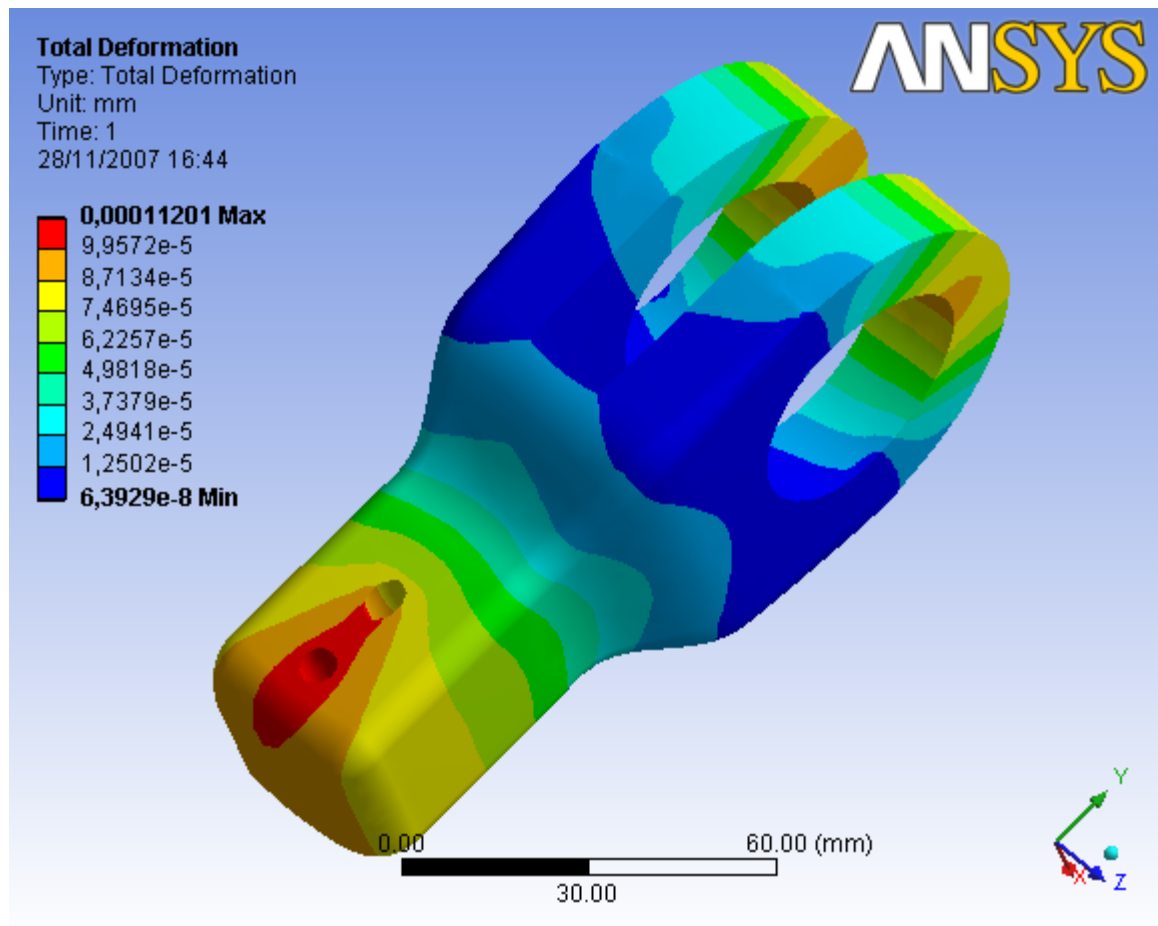


Figura 23 – Simulação da Deformação na peça intermediária

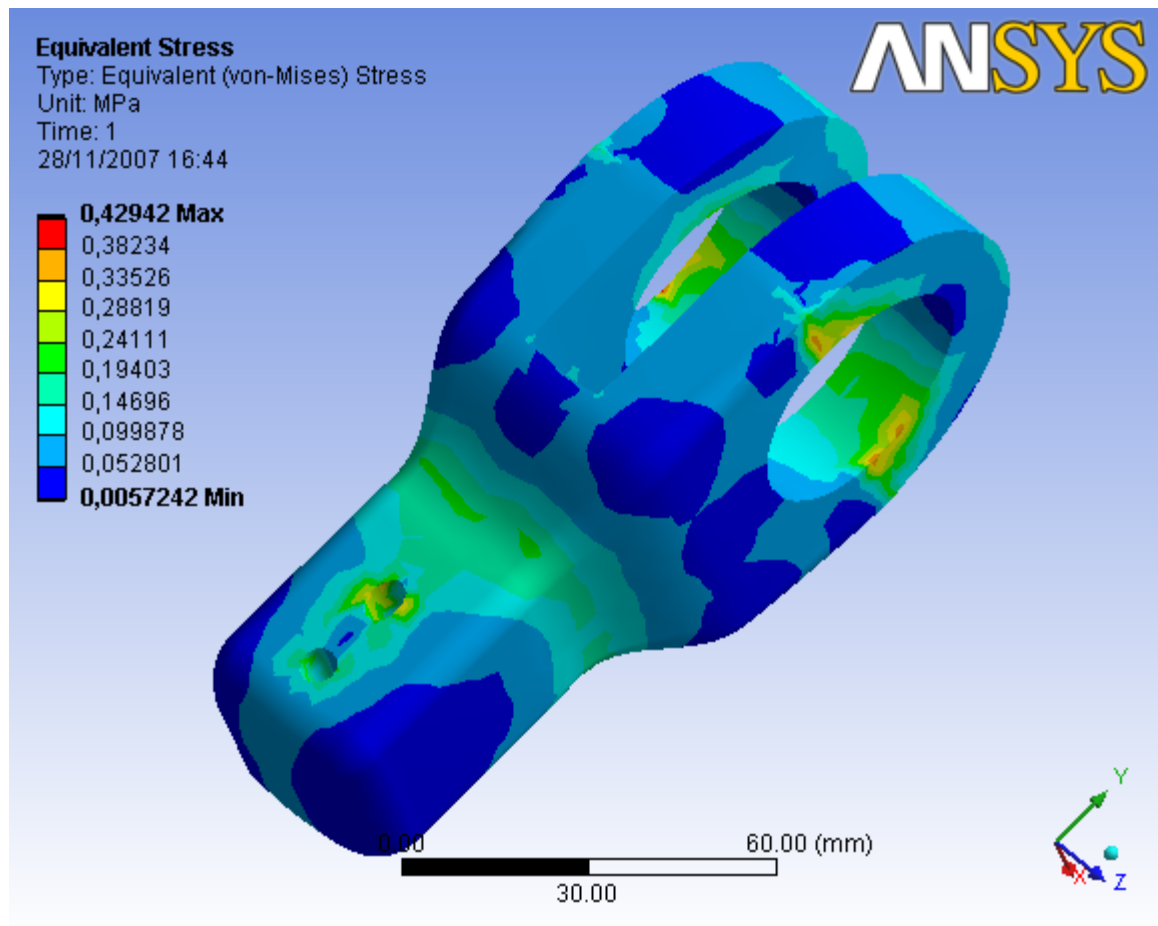


Figura 24 – Simulação da Tensão na peça intermediária

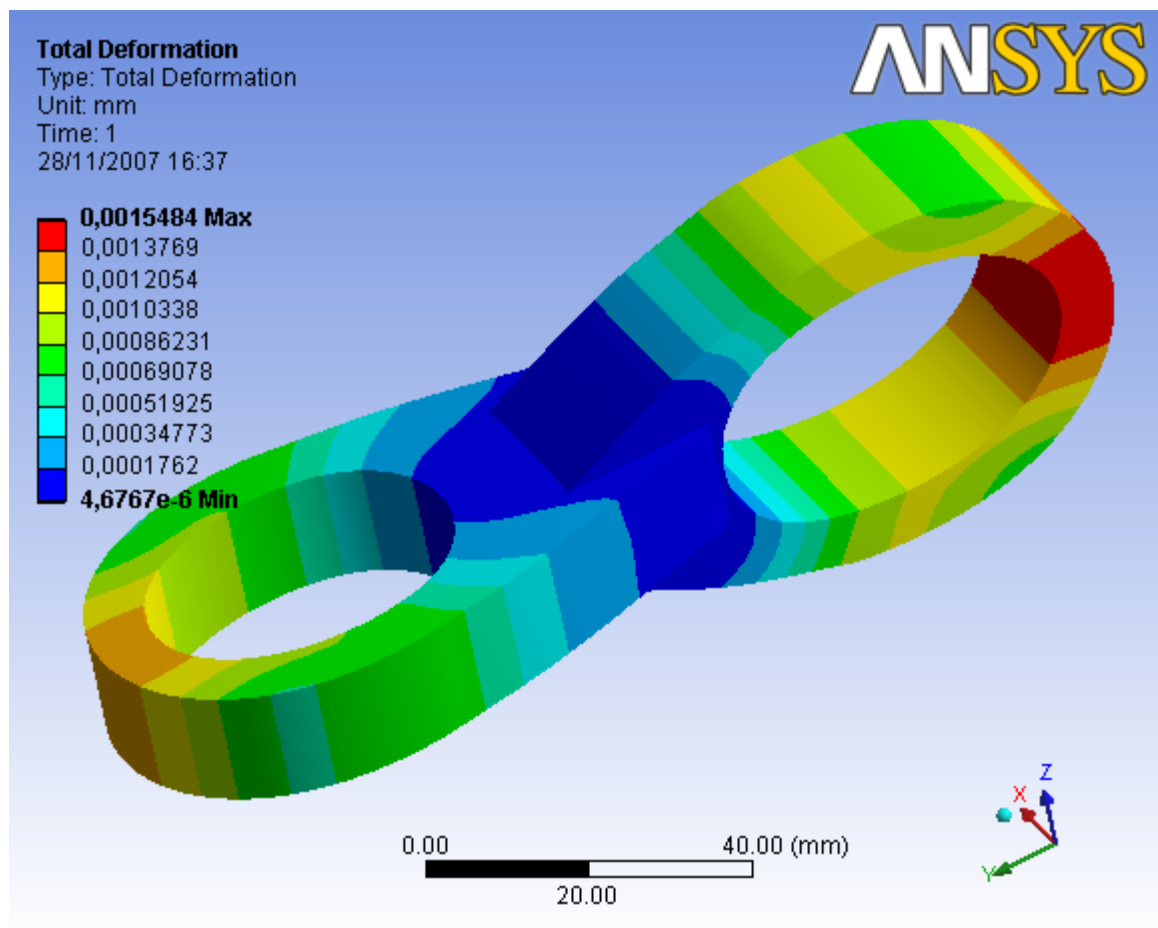


Figura 25 – Simulação da Deformação no Engate

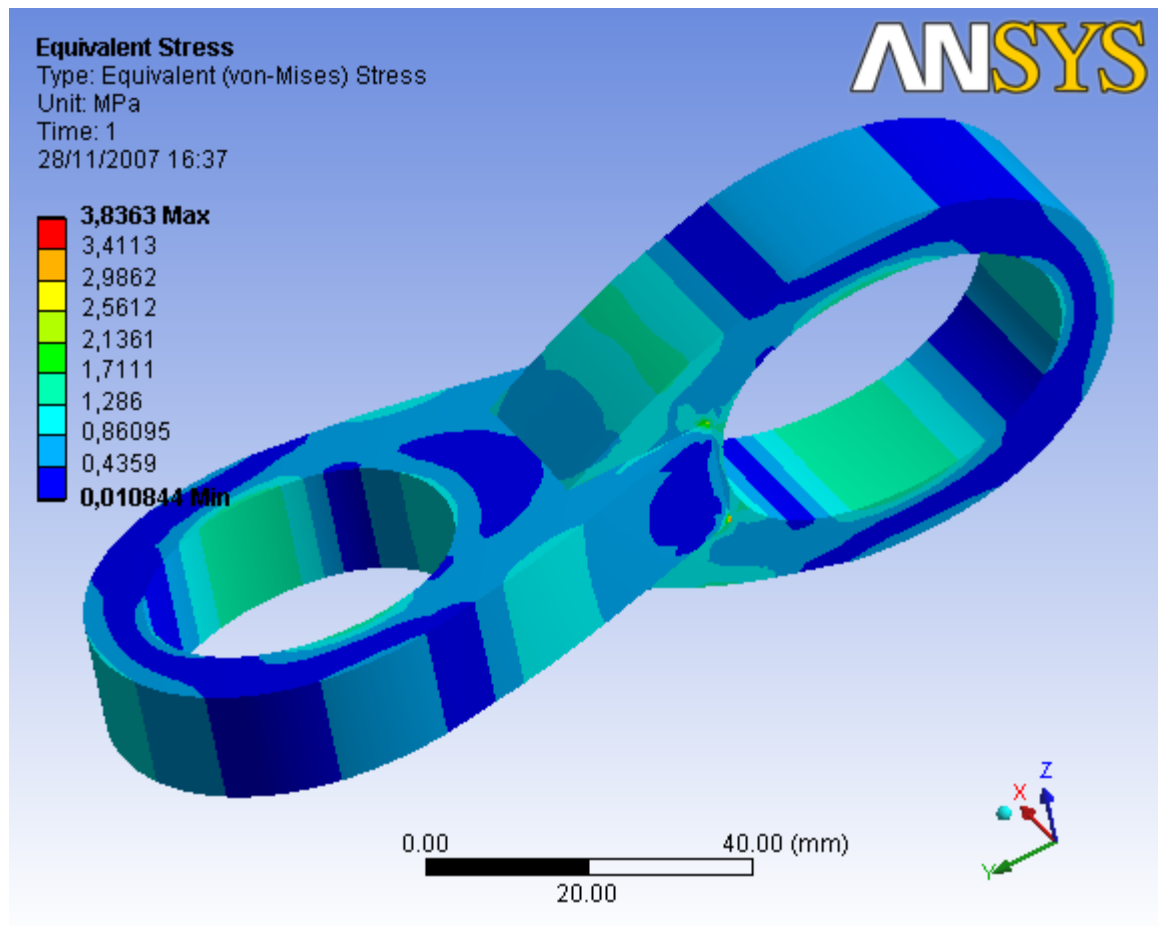


Figura 26 – Simulação da Tensão no Engate

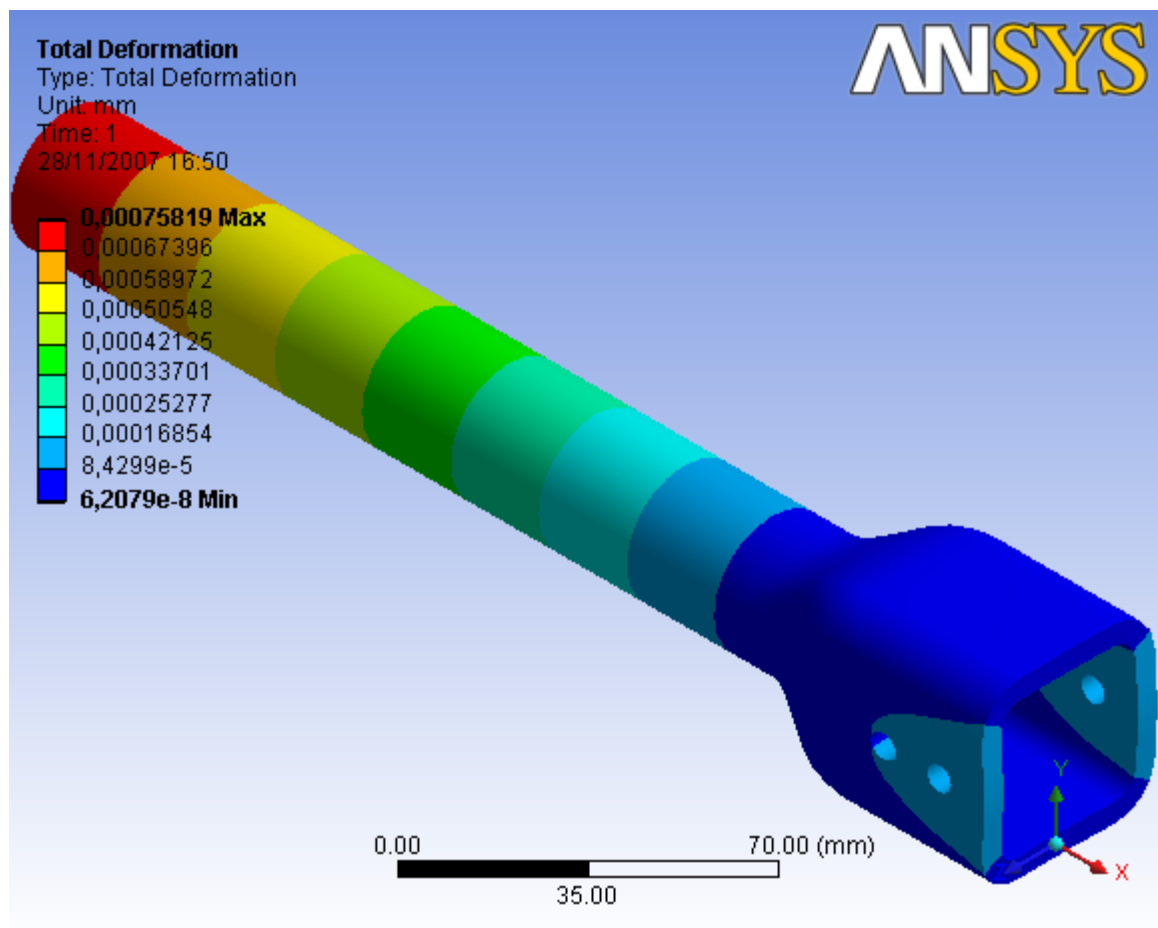


Figura 27 – Simulação de Deformação no Tubo Circular

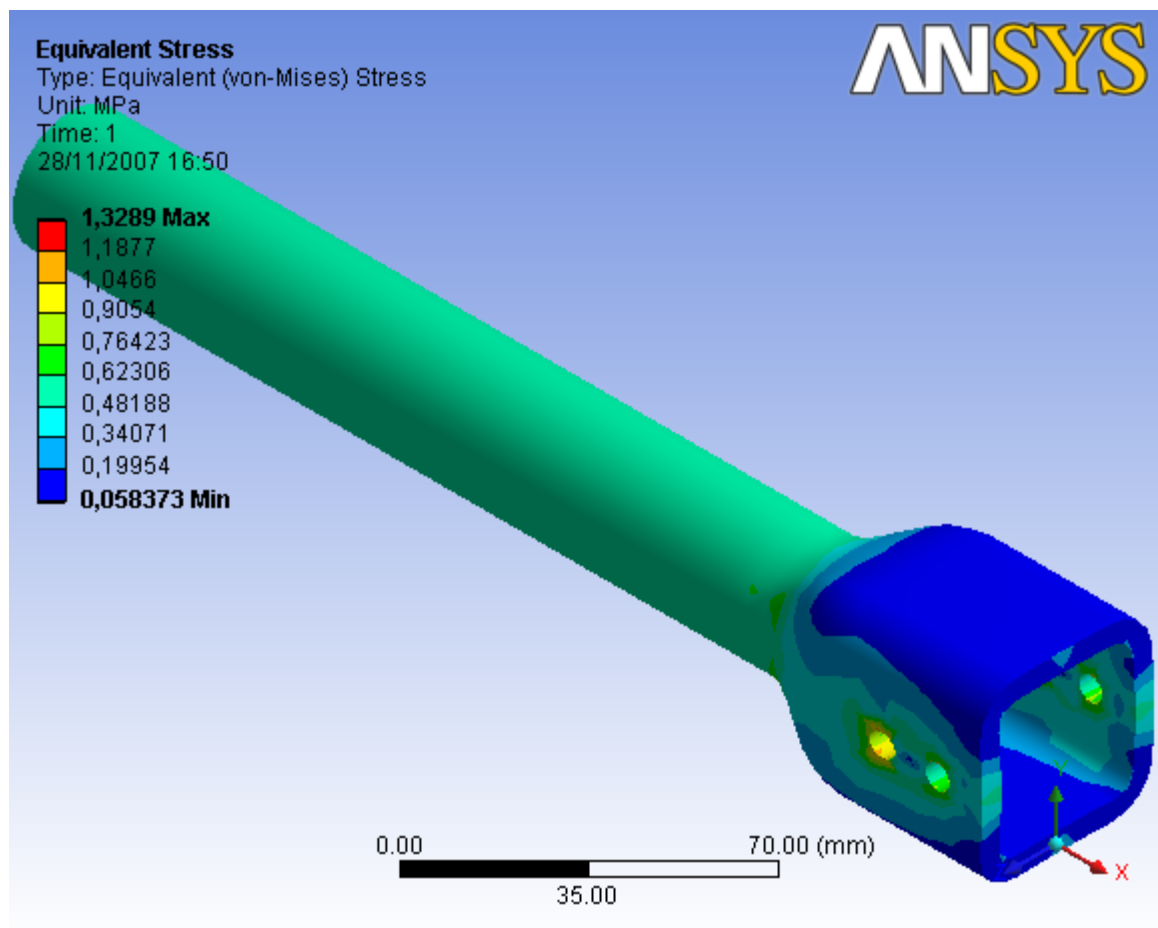


Figura 28 – Simulação da Tensão no Tubo Circular

15. Fotos do Projeto Final

15. Estrutura Tubular

Estrutura fabricada em fibra de carbono é apresentada na figura 29.



Figura 29 – Foto da Estrutura Tubular

15.2 Encaixe 1

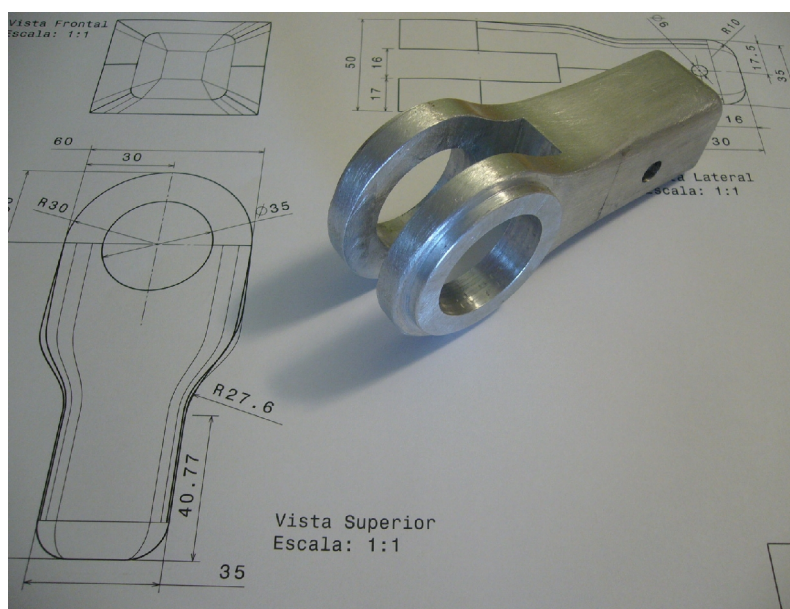


Figura 30 – Foto do Encaixe 1

15.3 Encaixe 2

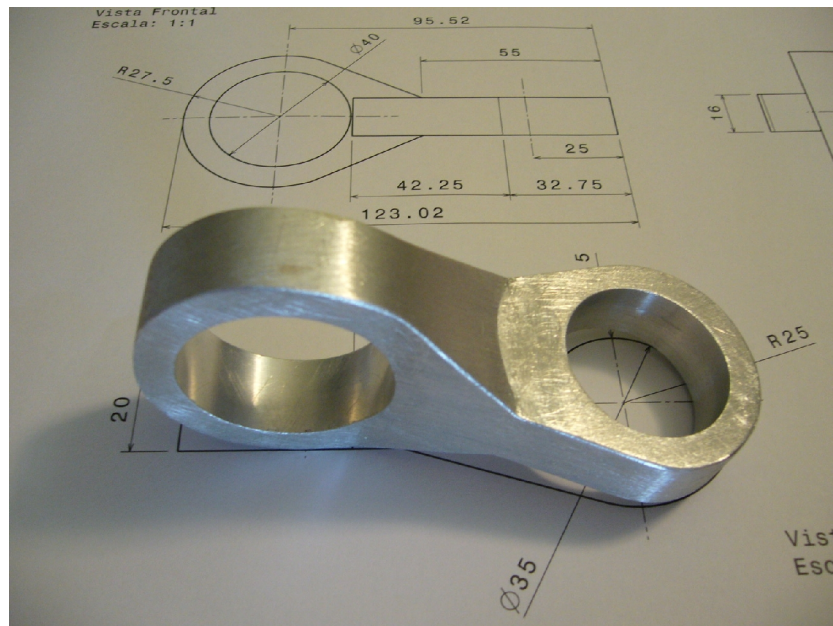


Figura 31 – Foto do Encaixe 2

15.4 Protótipo



Figura 32 – Protótipo

15.5 Detalhes do Protótipo

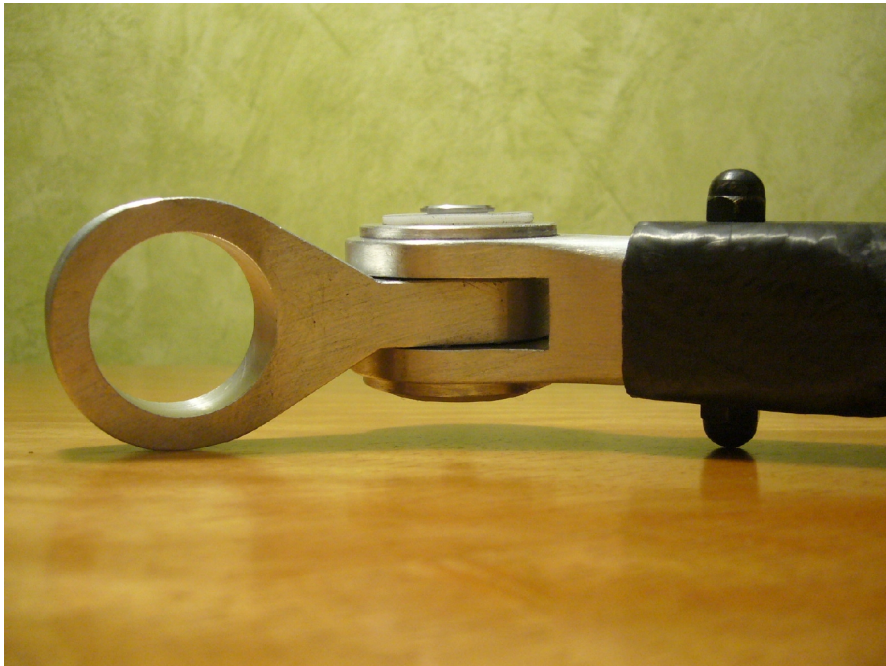


Figura 33 – Detalhe do “Punho com 1 grau de liberdade”

15.6 Detalhes das peças de fixação do protótipo ao coto do atleta



Figura 34 – Detalhes das peças de fixação

É importante destacar que a fixação do protótipo ao coto do atleta será feita por uma peça pré-fabricada (pela Otto Bock GmbH Cia KG). Se notarmos na figura é possível entender seu funcionamento. A peça com um pino será moldada à peça de fibra produzida sob medida na sede da AACD do Ibirapuera-SP de acordo com o físico e o conforto do atleta. Este pino será encaixado no orifício localizado na extremidade do protótipo. Observa-se que a peça tem quatro parafusos, que ajustados, podem direcionar a prótese. Ou seja, podemos obter a melhor angulação para o atleta.

16. Considerações Finais

O projeto a primeira vista parecia muito distante e difícil de ser executado. Não tínhamos experiência e pra sermos sinceros nem a nossa orientadora sabia o que iria acontecer no decorrer do ano de 2007. Escolhemos este projeto justamente porque seríamos pioneiros na fabricação de próteses, um projeto ousado e também gratificante. Poder ajudar um atleta e um esporte que está apenas engatinhando, nos motivou. Mas apesar de tantas novidades e desafios, o trabalho foi feito de uma forma correta e sem muitos obstáculos. Conseguimos o apoio financeiro necessário e a estrutura de apoio para nossa jornada.

Começamos definindo quais requisitos seriam necessários para que o atleta pudesse executar a remada. Além de conversarmos com professores de remo, termos lido a respeito e conversado com o atleta, fomos até a raia da USP remar nós mesmos. Só assim pra realizarmos quantos graus de liberdade seriam necessários, e também pra começarmos os esboços do protótipo. Depois de alguns brainstorms, um desenho foi definido como base para nossa prótese. O passo seguinte foi o estudo dos materiais que poderiam ser utilizados, que atendessem os requisitos e que fossem, na medida do possível, acessíveis. A terceira etapa foi a de programar no CATIA o que tínhamos em mente, para que pudéssemos procurar uma oficina que realizasse o que tínhamos projetado. Esta última fase, apesar do curto prazo, foi bastante tranquila. Várias visitas foram feitas a oficina para verificar o andamento da fabricação, e assim o prazo pré-determinado foi cumprido. Pode-se dizer que utilizamos neste período, todo o conhecimento obtido nestes cinco anos de POLI. Desde a parte de brainstorm, passando pela tomada de decisões, pelo conhecimento técnico até a negociação de preço com o fabricante e também da verba com o patrocinador.

Apesar de considerar que o trabalho ficou muito bom e que atendeu nossas expectativas iniciais, algumas sugestões serão feitas para trabalhos futuros. Uma das modificações que vamos propor é a redução do peso da prótese. O peso de um antebraço humano é de mais ou menos 2% da massa corporal do indivíduo. Como nosso atleta pesa 65 Kg, o seu antebraço deveria pesar aproximadamente 1 Kg. Nossa prótese ficou com 0,7 Kg, dentro do limite, mas mesmo assim pesada para uma prótese que será utilizada em competições que exigem muito do atleta. A utilização de materiais ainda mais leves pode ser um caminho para essa redução de massa. A fibra de carbono pode continuar sendo utilizada, mas o alumínio pode ser substituído. Outra sugestão é a construção de um Mock-up, que é um modelo em escala daquilo que se projetou. É benéfico no sentido de se poder avaliar as soluções adotadas antes da fabricação da prótese definitiva.

O projeto foi, sem dúvida, muito trabalhoso, mas agradável de executar. Colocamos em prática tudo aquilo que a Escola Politécnica nos ensinou nestes últimos cinco anos de estudo, dedicação, noites perdidas, que somente agora, no final, damos à devida consideração. Só agora percebemos os anos maravilhosos que passamos aqui. Nesta centenária Instituição de Ensino, com seus ótimos docentes e todos os funcionários. Aqui encontramos apoio e as condições necessárias para um excelente aprendizado que será utilizado por nós pro resto de nossas vidas, não só profissionalmente como também pessoalmente. Levaremos daqui muitas amizades e um sentimento de dever cumprido. Afinal, qual a porcentagem da população que teve ou terá acesso a essa educação de qualidade? Sabemos que fomos privilegiados de termos estudado entre os melhores, e isso nos orgulha. Terminamos nosso ciclo com um Muito Obrigado a todos e sucesso!

17. Referências

[1] Interunidades em Bioengenharia - EESC

Disponível em: <<http://www.eesc.usp.br/bioeng/>>.

Acesso em 13 de abril de 2007

[2] Amputação – FisioWeb WGate

Disponível em:

<<http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/amputacao.htm>>.

Acesso em 13 de abril de 2007

[3] Marsh, C. (1983). **Strength of Aluminium**. Canada. ALCAN Canada Products Limited.

[4] Bridenbaugh, P. R. (1987). **Aluminium / Aluminium Alloys**. FASM.

[5] AACD – Ortopedia – Próteses

Disponível em: <http://www.aacd.org.br/ortopedia_prods_proteses.asp>

Acesso em 16 de junho de 2007

[6] Beber, A J (2003). **Comportamento de Vigas de Concreto Armado Reforçadas com Compósitos de Fibra de Carbono**. Campos Filho, A (Docente); PUC – Rio; Bolsa CNPq 48m.

[7] McArthur, J. **High Performance Rowing**. Crowood Press, 1997.

18. Bibliografia

AACD – Ortopedia – Próteses

Disponível em: <http://www.aacd.org.br/ortopedia_prods_proteses.asp>

Acesso em 16 de junho de 2007

Angst, F (1984). **Biomechanics as a help in learning and training the rowing technique. Proceedings of 13th FISA Coaches Conference. Germany.**

Bompa, T O, Hebbelinck, M and van Gheluwe, B (1985). **Force analysis of the rowing stroke employing two different oar grips. Canadian Journal of Applied Sports Science**

Higgins, R. A. **Propriedades e Estruturas dos Materiais em Engenharia.** Difel Difusão Editorial S.A., 1982.

Martin, T and Bernfield, J (1980). **Effect of stroke rate velocity of a racing shell. Medicine and Science in Sports and Exercise.**

Millward, A (1987). **A study of the forces exerted by an oarsman and the effect on boat speed. Journal of Sports Sciences.**

Secher, N H (1993). **Physiological and biomechanical aspects of rowing. Sports Medicine.**

Smith, R M and Spinks, W L (1988). **Biomechanical factors in the analysis of rowing capacity and skill. In Proceedings of 25th Anniversary Bicentennial**

Conference of Australian Sports Mechanics Federation (edited by Torode),
Australian Sports Medicine Federation, Sydney.

Smith, R M and Spinks, W L (1989). **A system for optimising feedback to rowers and their coaches. Paper presented at the Olympic Solidarity Seminar.**
Australian Institute of Sport, Canberra.

Smith, R M and Spinks, W L (1995). **Discriminate analysis of the biomechanical difference between good novice and elite rowers. Journal of Sports Sciences.**