

WARNER ARTUR SIQUIEROLI

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE
GERAÇÃO DE RESISTÊNCIA PARA APARELHOS DE
MUSCULAÇÃO E FISIOTERAPIA**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2007

WARNER ARTUR SIQUIEROLI

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE GERAÇÃO DE
RESISTÊNCIA PARA APARELHOS DE MUSCULAÇÃO E
FISIOTERAPIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Araújo Amaral

Co-orientador: Prof. Dr. Sílvio Soares dos Santos

UBERLÂNDIA – MG

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

- S618d Siquieroli, Warner Artur, 1960-
Desenvolvimento de um sistema de geração de resistência para aparelhos de musculação e fisioterapia / Warner Artur Siquieroli. - 2008.
- 107 f. : il.
- Orientador: Cleudmar Araújo Amaral.
Co-orientador: Sílvio Soares dos Santos.
- Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
- Inclui bibliografia.
1. Vibração - Teses. I. Amaral, Cleudmar Araújo. II. Santos, Sílvio Soares dos. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621:534

WARNER ARTUR SIQUIEROLI

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE GERAÇÃO DE
RESISTÊNCIA PARA APARELHOS DE MUSCULAÇÃO E
FISIOTERAPIA**

Programa de Pós-graduação em Engenharia
Mecânica da Universidade Federal de
Uberlândia.

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e
Vibrações.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Araújo Amaral – FEMEC/UFU – Orientador

Prof. Dr. Sílvio Soares dos Santos – FAEFI/UFU – Co-orientador

Prof. Dr. Valder Steffen Jr. – FEMEC/UFU

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa – DEMEC/UFMG

Uberlândia, 18 de Setembro de 2007.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade e confiança.

A minha família, pelo apoio, estímulo e paciência.

Ao professor Cleudmar Amaral de Araújo, meu orientador e amigo, pelo exemplo, pela confiança e pelo companheirismo.

Ao professor Sílvio Soares dos Santos, meu co-orientador, que além de repartir seu sólido conhecimento soube adicionar clareza e objetividade a este trabalho.

A todos os professores da FEMEC, em especial ao Professor Valder Steffen Jr. e ao Professor José Antônio Ferreira Borges, que contribuíram com seus conhecimentos e amizade, tornando este trabalho possível e prazeroso.

Aos colegas do LPM, que apoiaram e contribuíram nas diversas etapas do desenvolvimento deste trabalho.

À CAPES, à FAPEMIG e ao CNPq pelo apoio financeiro concedido ao longo do trabalho.

A Deus, por mais esta chance.

Siquieroli, W. A., 2007, **Desenvolvimento de um Sistema de Geração de Resistência para Aparelhos de Musculação e Fisioterapia**, 120 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

Resumo

O objetivo deste trabalho é o projeto de um sistema alternativo de geração de resistência à contração do músculo esquelético para ser aplicado em máquinas de musculação e fisioterapia. A modelagem do dispositivo proposto utiliza um conjunto mola/seguidor/come para produzir a resistência, dispensando o uso de pesos, cabos, correias ou correntes. O dispositivo é capaz de ajustar dinamicamente o torque resistente, mantendo-o proporcional a um padrão pré-determinado em um movimento com velocidade *variável*. Deste modo, como em outros dispositivos de resistência dinâmica variável (RDV), pode-se contar com a capacidade de permitir movimentos balísticos e pré-alongamento dos músculos motores, porém, sem as limitações de velocidade ou aceleração de equipamentos convencionais, pois os efeitos indesejáveis da inércia, nas transições excêntrica/concêntrica e concêntrica/excêntrica do exercício, podem ser controlados por este dispositivo. O torque resistente pode ser mantido proporcional ao perfil desejado, na aceleração e velocidade angular prescritas para o treinamento, sendo apenas necessário o uso de um perfil de come para cada situação. Com a utilização deste dispositivo nas máquinas de musculação é possível obter um aumento da segurança, uma seleção mais precisa da carga inicial, incrementos infinitesimais de sobrecarga, uma baixa dissipação de energia por atrito e um melhor comportamento da resistência aplicada para o perfil de movimento desejado. O custo da produção industrial do mecanismo proposto é semelhante ao das máquinas de pilhas de peso atuais. Foi projetado e construído um equipamento para o levantamento das curvas de torque para o grupo muscular formado pelo bíceps, bíceps braquial e braquioradial. Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento matemático do dispositivo, sua solução numérica e sua modelagem em um software de simulação mecânica.

Palavras-chave: *come, mola, musculação, fisioterapia, curvas de torque.*

Siquieroli, W. A., 2007, **Development of Resistance Generation System for Workout and Physical Therapy Devices**, 120 p. Master Science Dissertation, Federal University of Uberlândia, School of Mechanical Engineering, Uberlândia, MG, Brazil.

Abstract

This work presents the design of an alternative resistance generation system in opposite to contraction of skeletal muscle to be applied to workout and physical therapy machines. The modeling of the proposed device uses a spring-follower-came group to produce the resistance, without weights, cables, belts or chains. The device is capable to adjust the resistant torque dynamically, keeping it proportional to a predetermined pattern, in a variable speed movement. This way, as in other devices of variable dynamic resistance (VDR), it provides the capacity of allowing ballistic movements and the motor muscles pre-stretching, however, without the speed and acceleration limitations of those machines movement. The device can control the undesirable effects of inertia in eccentric/concentric and concentric/eccentric exercises. The resistant torque can be maintained proportional to the desired profile, no matter the acceleration and angular speed prescribed, being just necessary a came profile for each situation. This device can increase both safety and accuracy to select the initial load, infinitesimal increments of resistance, low energy dissipation and a better behavior of the applied resistance for a desired movement profile. The production cost of the proposed mechanism is similar to current weight stack machines. It was designed and manufactured a device to obtain the biceps torque curves. It will be showed in this work the system mathematical modeling and its numeric solution by using mechanical simulation software.

Keywords: Cam, spring, workout, physical therapy, torque curves.

Lista de Símbolos

Símbolos Significado

θ	Posição angular do came
$Tm(\theta)$	Torque disponível
$Tr(\theta)$	Torque resistente produzido pela ação da mola sobre o came
$Ti(\theta)$	Somatória dos torques produzidos pelo deslocamento do mecanismo came-seguidor-mola
Fen	Componente normal da força elástica
Fe	Força elástica produzida pelo deslocamento da mola
Fe_i	Pré-carga inicial da mola
K	Constante da mola
dy	Deslocamento da mola para cada deslocamento angular do came
$d\theta$	Deslocamento angular do came
α	Ângulo de pressão do came
$Ti(\theta)$	Torque de inércia
$\Delta\theta$	Incremento angular do came
Kgf	Kilograma força
F	Força medida na célula de carga
P	Peso
Td	Torque disponível no bíceps
B	Distância da célula ao centro do disco graduado
N m	Unidade de torque Newton x metro
ω	Velocidade Angular
rd/s	Unidade de velocidade angular média
Ω	Aceleração angular
rd/s ²	Unidade de aceleração angular
mV	Milivolts
Vdc	Sinal de voltagem digital constante
gf	Unidade de força em Grama força
N	Unidade de força em Newton
V	Sinal da força medido em mV

mm	Unidade de comprimento
KN	Kilo Newton
N/mm	Unidade da constante da mola
Ri	Raio Primitivo
I_z	Momento de inércia na direção z
Kg.m ²	Unidade de momento de inércia
R	Raio do came
Fig.	Figura

Lista de Abreviaturas

Símbolos Significado

ADAM'S	MSC.Software Corporation
MTS	Máquina Universal de Ensaios
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos
Matlab	Programa Computacional "Simulação de Matrizes"
AutoCad	Programa Computacional "Modelagem de Estruturas"

SUMÁRIO

Capítulo I – INTRODUÇÃO	1
Capítulo II – ASPECTOS BIOMECÂNICOS	5
2.1 – O músculo Esquelético	5
2.2 – A Geometria Articular e a Capacidade de Produção de Torque	8
2.3 – Tipos de Movimentos na musculação	10
Capítulo III – ESTADO DA ARTE	13
3.1 – Uma Breve História dos Equipamentos para Musculação e Fisioterapia	13
3.2 – Revisão Bibliográfica	20
3.3 – Máquinas Atuais	21
3.3.1 – Máquinas com massas e sem dispositivos de acomodação	21
3.3.2 – Máquinas com massas e dispositivos de acomodação	23
3.3.3 – Máquinas com dispositivos acumuladores de energia potencial elástica	26
3.3.4 – Máquinas pneumáticas servo-assistidas	27
3.3.5 – Máquinas isocinéticas	30
Capítulo IV – DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE RESISTÊNCIA PROPOSTO	33
4.1 – Princípio de Funcionamento do Mecanismo	36
Capítulo V – PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	45
5.1 – Simulação do Mecanismo	45
5.2 – Projeto e Construção de um Torquímetro	47
5.3 – Instrumentação	55
5.4 – Calibração da Célula de Carga	57
5.5 – Calibração do Braço do Torquímetro	59
5.6 – Protocolo de Testes	62
5.7 – Levantamento da Curva de Torque Isométrico Disponível	63
5.8 – Estimativa da Curva de Torque	64
5.9 – Seleção de um Perfil de Movimento para o Projeto do Dispositivo	66

5.9.1 – Obtenção da Curva de Aceleração para o Movimento	67
Capítulo VI – RESULTADOS	73
6.1 – Curva de Calibração da Célula de Carga	73
6.2 – Curva de Calibração do Braço	76
6.3 – Determinação das Curvas de Torque Disponível	77
6.4 – Simulação do Mecanismo Proposto	83
6.4.1 – Especificação da Mola de Compressão	84
6.4.2 – Curva do came simulada	85
6.4.2.1 – Estimativa da Pré-Carga na Mola	86
6.4.2.2 – Estimativa do Momento de Inércia	87
6.4.2.3 – Estimativa do Torque de Inércia	88
6.4.2.4 – Estimativa do Perfil do came	88
6.4.3 – Análise do Dispositivo de Resistência Proposto	92
6.5 – Discussão dos Resultados	94
Capítulo VII – CONCLUSÕES	97
Capítulo VIII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
APÊNCICES	105
APÊNDICE I: PERFIL DO CAME SEM O EFEITO DA INÉRCIA	105
APÊNDICE II: PERFIL DO CAME COM O EFEITO DA INÉRCIA	111

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A história das atividades físicas se confunde com a história do próprio Homem.

Elas contribuíram de forma decisiva para a evolução da espécie humana e depois desempenharam papel importante na História das civilizações.

Na pré-história a atividade física capacitava o homem a lutar pela sobrevivência, fosse caçando ou evitando ser caçado. Os povos primitivos realizavam ainda freqüentes jogos de luta ou rituais de dança onde a atividade física estava presente na forma de recreação ou “esporte”, ajudando, porém a manter o condicionamento físico necessário para enfrentar as dificuldades de seu modo de vida (RAMOS, 1982).

Da Antigüidade até a História Contemporânea, de uma maneira sistematizada ou não, os exercícios físicos intensos continuaram a fazer parte do cotidiano de homens, mulheres e crianças (RAMOS, 1982).

A Revolução Industrial no fim do século XIX mudou o estilo de vida do Homem, que trocou o campo pela cidade. Um Ser que evoluiu talhado por intensa rotina de exercícios passou a experimentar o sedentarismo. Esta mudança causou uma alteração no padrão das doenças humanas, indicando uma associação entre hábitos de vida e saúde (NIEMANN, 1999).

Como resultado destas transformações comportamentais e da identificação e constatação de seus inúmeros efeitos negativos, surgiu um movimento mundial de revalorização das atividades físicas regulares, notadamente nos últimos trinta anos.

De forma diferente de outras épocas, hoje o valor destas atividades não está ligado apenas às atividades cotidianas como a caça, a guerra, ou mesmo ao esporte. Os exercícios físicos vêm sendo estudados e praticados largamente nos nossos dias também pela sua importância para a manutenção e mesmo, elevação da qualidade de vida do homem.

Os estudos modernos acerca desta matéria parecem procurar determinar com precisão como os exercícios influenciam a nossa saúde, tanto física quanto mental.

Além disso, buscam encontrar as melhores maneiras de se realizarem estes exercícios para que produzam os resultados esperados. Isto inclui a seleção de equipamentos que auxiliem complementem estas atividades.

Os chamados equipamentos esportivos ganharam então, não só uma maior importância científica como também econômica.

Na verdade, este mercado em crescente expansão gera progresso e emprega milhões de pessoas no mundo todo.

O desenvolvimento científico acompanha o crescimento deste mercado, que gera continuamente demanda por novos conhecimentos e avanços técnicos.

Dentro deste contexto, surgiu a motivação para este trabalho.

Este estudo baseia-se particularmente nos conhecimentos acerca de uma modalidade de atividade física conhecida como musculação.

A musculação ou treinamento com pesos é um tipo de exercício resistido, com variáveis de carga, amplitude, tempo de contração e velocidade controláveis. Desse modo, ela pode ser aplicada da forma isométrica (com velocidade de contração igual a zero), isocinética (com velocidade angular constante) ou isotônica (com carga constante) com alternância de contrações que vão daquelas estáticas às concêntricas e excêntricas, com séries de repetições contínuas ou intervaladas, com cargas e intensidades de trabalho que podem ser leves, moderadas ou intensas, utilizando sistemas energéticos aeróbios ou anaeróbios. A possibilidade de manipulação e controle de tantas variáveis torna a musculação uma atividade física altamente versátil que pode ser praticada por pessoas de diversas idades e com diferentes objetivos (WIKIPEDIA, 2000).

O treinamento com pesos se difere do fisiculturismo e levantamento de pesos, que são esportes ao invés de formas de exercício. O treinamento com pesos, entretanto, geralmente faz parte do regime de treinamento dos atletas dessas modalidades.

Os termos referentes aos tipos de contração muscular serão definidos adequadamente no próximo capítulo para melhor compreensão.

O conceito de musculação foi proposto por vários autores:

- São os meios de preparação física utilizados para o desenvolvimento das qualidades físicas relacionadas com as estruturas musculares (TUBINO, 1984).

- É o conjunto dos processos e meios que levam ao aumento e ao aperfeiçoamento da força muscular, associada ou não a outra qualidade física. (LAMBERT, 1987).

- Atividade física desenvolvida predominantemente através de exercícios analíticos, utilizando resistências progressivas fornecidas por recursos materiais tais como: halteres, barras, anilhas, aglomerados, módulos, extensores, peças lastradas, o próprio corpo e/ou segmentos, etc. (GODOY, 1994).

As finalidades da musculação podem ser classificadas como (BITTENCOURT, 1984):

- Terapêutica: Correção e/ou estabilização de desvios e disfunções orgânicas, reabilitação etc.

- Profilática: Prevenção de desvios posturais e distúrbios funcionais oriundos de hipocinesias e lesões atléticas.

- Preparação física: Desenvolvimento e aprimoramento das qualidades físicas relacionadas às estruturas neuromusculares.

- Competitiva: Levantamentos Básicos, Olímpicos, Fisiculturismo.

- Estética: Desenvolvimento e manutenção da estética corporal.

- Especiais: Aplicada na infância e adolescência; Aplicada à 3ª idade; Aplicada a Hipertensos; Aplicada a Cardiopatas; Aplicada a Diabéticos etc.

A musculação, como outras atividades físicas, utiliza ferramentas para otimizar seus resultados.

Neste trabalho aborda-se um segmento específico do universo dos equipamentos para a musculação, que se dedica à produção de dispositivos mecânicos para auxílio à realização de exercícios de força e potência, conhecidos como máquinas de musculação.

O estudo detalhado destes dispositivos e seus objetivos funcionais possibilitaram identificar uma necessidade de aprimoramento técnico e propor uma solução.

Mais especificamente, o objetivo deste trabalho é propor uma modificação no projeto do sistema que estes aparelhos utilizam para gerar resistência ao movimento humano,

projetando um novo mecanismo de resistência para ser aplicado aos equipamentos de musculação e fisioterapia, capaz de melhorar a performance dos sistemas quanto à aplicação dos princípios biomecânicos do treinamento, acrescentando ainda funcionalidade e segurança.

A orientação principal dos esforços desta pesquisa foi a de se chegar a uma inovação tecnológica funcional, segura e de custo industrial acessível, para que ela pudesse ser amplamente utilizada, cumprindo assim um papel social relevante.

Neste sentido, este trabalho foi organizado da seguinte forma:

- No capítulo I são feitos comentários sobre o tema estudado, sua importância e os objetivos a serem atingidos.
- No capítulo II são abordados sobre conhecimentos da biomecânica do exercício que apresentam relevância para este estudo.
- No capítulo III procurou-se mostrar um relato histórico e o estado da arte no que diz respeito ao objeto deste trabalho, indicando de maneira mais detalhada o problema estudado.
- No capítulo IV é apresentado o mecanismo proposto na sua forma teórica, sua formulação e a solução numérica encontrada e adotada.
- No capítulo V é descrita a metodologia experimental adotada no trabalho.
- No capítulo VI são mostrados e discutidos os resultados relativos ao mecanismo de resistência projetado.
- No Capítulo VII são apresentadas as conclusões e discutem-se as etapas posteriores a serem cumpridas na linha desta pesquisa, em futuros trabalhos.

CAPÍTULO II

ASPECTOS BIOMECÂNICOS

“A biomecânica do esporte dedica-se ao estudo do corpo humano e do movimento esportivo em relação às leis e métodos mecânicos incluindo os conhecimentos anatômicos e fisiológicos do corpo humano” (BAUMANN, 1987).

Do ponto de vista mais relevante aqui, ela é uma ciência que examina o corpo humano e seus movimentos, fundamentando-se nas leis, princípios e métodos mecânicos e conhecimentos sobre anatomia e fisiologia.

Fundamentalmente, os trabalhos científicos de engenharia ligados aos exercícios físicos são desenvolvidos a partir dos conhecimentos da Biomecânica.

Neste capítulo, destaca-se o objetivo desta pesquisa tomando como base conceitos e princípios biomecânicos aplicados ao sistema músculo-esquelético, notadamente no que diz respeito ao seu condicionamento para desenvolver força e potência.

2.1 O Músculo Esquelético

O músculo é o único tecido capaz de produzir tensão, ativamente, como resposta a um estímulo eletroquímico. Esta característica permite ao músculo esquelético, ou estriado, realizar as funções de absorver choques, manter a postura do corpo e movimentar membros em resposta a estímulos sincronizados do sistema nervoso central que chegam até ele através dos *motoneurônios* (HALL, 1999).

Os sarcômeros são as unidades estruturais básicas da fibra muscular esquelética e dispostos em série formam as miofibrilas, que por sua vez, alinhadas paralelamente, formam uma célula do músculo esquelético, denominada fibra muscular como mostrado na Fig.1.

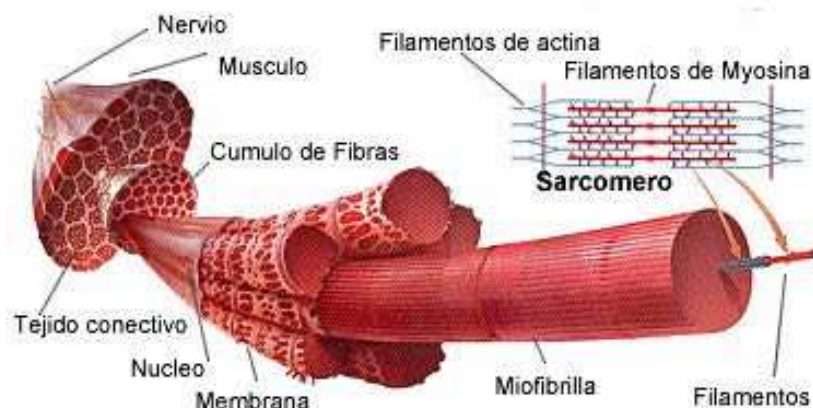


Figura 1 – O Músculo Esquelético – adaptado de

http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/images/illu_muscle_structure.jpg.

A Teoria dos Filamentos Deslizantes proposta por Huxley e Hanson (1954), Huxley e Niedergerke (1954), combinada com a Teoria das Pontes Cruzadas de Huxley (1957) e Huxley e Simmons (1971) explicam o mecanismo hoje aceito da contração muscular e da produção de força pelo músculo esquelético. A chave do funcionamento dos sarcômeros são os filamentos de proteína, um grosso, a miosina, e um fino, a actina, unidos por um tecido de conexão chamado linha Z. Segundo a teoria dos filamentos deslizantes estas moléculas de proteína, ativadas por impulsos nervosos, deslizam uma sobre a outra, utilizando a energia do ATP (adenosina trifosfato). Isto gera uma tensão.

Ainda segundo estas teorias, cada ponte cruzada do sarcômero é capaz de produzir a mesma força média e tem a mesma capacidade para executar um trabalho mecânico, numa contração concêntrica. Isto demonstra que a capacidade de uma fibra muscular de exercer força é proporcional ao número de miofibrilas em paralelo.

A capacidade de exercer força de um músculo depende do número de fibras acionadas simultaneamente e da forma como elas estão posicionadas dentro do músculo com relação à linha da força (ZATSIORSKY, 2004).

Quando o músculo se contrai agindo contra uma resistência menor que sua capacidade de exercer tensão, ele fica mais curto e esta contração é dita concêntrica. Quando a resistência imposta ao movimento do músculo é igual à sua capacidade de produzir força, ele não muda de comprimento e esta contração é chamada isométrica e quando a força aplicada contra o músculo no sentido de alongá-lo é maior que sua capacidade de se opor a este movimento, ocorre a chamada contração excêntrica.

A capacidade de um músculo de produzir força varia com a mudança da sua área de seção transversal. Esta variação da força é proporcional à alteração da área da seção

transversal, quando se analisa uma única fibra muscular. Entretanto, devido à disposição das fibras na estrutura do músculo, a relação entre a área da seção transversal e a força que pode ser produzida pelo músculo não é exatamente proporcional. Contudo, é correto afirmar que a capacidade do músculo de produzir força, dentro de certos limites, aumenta quando aumenta a sua área de seção transversal.

Quando o músculo se contrai ele tende a aumentar sua área de seção transversal, mesmo que não exista movimento, como no caso da contração isométrica. Porém, o aumento ocorre mais pronunciadamente quando ele se contrai diminuindo de comprimento, ocorrendo o contrário quando ele se alonga (ZATSIORSKY, 2004).

Portanto, pode-se concluir que o músculo tem uma capacidade diferente de gerar força para cada comprimento que ele pode assumir. Esta propriedade mecânica do músculo esquelético é conhecida como relação força-comprimento.

Outras propriedades mecânicas do músculo estriado conhecidas são as relações força-velocidade, velocidade-potência, tensão-tempo de resistência e as propriedades selecionadas dependentes da história contrátil, como a depressão da força após o encurtamento muscular e o aumento da força subsequente ao alongamento. Pela relação força-velocidade, para uma contração concêntrica, a força máxima que um músculo pode produzir em comprimento ótimo diminui com o aumento da velocidade do encurtamento até que atinja uma velocidade crítica onde a força externa de um músculo é zero. Para as contrações excêntricas, a força que um músculo pode exercer aumenta com o aumento da velocidade de alongamento, até que numa velocidade crítica ela se torna uma constante independente da velocidade e cerca de 1,5 a 2 vezes a força isométrica em comprimento ótimo (ZATSIORSKY, 2004).

Por terem as demais propriedades pouca influência no desenvolvimento deste trabalho elas não serão descritas aqui.

Por outro lado é importante atentar para outra característica do músculo esquelético que diz respeito à sua capacidade de adaptação. Ele é composto por diferentes tipos de fibras musculares que podem ser classificadas como segue, segundo suas capacidades específicas (HALL, 1999):

- Tipo I - oxidativa de contração lenta
- Tipo IIA – glicolítica oxidativa de contração rápida
- Tipo IIB – glicolítica de contração rápida

A quantidade de fibras musculares de cada tipo e a quantidade total de fibras em um músculo humano é fixa desde o nascimento. Esta é uma característica genética.

As fibras do tipo I são especializadas em movimentos que exigem pouca produção de força e muita resistência, enquanto as do tipo II podem realizar movimentos rápidos e com maior produção de força, porém fadigando-se mais rapidamente.

O importante aqui é que indivíduos com diferentes percentuais de cada um destes tipos de fibras se adaptam melhor a determinados tipos de exercício, de acordo com o tipo predominante de fibra em seus músculos (HALL, 1999).

2.2 A Geometria Articular e a Capacidade de Produção de Torque

Como já foi visto, o músculo pode produzir *força*. Basicamente a estrutura do esqueleto humano é formada por segmentos de osso que se movem em torno de articulações. Quando produzem força, os grupos musculares tendem a provocar a rotação de um segmento em relação a outro na articulação que atravessam. Deste modo a grandeza relacionada à força muscular que pode ser medida *in vivo* é um torque.

Sabe-se que torque é uma grandeza física representada pelo produto vetorial de um vetor posição, que determina a distância de um centro de rotação ao ponto de aplicação de uma força, pela própria força. Assim, o módulo do torque é obtido pelo produto escalar de três fatores: o módulo do vetor posição, ou comprimento do braço de alavanca, o módulo da força e o seno do ângulo entre as direções dos dois vetores. No caso particular onde os dois vetores pertencem a um mesmo plano e o ângulo entre suas direções for de 90 graus, o torque pode ser calculado pelo produto escalar do módulo do vetor posição pelo módulo da força e vice versa. Neste trabalho, dadas as condições particulares adequadas, esta simplificação será utilizada.

Para este trabalho, adotou-se o problema de geração de torque resistente ao trabalho do grupo muscular responsável pela flexão concêntrica e a extensão excêntrica do antebraço em relação ao braço, na articulação do cotovelo. Este grupo é formado pelos músculos: bíceps, braquial e braquioradial.

Quando um grupo muscular é responsável por mover uma carga em uma contração concêntrica ou resistir à aplicação de uma força em uma contração excêntrica ele é chamado de agonista, enquanto que um músculo que age no sentido contrário com a missão de controlar o movimento, por exemplo, é chamado de antagonista (HALL, 1999).

Durante um movimento completo do antebraço em torno da articulação do cotovelo, o braço de momento da força que os agonistas exercem sobre a articulação varia constantemente sua dimensão, como mostrado esquematicamente na Fig. 2. Sobre este movimento pode-se destacar o seguinte:

- O torque resultante que pode ser produzido na articulação pelos músculos agonistas, em um determinado ângulo da articulação, depende do seu comprimento naquele ângulo, do comprimento do braço de momento, da velocidade de contração e do torque contrário produzido pelos antagonistas, naquele instante.
- O torque produzido pelos músculos agonistas num determinado ângulo articular não é diretamente proporcional à força que eles podem produzir naquele mesmo ângulo.

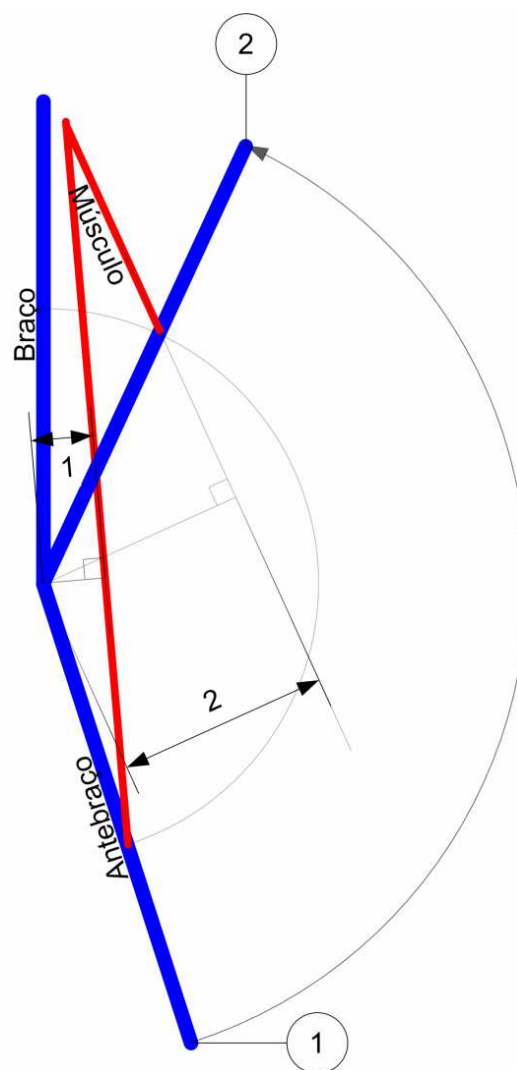


Figura 2 – Variações do braço de momento do bíceps em uma flexão do cotovelo da posição 1 até a posição 2.

2.3 Tipos de movimentos na musculação.

As técnicas de treinamento podem ser classificadas quanto ao tipo de movimento como:

- Isométricas
- Isocinéticas
- Isotônicas

As contrações isométricas ocorrem com a diminuição do comprimento do músculo sem, contudo, haver movimento na articulação. São utilizadas em treinamentos de força com onde exista a necessidade de preparar o músculo para aplicar ou resistir a uma força sem que haja movimento na articulação envolvida, como por exemplo, para exercitar uma musculatura responsável pela manutenção da postura.

Já o termo *contração isocinética* é constantemente aplicado de forma inadequada, uma vez que é difícil produzir uma contração muscular, em amplitude total, em velocidade constante. Para produzir qualquer movimento a partir do repouso uma aceleração precisa estar envolvida, de modo que a velocidade constante não pode existir em um músculo que se contrai a partir do repouso e retorna a este estado. A velocidade constante pode ocorrer somente durante uma parte da amplitude da ação.

Da mesma forma, é impossível, do ponto de vista biomecânico, projetar uma máquina puramente isocinética, uma vez que o usuário necessita, partindo do repouso, empurrar um dado membro contra o equipamento, até que o movimento seja controlado a uma velocidade angular praticamente constante durante parte de sua amplitude. A resistência oferecida por estas máquinas aumenta em resposta aos aumentos de força promovidos pelo músculo, mantendo a velocidade aproximadamente constante durante parte de sua amplitude.

Apesar das vantagens que estes dispositivos oferecem em termos de segurança e conforto, eles não respeitam o princípio da especificidade, uma vez que os movimentos naturais não envolvem velocidade constante de um membro. Além disso, sua velocidade máxima de operação fica muito abaixo das velocidades usuais de movimentos como correr, saltar e arremessar.

Por último, na maioria dos casos, o termo isotônico deve ser evitado, uma vez que é raro a tensão muscular permanecer a mesma enquanto o movimento articular ocorre em qualquer amplitude. A constância só seria possível em uma pequena amplitude, sob condições muito lentas ou quase isométricas do movimento, por um tempo limitado (uma vez que a tensão se reduz com a fadiga ou com outras alterações neuromusculares).

Sempre que um movimento ocorre, a tensão muscular aumenta ou diminui, uma vez que a aceleração ou a desaceleração estão sempre envolvidas e um dos reflexos de alongamento podem ser ativados (ZATSIORSKY, 2004).

Neste caso, a utilização do dispositivo proposta neste trabalho visa contornar tais problemas, uma vez o mecanismo desenvolvido pode mascarar os efeitos da inércia e oferecer uma resistência à contração muscular, na forma de um torque, segundo um perfil bem definido de carga, velocidade e aceleração do movimento.

Um exemplo disso seria o treinamento da musculatura do joelho de ginastas olímpicos para o tratamento e a prevenção de lesões, bem como para o aumento da força em equipamentos convencionais de musculação que usam pilhas de pesos. Nestas máquinas os efeitos indesejáveis da inércia bem como os elementos de tração quando usam cabos, correntes ou correias, não permitem movimentos rápidos, contrariando o princípio de especificidade no caso destes atletas, cujos movimentos no esporte são freqüentemente do tipo explosivo.

Pode-se presumir que se estes atletas fossem treinados nessas máquinas, sua musculatura sofreria uma hipertrofia concentrada em fibras de pouca funcionalidade para o movimento que pretendem produzir no esporte, o que não significaria qualquer ganho de desempenho. E ainda, pode-se inferir que pelo aumento da massa muscular, não funcional neste caso, haveria um decréscimo na performance destes atletas.

Este é um exemplo de caso onde o dispositivo desenvolvido neste trabalho poderia contribuir de forma significativa. Uma vez que ele permitiria determinar com precisão a carga, a velocidade e a aceleração em toda a amplitude do movimento, inclusive nas transições de fase concêntrica-excêntrica e excêntrica-concêntrica, o princípio de especificidade seria respeitado, e a hipertrofia e o conseqüente aumento de força ocorreriam principalmente nos ângulos responsáveis pelo movimento, favorecendo a melhoria do desempenho.

Para o desenvolvimento do dispositivo descrito neste trabalho foi adotado uma metodologia que incluiu um perfil de resistência dinâmica para o treinamento de um grupo muscular específico, com o objetivo de melhorar seu desempenho em uma tarefa específica.

Porém, é preciso salientar que não é objetivo desta pesquisa propor métodos de treinamento.

O protocolo escolhido tem como único objetivo demonstrar o poder de adaptação do novo dispositivo e sua versatilidade para se adequar às especificidades de cada caso.

No capítulo III é apresentado o estado da arte sobre aparelhos de musculação e fisioterapia, onde são feitos alguns comentários acerca das diferenças fundamentais entre dispositivos similares, procurando mostrar as inovações introduzidas pelo projeto proposto.

CAPÍTULO III

ESTADO DA ARTE

3.1 Uma Breve História dos Equipamentos para Musculação e Fisioterapia

A história dos equipamentos para musculação tem origem na necessidade do homem de construir ferramentas para auxiliar seu preparo físico. Isto nos leva à pré-história. Pinturas rupestres mostram algo parecido com exercício físico sendo executado por homens, usando pedras como ferramentas.

As civilizações Egípcia, Grega e depois a Romana valorizavam a cultura física e fabricavam artefatos que eram usados para sobrecarregar os músculos, causando seu desenvolvimento. Os Egípcios deixaram estátuas que representavam seres humanos com aspecto físico proporcionalmente magro e simétrico, registrando seu culto à boa forma. As civilizações Grega e Romana também deixaram legados da cultura física em esculturas e obras literárias. Pela primeira vez surgem registros da importância do culto da boa forma como meio para se alcançar o equilíbrio e o bem estar. O desenvolvimento intelectual se beneficiaria de um equilibrado e simultâneo desenvolvimento físico, segundo a cultura grega. Aristóteles debatia métodos de treinamento e o físico ideal. As Leis de Platão mencionavam especificamente como atletas melhoravam seu potencial militar.

Outros relatos precisos da fabricação de equipamentos para musculação vêm da Índia, no século XI, quando algo parecido com os halteres atuais, os *nals*, eram fabricados em pedra e utilizados por praticantes de uma atividade que se parecia muito com o esporte atual do halterofilismo, como mostra a Fig. 3.1. Na verdade, no século XVI, até antes do domínio inglês, o halterofilismo era um passatempo nacional na Índia.

Depois de um longo período sem relatos de desenvolvimento, que corresponde a toda a Idade média e a Renascença, a cultura física volta a receber atenção no século XIX na Europa.

Em 1776, na Suécia, nasceu Per Henrik Ling, anatomista e fisiologista autodidata, que

criou um método de treinamento físico baseado inicialmente na esgrima, que era falho segundo ele mesmo, por produzir uma sobrecarga unilateral tornando o desenvolvimento físico assimétrico. Em 1813, no Central Institute of Gynnastics em Born na Suécia, o próprio Ling, agora com apoio do Rei Charles III, iniciou a aplicação de um método elaborado de treinamento físico com os soldados suecos após sua derrota e perda de território para os exércitos de Napoleão.



Figura 3.1 - Os *nals*, artefatos de pedra para musculação, fabricados na Índia desde o século XI.

Seu método, então, consistia da aplicação manual, por assistentes, de vários exercícios de ação concêntrica e excêntrica, cuidadosamente calculados com base nas características físicas individuais de cada paciente. Sua estratégia, ainda que muito precisa, falhou devido a forma de aplicação das cargas. A necessidade da presença do assistente tornava muito difícil a popularização do método e causava falhas na aplicação dos exercícios.

Embora não tenha obtido sucesso na sua época, o trabalho de Ling foi reconhecido e a ginástica médica ou assistência ortopédica manual foi seu maior legado.

Em 1835, em Estocolmo, também na Suécia, nascia Gustav Zander. Exposto muito cedo à ginástica, já em 1850 começou a construir máquinas de musculação baseadas em polias, com pesos e molas conectadas por cabos. Zander era um ginasta completo e percebeu inconsistências no método de Ling.

Zander tornou-se médico pela universidade de Upsala, em 1864.

Ele percebeu que sendo o esqueleto humano formado por alavancas, onde os ossos se movem ao redor de articulações pela ação dos músculos segundo leis físicas, a resistência ao trabalho destes músculos, com o objetivo de acrescentar-lhes força e outras habilidades, deveria ser tal que se acomodasse às diversas situações destas alavancas e

respeitasse as propriedades fisiológicas do tecido muscular.

Ele propôs um sistema mecânico baseado em rodas e pesos deslizantes colocados sobre alavancas que podiam ser deslocados para, gradualmente, variarem a carga aplicada pela máquina. Havia sido criado o primeiro e genuíno sistema de resistência variável.

Infelizmente, o trabalho de Zander foi ofuscado por duas Grandes Guerras, que destruíram grande parte do seu trabalho, pela Grande Depressão, pela grande epidemia de gripe que caiu sobre a Europa e pela morte do próprio Zander.



Figura 3.2 - Máquina Zander original exposta no Wetenschappelijk Museum – Den Haag – Holanda.

Entretanto, foi um contemporâneo de Zander, o médico austríaco Max Herz, quem patenteou uma invenção em 02 de setembro de 1898 sob o título “Improvements in Exercising Apparatus for Therapeutics Purpouses”¹, que aplicava o conceito de resistência dinâmica variável com o uso de um came para controlar a forma como uma resistência era aplicada contra um trabalho muscular. Oficialmente, Herz é o primeiro a utilizar o conceito, pois não existe registro de patente no nome de Zander. Ver Fig. 3.3.

Uma outra onda de eventos que teve lugar na Europa no final do século XIX, migrando depois para os Estados Unidos, iniciou o processo que possibilitou o desenvolvimento e o avanço técnico que hoje experimentamos no que diz respeito aos exercícios resistidos, como é chamada agora a prática da musculação.

Desta feita não foi no meio científico que o movimento surgiu. Na verdade a origem dos acontecimentos estava ligada a um tipo de circo, onde, viajando de cidade em cidade, homens que desenvolviam grande força física promoviam espetáculos populares

conhecidos como *strongman*. Naquela época eles não apresentavam o que se pode chamar de boa forma física, nem para os padrões atuais, nem para os padrões gregos. Na verdade quase sempre eram indivíduos com sobrepeso e enormes barrigas.

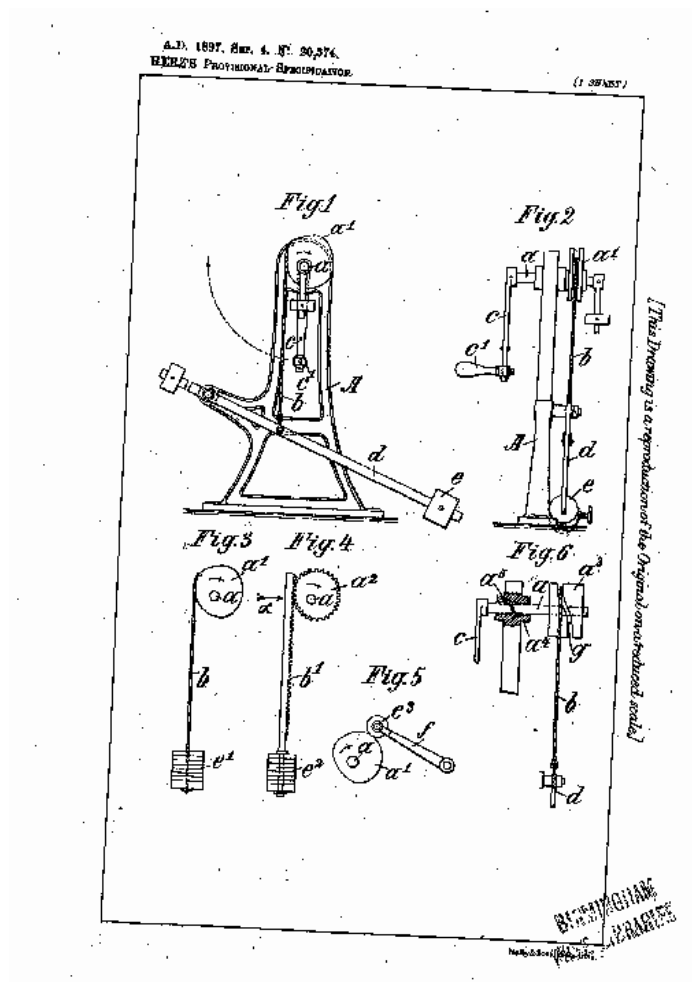


Figura 3.3 - Desenho original da máquina patenteada por Herz¹.

Porém, Eugene Sandow (Frederich Muller), nascido na Alemanha em 1867, que havia se tornado também um “strongman”, iniciou uma mudança no conceito vigente acerca da cultura do corpo. Ele, ao contrário dos demais, desenvolveu um corpo harmonioso, com músculos bem formados e pouquíssima gordura. Aos poucos trocou as exibições de força por apresentações “teatrais”, onde apenas seu corpo era exibido. Era o início do “bodybuilding” como é conhecido hoje. Foram, porém, seus talentos para os negócios que abriram realmente o caminho para que toda uma nova indústria surgisse naquele momento.

Ele desenvolveu toda uma linha de produtos para a modelagem física, que era

¹ European Patent Office, 2007 - sob o Número GB 189720374

vendida junto com seu método de treinamento e sugestões de dieta. Criou um centro de treinamento em Londres e depois outros por todo o Reino Unido. Promoveu o que é considerado o primeiro campeonato de musculação do mundo, em 1891 na cidade de Londres e influenciou a entrada do levantamento de pesos nos primeiros Jogos Olímpicos da era moderna, em Atenas, 1896.

Seguindo os passos de Sandow, já no início do século XX, um norte-americano chamado Bernarr Macfadden criou seus próprios métodos e equipamentos e vendeu seus produtos e livros nos Estados Unidos. Criou a primeira revista especializada em musculação da história, mostrada na Fig 3.4, que se logo se transformou num fenômeno editorial.

Em 1921, Macfadden ajudou a promover outro ícone deste universo da cultura física moderna: Charles Atlas (nascido Ângelo Siciliano).

Atlas adquiriu os direitos autorais, publicou e vendeu com imenso sucesso um método de treinamento conhecido como *tensão dinâmica* criado por Macfadden vinte anos antes.

A campanha publicitária desenvolvida por Charles Atlas, considerada uma das mais bem sucedidas da história, tinha como alvo os jovens do sexo masculino de porte físico menos desenvolvido em busca de auto-afirmação.

Um panfleto desta campanha é mostrado na Fig.3.5.

No final dos anos vinte, nos EUA e Europa, o fisiculturismo já havia se diferenciado definitivamente do levantamento de pesos e a fabricação e venda de equipamentos para musculação já representava um mercado considerável. A partir daí os investimentos nessa indústria passaram a produzir avanços técnicos maiores, mas ainda nada parecido com os avanços alcançados por Zander e Herz, 50 ou 60 anos antes.

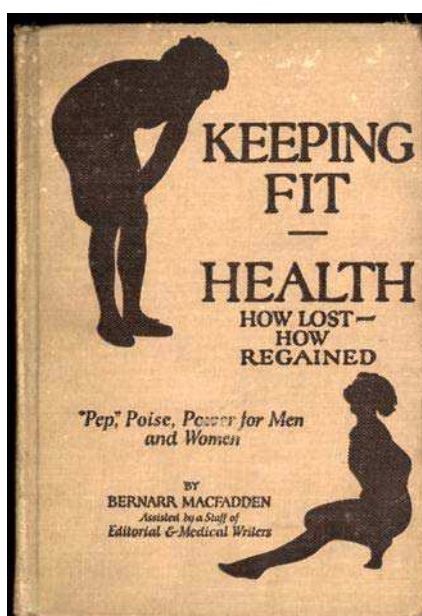


Figura 3.4 - Capa da primeira revista editada por Bernarr Macfadden nos EUA.

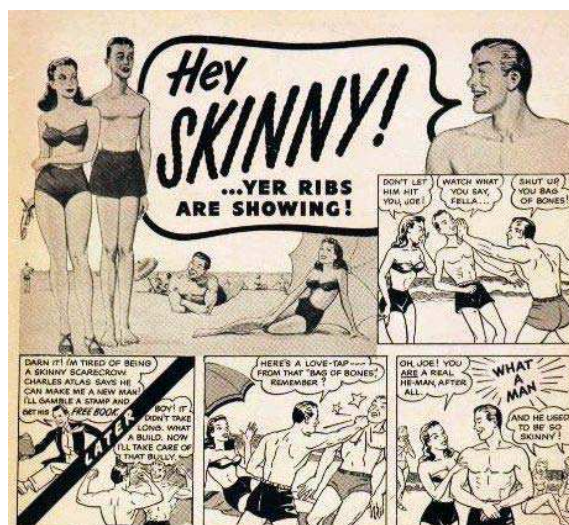


Figura 3.5 - Peça da campanha publicitária de Charles Atlas nos anos 20.

Nos anos 50, outro americano, Harold Zinkin, criou um equipamento, mostrado na Fig. 3.6, cuja carga vinha de uma pilha de pesos presa a um cabo que chegava ao praticante por meio de polias. Era um tipo de equipamento que permitia o exercício de várias pessoas simultaneamente, cada uma realizando um movimento diferente. Novamente outro grande sucesso de vendas e outra porta aberta na direção da expansão impressionante deste negócio.



Figura 3.6 - Exemplo de uma máquina multi-estação de Zinkin.

O outro grande capítulo desta história aconteceu novamente no EUA, no final dos anos 60. Arthur Jones produziu um tipo de máquina de musculação baseado em

conhecimentos da biomecânica do corpo humano e suas particularidades, como as propriedades dos músculos e as alavancas articulares, Fig. 3.7. Foi re-introduzido o dispositivo mecânico conhecido como came no projeto das máquinas para promover um ajuste dinâmico da carga aplicada, para que o músculo fosse solicitado durante todo o movimento proporcionalmente à sua capacidade de produzir tensão. O sistema foi chamado de DVR, ou Dynamic Variable Resistance (Resistência Dinâmica Variável). Daí a acusação de ter sido copiado do sistema desenvolvido por Zander (ou por Herz), quase um século antes. A maior limitação destas máquinas era (e ainda é) que seu mecanismo só poderia realmente garantir esta proporcionalidade em movimentos muito lentos, ou que envolvessem acelerações muito pequenas, pois do contrário as forças de inércia comprometeriam seu ajuste biomecânico.

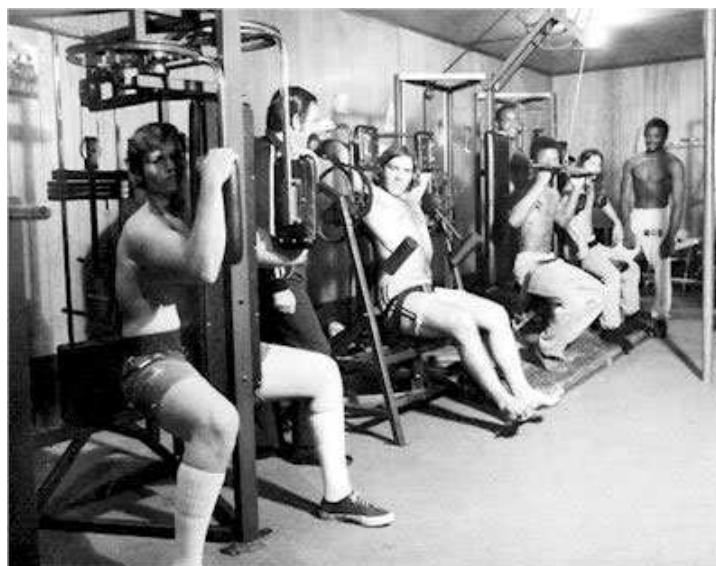


Figura 3.7 - Primeiras máquinas Nautilus.

Com o surgimento e a popularização dos computadores na década de 80, alguns fabricantes passaram a produzir equipamentos com sistemas eletrônicos de controle das cargas e velocidade de treinamento, com o objetivo de sanar as antigas falhas ou limitações.

Contudo, as máquinas servo-assistidas e controladas eletronicamente não seriam acessíveis à maior parte das pessoas devido ao seu alto custo de produção e manutenção.

Exatamente por conta disto, máquinas continuam a ser construídas sem estes requintes tecnológicos, contando apenas com formas convencionais e não assistidas de controle das cargas e outras variáveis.

Nos últimos 20 ou 25 anos, uma série de tentativas de se desenvolver sistemas que se adaptem às maiores exigências de segurança e de funcionalidade vêm se sucedendo.

Isto resultou em uma grande variedade de opções de dispositivos, cada um

apresentando soluções próprias para determinadas situações e formas de treinamento.

A discussão sobre qual linha técnica é mais eficiente gira em torno de interesses científicos e comerciais.

Desta forma, sistemas de qualidade técnica muito diferente coexistem neste universo, encontrando cada um deles o seu espaço.

Neste capítulo, será feita uma análise dos sistemas atuais de produção de resistência dos equipamentos para musculação.

3.2 Revisão Bibliográfica

As reações adaptativas que ocorrem nos músculos esqueléticos quando sujeitos a um trabalho físico são responsáveis pela melhoria de suas funções.

A melhor forma de se realizarem estes exercícios para que se obtenham os resultados esperados é uma das maiores fronteiras da biomecânica atual.

Quando se trata, por exemplo, de obter ganhos de força e potência, dá-se preferência aos exercícios resistidos.

Naturalmente, quando se pensa em obter melhorias na força e na potência dos músculos, é preciso lembrar que força e potência não são as únicas propriedades musculares necessárias para garantir o desempenho humano, qualquer que seja a atividade a que se propõe. O princípio de especificidade ensina que outras variáveis como a velocidade de contração, o nível e a sincronização do recrutamento das fibras musculares devem também ser trabalhados no exercício, da forma mais próxima possível àquela que ocorre durante a atividade para a qual se esperam as melhorias, sejam elas cotidianas ou esportivas.

Neste sentido, as discussões acerca da eficiência dos equipamentos para auxílio à realização dos exercícios resistidos passam primeiro sobre o tipo de exercício resistido a ser adotado.

De uma maneira geral, podem ser utilizados exercícios isométricos, isotônicos e isocinéticos, conforme o objetivo dos treinamentos. Isto implica diretamente no tipo de equipamento a ser adotado.

Com relação aos exercícios isométricos, embora possam produzir aumentos na força (HETTINGER, 1961), (HARRE, 1982), (GARFINKEL e CAFARELLI, 1992) e (ALWAY et. al., 1989), existem duas considerações importantes à cerca de métodos de treinamento puramente isométricos (ENOKA, 2000). A primeira diz respeito ao fato de que a maioria dos movimentos é dominada pela atividade muscular concêntrica e excêntrica, na qual o

comprimento do músculo se modifica. Sob este ponto de vista, os exercícios isométricos não parecem respeitar o princípio da especificidade, na maioria dos casos (KITAE e SALE, 1989). A segunda tem relação com o fato de que, quando a força que um músculo exerce excede 15% do máximo, os vasos sanguíneos começam a ficar obstruídos e a resistência ao fluxo sanguíneo periférico aumenta substancialmente. O efeito dessa oclusão é um aumento na frequência cardíaca e pressão sanguínea (SEALS et al., 1983), constituindo uma perigosa consequência para alguns indivíduos.

Exercícios isométricos podem ser realizados com barras e halteres, com ou sem o suporte de alguma estrutura. Pela sua característica, estes exercícios não necessitam de máquinas com mecanismos especializados para serem aplicados, visto que não existe movimento e, portanto, necessidade de acomodação das cargas.

Outra forma de treinar os músculos é chamada de forma dinâmica, por envolver contrações com encurtamento ou alongamento do músculo ao longo do tempo (ENOKA, 2000).

Quando o torque que o músculo gera em torno da articulação é diferente do torque que a resistência impõe à mesma articulação ocorre alguma aceleração. O termo *isotônico*, ou auxotônico para alguns autores europeus, é adotado para designar este tipo de exercício dinâmico.

Nos casos em que os torques devido à ação do músculo e da resistência são iguais não existe aceleração. Isto ocorre em dois tipos de exercício, o isométrico e o isocinético. No primeiro não há movimento, como já discutido, e no segundo o movimento acontece a uma velocidade constante.

A maioria das máquinas para musculação se destina à realização de exercícios dinâmicos.

Observou-se uma dificuldade ao produzir um levantamento destas tecnologias por falta de material disponível em literatura técnica, que classificasse e qualificasse estes dispositivos. Foi também realizada uma busca em bancos de patentes, a fim de identificar novas tecnologias que se assemelhassem à proposta deste trabalho.

3.3 Máquinas de Treinamento Muscular Atuais

3.3.1 Máquinas com massas e sem dispositivos de acomodação

Este tipo de máquina é o mais simples, onde a carga, seja ela produzida pelo peso de uma pilha de barras ou por anilhas, permanece constante durante toda uma série do exercício, que é composta por um determinado número de repetições de movimentos

concêntricos e excêntricos. Estes dispositivos não possuem mecanismos de controle que permitam que a carga aplicada seja proporcional à capacidade do músculo, sujeito às alavancas articulares, de produzir força. A Fig. 3.8 mostra uma máquina moderna sem dispositivo de controle dinâmico de carga.



Figura 3.8 - Equipamento sem dispositivo de controle dinâmico da carga.

A Fig. 3.9 mostra, de forma esquemática, um exercício comum onde a aplicação da carga não corresponde à capacidade de resposta do músculo. Foi adotada, para simplificar o modelo, a manutenção da direção vertical da força aplicada pelo músculo. Observa-se na figura 3.9, que se P é uma carga constante, o torque produzido por ela será $(P \times D)$, onde D é a distância do fulcro da articulação até o ponto de aplicação da carga P multiplicado pelo seno do ângulo formado pelo segmento determinado por estes dois pontos em relação à vertical. A capacidade do músculo de produzir torque ($F \times d$) não varia da mesma forma, já que F varia com o comprimento do músculo, como já visto, e o comprimento d muda conforme a articulação se movimenta.

A Fig. 3.10 mostra o torque que pode ser produzido na articulação (linha contínua) do cotovelo pelo bíceps e o torque resistente (linha tracejada) produzido pela força peso P , da hipótese mostrada na Fig. 3.9, ambos em uma velocidade próxima de zero. Neste caso, a maior carga que poderia ser utilizada no exercício mostrado na Fig. 3.9 seria aquela que produziria a curva de torque que aparece em tracejado. Sendo a curva mais acima a representação do torque disponível na articulação, ela não poderia nunca ser ultrapassada pela resistência imposta pelo peso, sob pena de não se conseguir completar o movimento.

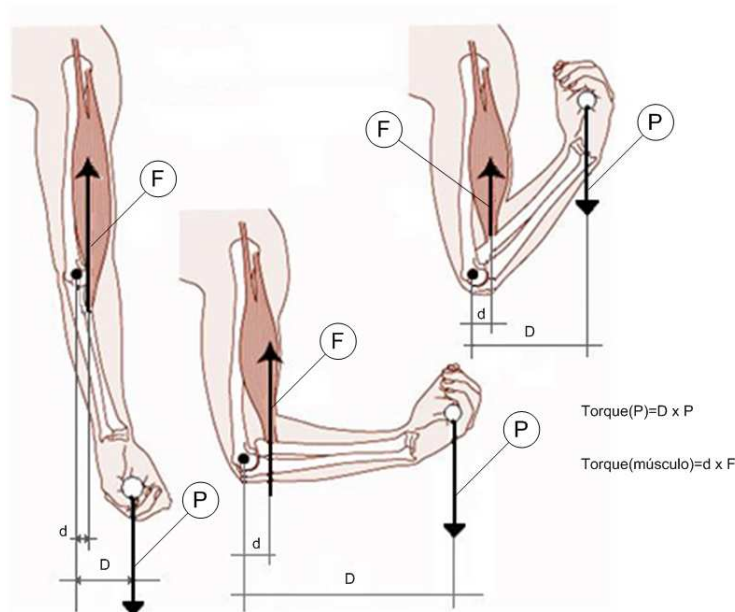


Figura 3.9 - Exemplo de exercício contra a resistência de uma carga fixa

Toda a área compreendida entre a curva superior e a curva inferior representa o trabalho extra que poderia ser realizado nesta contração pelo músculo motor, caso o torque resistente fosse adaptado segundo a capacidade do sistema músculo-articulação.

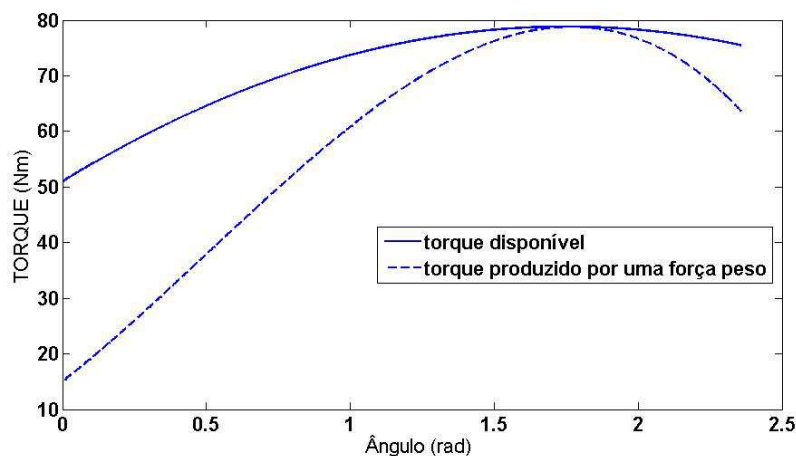


Figura 3.10 - Comparação da curva de torque disponível (típica) com a resistência gerada por uma carga fixa na articulação do cotovelo.

3.3.2 Máquinas com massas e dispositivos de acomodação

Neste tipo de dispositivo é gerado um torque resistente variável, em torno de um eixo que coincide com o eixo da articulação durante o exercício. Desta forma, ainda que a carga propriamente dita não varie em uma mesma série de movimentos, as variações no raio do dispositivo de acomodação (came) provocam a variação do torque gerado pela máquina. A Fig. 3.11 mostra uma máquina com resistência dinâmica variável (RDV) e a Fig. 3.12 mostra

a aplicação do came nas máquinas de musculação, ajudando a transformar uma carga vertical em um torque variável aplicado ao centro do came.



Figura 3.11 - Máquina com massas e resistência dinâmica variável (adaptada de <http://www.nautilus.com>).

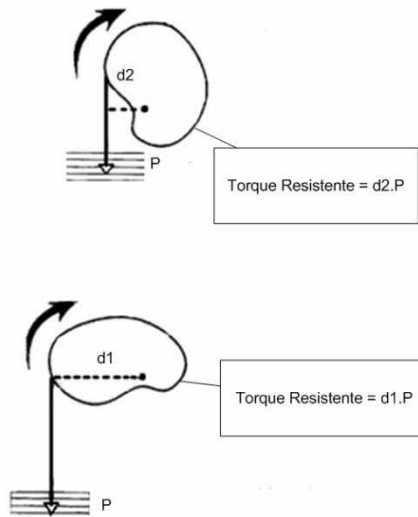


Figura 3.12 - Princípio de funcionamento das máquinas RDV.

O dispositivo é montado na máquina de forma que o fulcro, ou centro de rotação da articulação coincida com o centro do came. O perfil do came é desenhado de forma a produzir, em cada ângulo do movimento, um torque resistente proporcional ao torque que o sistema músculo-articulação pode produzir. Desta forma, os criadores do dispositivo esperavam obter uma curva de torque resistente igual á curva de torque disponível,

mostrada na Fig. 3.10 (curva superior em linha contínua).

Ocorre que para um sistema onde a velocidade varia constantemente, mudando de sentido, alguma aceleração sempre estará presente. E nesse caso, o sistema mostrado na Fig. 3.12 ficaria como mostra a Fig. 3.13.

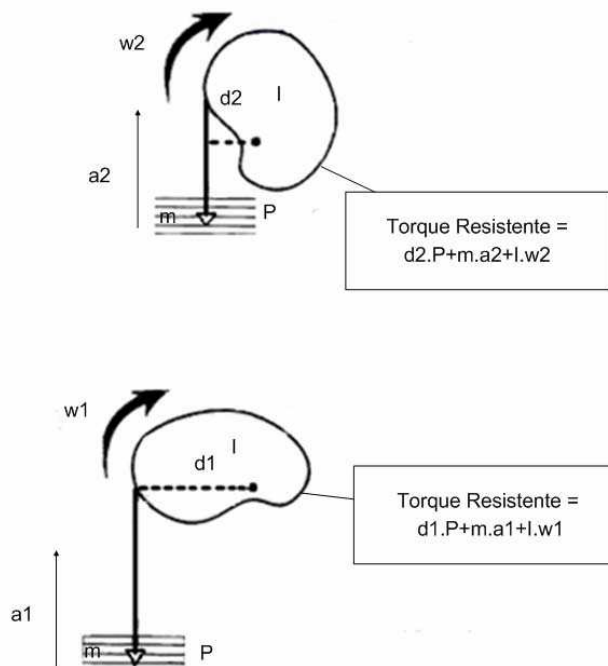


Figura 3.13 - Sistema RDV, considerando o efeito da inércia (I).

De fato, a curva de torque produzida por estas máquinas varia conforme o perfil de velocidades utilizado no exercício, como mostra a Fig. 3.14.

As alterações no padrão da resistência ocorrem devido a ação das forças de inércia, que aumentam a resistência no início da fase concêntrica e no final da fase excêntrica, e diminuem a resistência no fim da fase concêntrica e no começo da fase excêntrica.

Desta forma, estas máquinas apresentam uma limitação, visto que só podem oferecer uma resistência proporcional à disponibilidade muscular em regimes de velocidade de contração muito lentos.

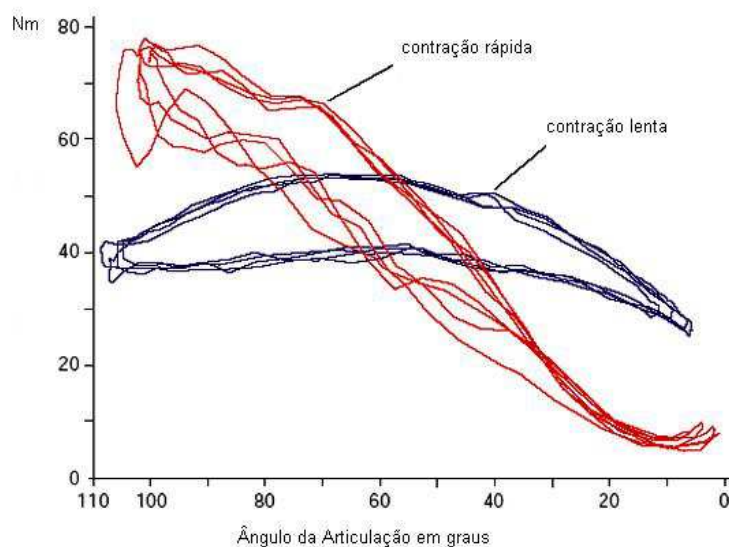


Figura 3.14 - Gráfico comparativo (hipotético) entre curvas de resistência proporcionadas por uma máquina com massas e dispositivo de acomodação (came) para diferentes velocidades de treinamento.

As diferenças entre o torque medido durante a fase excêntrica e a fase concêntrica do movimento que aparecem na Fig. 3.14, para cada regime de velocidade são devidas, principalmente, à dissipação de energia por atrito no mecanismo da máquina.

3.3.3 Máquinas com dispositivos acumuladores de energia potencial elástica

Este tipo de máquina pode ser fabricada utilizando como fonte de força resistente tiras elásticas ou molas, podendo contar ou não com dispositivos de acomodação, como um came ou um conjunto de alavancas que simula a arquitetura da articulação que se pretende treinar.

Nestas máquinas a resistência não é constante, mesmo sem a presença de um came ou de alavancas. Como as fontes de força resistente são elásticas, quanto maior for o deslocamento imposto ao mecanismo pelo músculo, maior será a força resistente produzida.

De qualquer forma, este tipo de máquina produz pouca inércia, o que a torna mais adequada para treinamentos onde sejam necessárias grandes acelerações.

A Figura 3.15 mostra um sistema de carga adotado por Robert Q. Riley, um fabricante nos EUA, que utiliza uma mola helicoidal presa a um came acionada por um cabo preso ao sistema de alavancas da máquina, onde o praticante aplica força. Neste sistema, a massa responsável pela geração de inércia fica restrita ao próprio conjunto mola-came, às polias, cabos e alavancas da própria máquina, pois as massas foram substituídas pela mola.

Esta inércia residual vai interferir menos no ajuste biomecânico, permitindo maior precisão no ajuste da carga em velocidades mais altas. Por outro lado, o atrito geral do dispositivo ainda tende a ser alto devido ao uso de cabos e polias. O atrito dissipa energia e faz com que a resistência que a máquina oferece na fase excêntrica seja menor que na fase concêntrica. Este fenômeno pode ser observado também na Fig. 3.14.

Como o músculo pode produzir mais força na fase excêntrica, seria desejável do ponto de vista biomecânico, que a resistência na fase excêntrica fosse maior, e não menor que na fase concêntrica. Mas isto seria impossível sem a colaboração de uma fonte externa de energia, visto que parte da energia sempre será dissipada na fase concêntrica pelo atrito gerado pelo mecanismo da máquina.



Figura 3.15 - Dispositivo gerador de resistência de uma máquina dotada de acumulador de energia potencial elástica. Fonte: <http://www.rqriley.com/numo.htm>.

3.3.4 Máquinas pneumáticas servo-assistidas

Este tipo de máquina possui um compressor, que alimenta com ar comprimido o sistema de produção de força resistente da máquina. O torque produzido por este sistema de força pode ser controlado por um came ou por um sistema de alavancas para adquirir um perfil desejado. Suas vantagens são: a baixa produção de inércia e a facilidade de se ajustar a força resistente, que pode ser feita até mesmo com o sistema em movimento, permitindo ajustes de carga diferentes para a fase concêntrica e excêntrica em um mesmo movimento.

Um dos limitadores da utilização mais ampla desta tecnologia é o preço, visto que se trata de um sistema mais elaborado e necessita de um compressor para fornecer ar comprimido para o sistema.

Outro fabricante adota um sistema diferente pra controlar o torque resistente em uma máquina pneumática. O sistema batizado de “Natural Transmission™ 2”, consiste na aplicação da força muscular contra a ação dos cilindros pneumáticos, através de um sistema de alavancas que imita as alavancas da articulação humana. Desta forma elimina-se a utilização de cabos, polias e da próprio came como dispositivo de ajuste do torque resistente, como mostra a Fig.3.17. Sem dúvida o atrito pode ser menor neste sistema, bem como a inércia total. Por outro lado, não há como compensar os efeitos da inércia residual devida à massa do próprio dispositivo. Em movimentos realmente rápidos, onde, por exemplo, a força muscular disponível em um dado momento da contração for somente suficiente para vencer a inércia da máquina, o movimento não poderia ser completado porque sempre haveria ainda a resistência do cilindro pneumático para ser vencida.

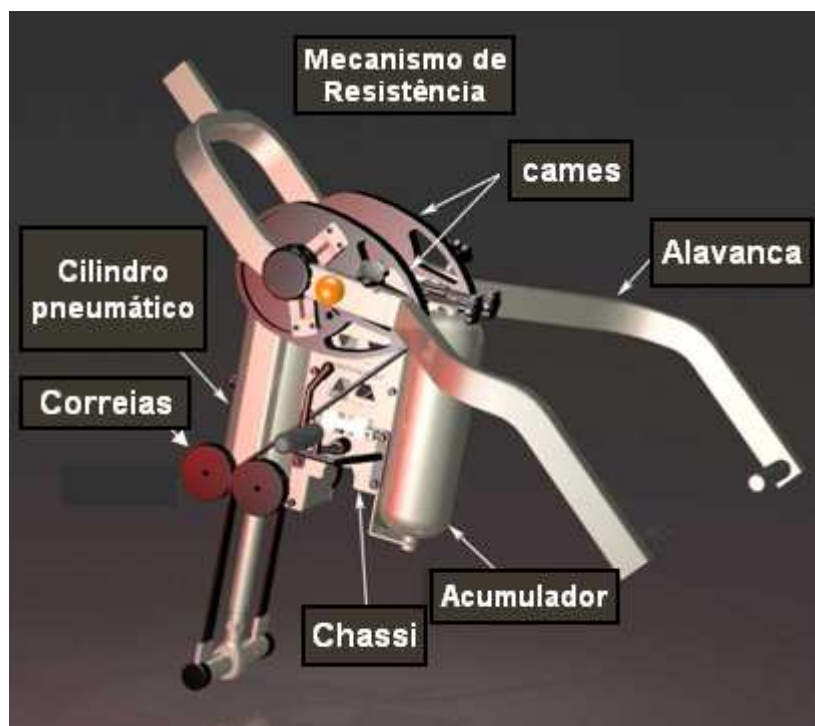


Figura 3.16 - Dispositivo gerador de resistência a ar comprimido com came e correias - <http://www.rqriley.com/numo.htm>

Indiscutivelmente, este sistema permite um ajuste biomecânico melhor em altas velocidades e apresenta uma construção mais sólida e segura que as máquinas que utilizam

² “Transmissão Natural”, numa tradução livre, é marca registrada da HUR, Finlândia.

cabos ou correias. Pode permitir ainda que se selecionem cargas diferentes para a fase concêntrica e excêntrica de um mesmo movimento. Como limitações podem ser citadas a falta de controle sobre a inércia residual e o custo de fabricação e manutenção. A figura 3.18 mostra uma máquina que utiliza este princípio, aplicado ao treinamento dos músculos frontais da coxa.

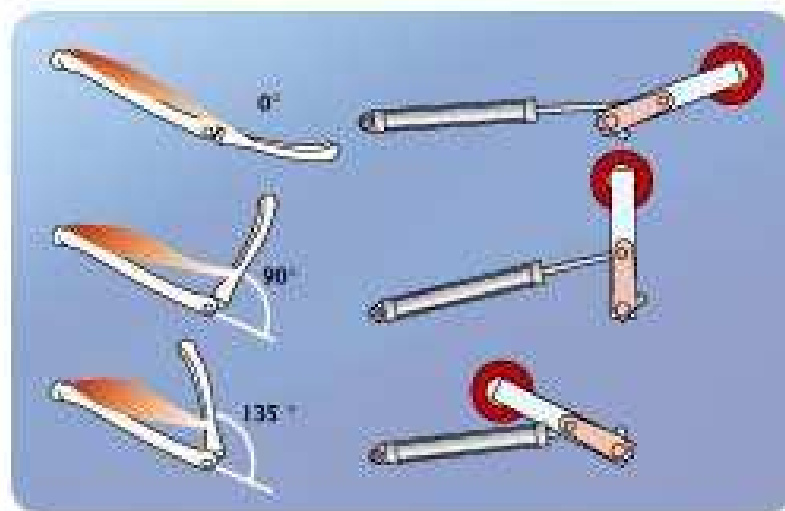


Figura 3.17 - O sistema Natural Transmission da Finlandesa HUR. Fonte: http://www.hur.fi/en/index.asp?menu=info&s=info_rd_natural.

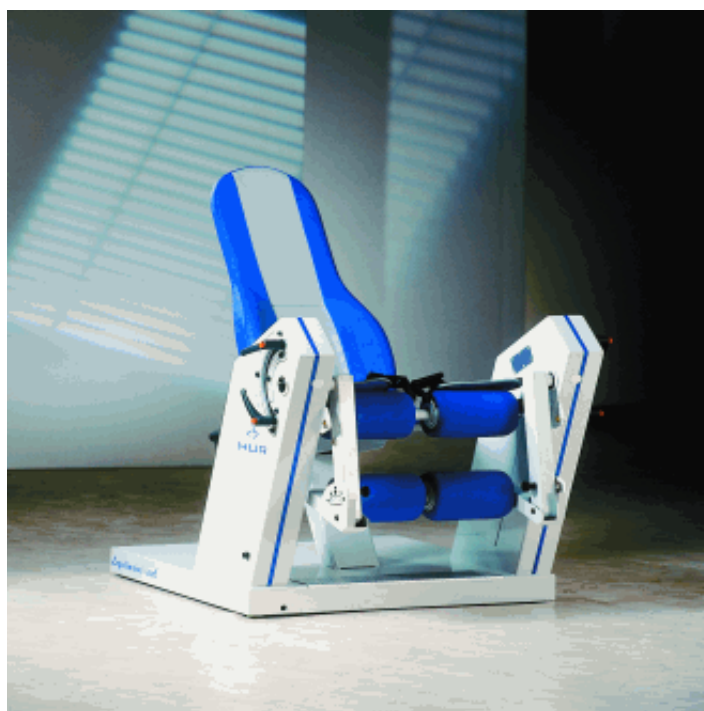


Figura 3.18 - Máquina Hur para o trabalho dos músculos frontais da coxa.

Enquadram-se nesta categoria ainda os equipamentos fabricados pela Keiser Corporation dos EUA (alavancas), Fig. 3.19 e da italiana Air Machine (resistência controlada

por came), Fig. 3.20, sendo que todas elas necessitando de um compressor para fornecer ar comprimido para os cilindros.



Figura 3.19 - Máquina Keiser - <http://www.keiser.com/products/air300/legcurl.html>



Figura 3.20 - Máquina Air Machine.

Fonte: http://www.airmachine.it/en/fit/prod_scheda.php?ID=33&pos=6

3.3.5 Máquinas Isocinéticas

As máquinas desta categoria são servo-assistidas, eletronicamente controladas e usualmente muito caras. Nos movimentos concêntricos a potência flui do praticante para o equipamento e nos movimentos excêntricos o equipamento fornece a potência, devendo o praticante resistir à aplicação da força. Elas produzem um torque resistente igual em módulo, mas em sentido contrário ao torque aplicado pelo músculo. Desta forma, como não há aceleração visto que a somatória das forças é zero, a velocidade é mantida constante. Os dispositivos de controle de produção de resistência podem contar com servo-motores ou circuitos hidráulicos, sempre controlados por um software. São usadas especialmente em

reabilitação e como dinamômetros para medições de parâmetros biomecânicos como força, torque e velocidade de contração.

Como já visto, só é possível garantir o movimento da máquina a uma velocidade constante num determinado setor angular do movimento. Ainda assim, a velocidade de contração do músculo isoladamente não pode ser mantida constante, devido à estrutura da articulação onde o músculo está inserido. A velocidade constante nestas máquinas está relacionada com o movimento do braço de alavanca apenas da própria máquina. Pela suas características, estas máquinas não são utilizadas para treinamento de força e potência. Como sugestão de leitura para o conhecimento do funcionamento destas máquinas e suas aplicações, indica-se <http://www.isokinetics.net/basics/basics2.htm>.



Figura 3.21 - Dinamômetro isocinético Biodex –

Fonte : http://www.biodex.com/rehab/system3/system3_feat.htm.

Nesta revisão bibliográfica ainda foram inspecionados bancos de patente no Brasil, nos Estados Unidos da América e na Europa com o objetivo de identificar possíveis tecnologias semelhantes àquela desenvolvida nesta pesquisa.

Os resultados deste esforço serviram de base para a elaboração da proposta de um novo dispositivo de resistência para treinamento muscular.

O mecanismo desenvolvido neste trabalho sugere uma solução para o problema da inércia, mudando a abordagem do sistema de ajuste do torque. A sua construção, simples e robusta, favorece a minimização do atrito e a maximização da segurança.

Nos próximos capítulos são descritos os detalhes do dispositivo desenvolvido, mostrada sua formulação matemática e as análises do sistema.

CAPÍTULO IV

DISPOSITIVO DE GERAÇÃO DE RESISTÊNCIA PROPOSTO

Os capítulos anteriores mostraram a importância dos equipamentos de treinamentos muscular, onde foram destacados aspectos históricos e sua evolução dentro do contexto biomecânico do treinamento muscular. Foram mencionadas as vantagens e desvantagens destes equipamentos. O escopo deste trabalho é contribuir para a melhoria das condições de treinamento muscular através de uma proposta de melhoria nas máquinas de musculação e fisioterapia. Neste sentido, o projeto do novo mecanismo deveria atender aos seguintes requisitos:

- Considerar os aspectos biomecânicos do treinamento de força e potência;
- Procurar, na medida do possível, utilizar as melhores qualidades presentes em outros sistemas;
- Projetar um dispositivo simples, largamente utilizável e de custo baixo;
- Produzir um dispositivo potencialmente seguro;
- Limitar o número de peças funcionais com o objetivo de facilitar o controle do atrito e diminuir a manutenção e seus custos;
- Possibilitar treinamentos com altas velocidades, através do controle dos efeitos da inércia.

Partindo destas premissas e restrições o mecanismo foi projetado tendo como base um came, dentre outros elementos, para controlar o torque resistente aplicado. Neste caso, a diferença fundamental é que em todos os projetos conhecidos que utilizam o came, a variação do torque é obtida utilizando um cabo, ou equivalente, com uma de suas extremidades presa à superfície do came, sendo que a outra extremidade é presa a alguma fonte de resistência. Assim, o torque resistente é determinado pelo raio do came perpendicular à direção da força resistente e pelo próprio valor desta força. Como a força é

determinada pelo tipo de carga selecionado, o controle do torque se dá pela variação do raio do came. Este funcionamento foi ilustrado na Fig. 3.12. Assim, conhecendo o valor da força resistente, que pode ser constante ou variável, conforme o caso, o perfil do came é calculado de modo que produza os valores de torque programados. Ocorre que para velocidades elevadas, mesmo para dispositivos que não utilizam massas como fonte primária de resistência, o valor das forças de inércia relativas à aceleração das massas móveis dos próprios dispositivos (alavancas, o próprio came, eixos, polias, etc.) a simples variação do raio do came não é suficiente para permitir o ajuste do torque resistente.

A Figura 4.1. mostra as flutuações no valor do torque resistente produzido por uma máquina pneumática, e portanto leve, em função das forças de inércia. No exemplo, o came foi ajustado para produzir torque constante. Mesmo com a aplicação de uma velocidade moderada no exercício já são perceptíveis os efeitos da aceleração dos componentes da máquina sobre os valores do torque.

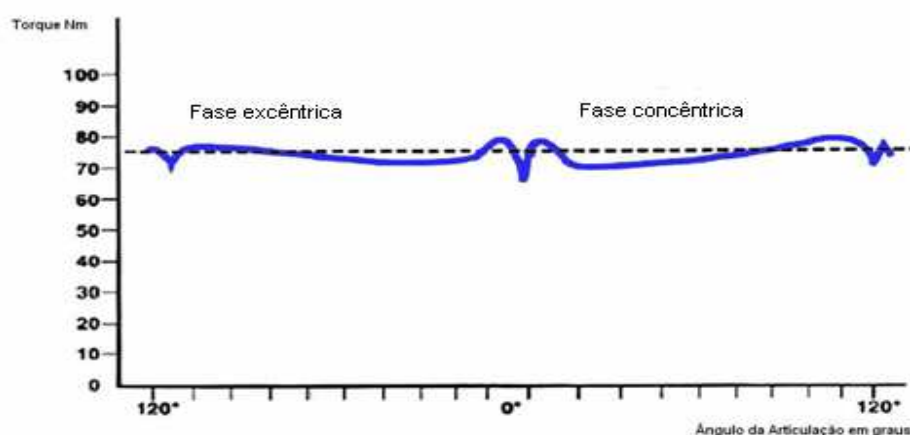


Figura 4.1 - Influência da inércia no torque resistente produzido por uma máquina pneumática em média velocidade (com o came ajustado para fornecer resistência constante).

Numa situação limite, considerando tal máquina com o torque ajustado pela variação do raio de um came, onde a aceleração exigida pelo exercício já produza torque suficiente para consumir toda a força que o músculo é capaz de disponibilizar, o movimento já não seria possível. Isto porque a distância representada pelo raio do came numa dada posição angular não pode ser igual a zero. Desta forma, sempre haverá algum torque resistente, resultante da ação do cilindro pneumático, limitando assim a aplicação da máquina em movimentos muito rápidos.

A Figura 4.2 mostra um desenho esquemático com os principais elementos do dispositivo de resistência proposto, ou seja, mola, came e seguidor. Neste sistema não

serão utilizados cabos e massas discretas. A resistência será fornecida por uma mola e o came será projetado de acordo com o perfil de torque e aceleração desejados para um treinamento específico.

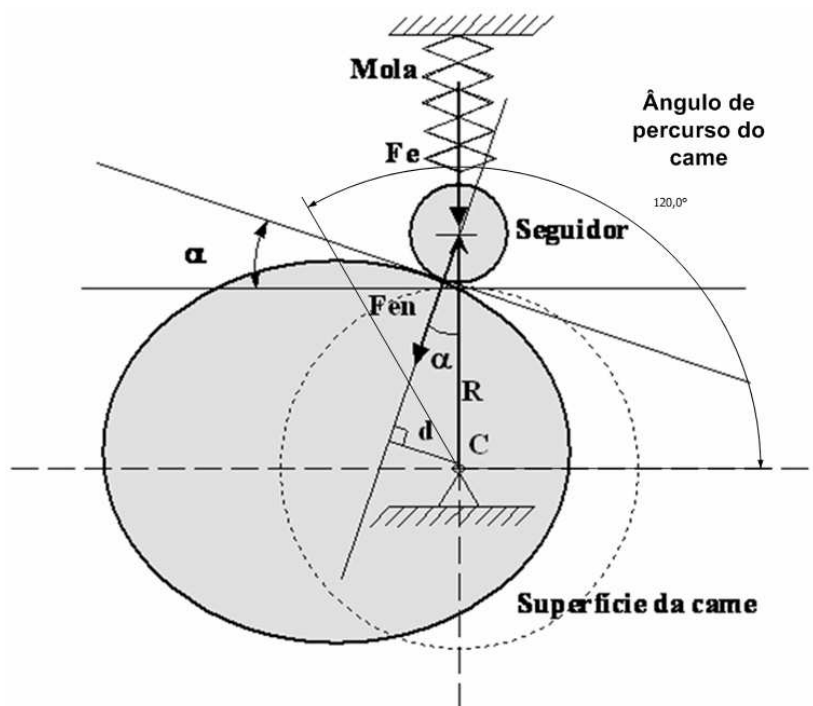


Figura 4.2 - Esquema do mecanismo proposto mostrando o arranjo came-seguidor-mola.

Na Figura 4.2 o ângulo de pressão (α) é o ângulo entre o ponto de contato entre o came e o seguidor de acordo o perfil específico do came. A força de contato (F_{en}) é uma componente da força elástica da mola (F_e) projetada na direção normal do ponto de contato. O produto desta força com a distância (d) define o torque aplicado à came que é função do seu perfil.

A geometria adotada no dispositivo estudado neste trabalho permite que, em qualquer momento do movimento, o torque produzido pela ação da mola seja reduzido a zero, caso necessário. Isto é possível graças à utilização do ângulo de pressão do came como elemento de controle do torque, ao invés de seu raio.

É sempre possível projetar o perfil do came com ângulos de pressão iguais ou muito próximos de zero, permitindo ajustes precisos no valor do torque resistente em qualquer regime de velocidade do movimento.

A ausência de fontes potencialmente geradoras de atrito e o pequeno número de peças móveis neste dispositivo contribuem para facilitar o controle.

A estratégia adotada para o controle do torque foi feita, inicialmente, através da determinação da equação de torque disponível, aquele que pode ser produzido pelo

músculo na articulação, em função do torque produzido pela ação da mola sobre o came, determinado pelo ângulo de pressão, e outro torque produzido pelas acelerações do sistema sobre suas peças em movimento.

O vetor torque disponível pode ser obtido realizando-se testes em um dinamômetro ou através da interpolação dos valores de torque isométrico ao longo de toda a extensão angular do movimento. É, portanto uma característica única de cada indivíduo.

Por sua vez, o vetor torque produzido pela aceleração do movimento pode ser calculado através da aceleração e dos momentos de inércia do dispositivo. Ele é, portanto determinado pelas características físicas do dispositivo e pela cinemática do movimento projetado pelo estudo biomecânico do exercício.

Portanto, o vetor de torque disponível e o vetor de torque produzido pela aceleração do movimento representam os dados de entrada do problema.

O vetor de torque produzido pela ação da mola contra o came é a incógnita a ser determinada para tornar verdadeira a equação.

A seguir, o problema é formulado e são mostradas as estratégias adotadas para a sua solução.

4.1 Princípio de Funcionamento do Mecanismo

O torque disponível ($Tm(\theta)$), que o músculo motor pode produzir em cada posição angular (θ) do movimento articular é dado por:

$$Tm(\theta) = Tr(\theta) + Ti(\theta) \quad (4.1)$$

onde, ($Tr(\theta)$) é o torque resistente produzido pela ação da mola sobre o came em cada posição angular (θ) e ($Ti(\theta)$) é a somatória dos torques produzidos pelo deslocamento do mecanismo came-seguidor-mola, submetido às acelerações impostas pelo movimento. A determinação de $Tr(\theta)$ depende da análise da geometria do mecanismo proposto. Da análise da Fig. 4.2 pode-se observar que quanto maior for o ângulo α , maior será a distância entre a direção da componente normal da força elástica (Fen) e o centro de rotação do came, aumentando então o valor do torque resistente. Por outro lado, a diminuição do valor de (α) causa um efeito contrário.

O valor de $Tr(\theta)$ pode ser obtido geometricamente da Fig. 4.2, ou seja,

$$Tr = Fen \times d = (Fe \cdot \cos \alpha) \cdot (R \cdot \sin \alpha) \quad (4.2)$$

onde, $F_e \cos \alpha = F_{en}$

Por sua vez (F_e), a força elástica produzida pelo deslocamento da mola, pode ser escrita como:

$$F_e = F_{e_i} + K dy \quad (4.3)$$

onde (F_{e_i}) é a pré-carga inicial da mola, (K) é a constante da mola e (dy) é o deslocamento da mola para cada deslocamento angular ($d\theta$) do came.

No caso particular deste modelo, onde a direção da força elástica passa pelo centro do came, pode-se afirmar que a variação do deslocamento da mola é igual a variação da distância do centro do seguidor ao centro do came, ou seja,

$$dy = dR \quad (4.4)$$

Os valores de (K), (F_e) e (R) fazem parte das condições iniciais do problema. Desta maneira pode-se concluir que a manipulação dos valores do ângulo de pressão do came (α), pode determinar os valores do torque ($Tr(\theta)$).

A Figura 4.3 mostra uma representação esquemática do movimento relativo entre o came e o seguidor de roletes. No projeto de cames com seguidor de roletes, o ângulo de pressão é de fundamental importância, uma vez que, é necessário manter o ângulo de pressão máximo o menor possível e até hoje este máximo foi estabelecido arbitrariamente em 30° (KLOOMOK e MUFFLEY, 1955). Este fator é relevante no levantamento das condições iniciais do projeto.

Para o came de disco e o seguidor radial de rolete mostrados na Fig. 4.3, o ângulo de pressão (OCA) é denominado (α) e o centro do came (O). Supõe-se que o came está parada e o seguidor gira no sentido horário da posição (C) até (C') segundo um pequeno ângulo ($d\theta$). Da Figura 4.3 tem-se que:

$$\alpha' = \tan^{-1} \left(\frac{C'E}{C'E} \right) \quad (4.5)$$

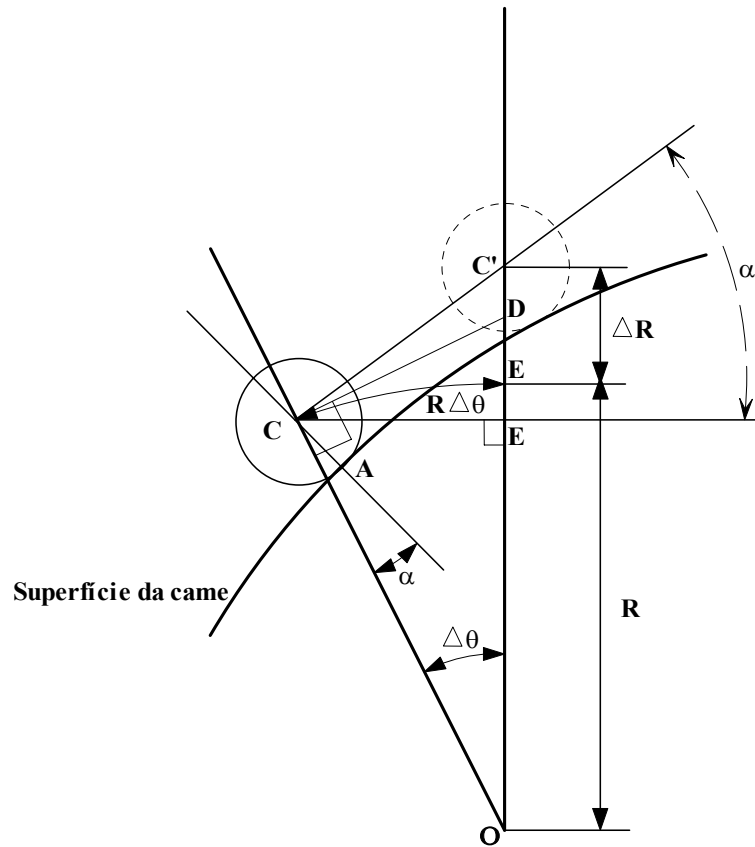


Figura 4.3 - Geometria de um sistema de came com seguidor de rolete.

Quando $(d\theta)$ tende a zero, os ângulos (OCE) e (ACC') tendem para 90° . Ao mesmo tempo o segmento (CD) tende para o comprimento do arco (CF) , igual a $(R d\theta)$ e ambos, (CD) e (CF) tendem para (CE) . Para pequenos deslocamentos angulares tem-se que:

$$\lim_{\alpha' \rightarrow 0} \alpha' = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{1}{R} \frac{dR}{d\theta} \right) \quad (4.6)$$

Quando $(d\theta)$ tende a zero, (α') torna-se igual a (α) . Portanto,

$$\alpha = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{1}{R} \frac{dR}{d\theta} \right) \quad (4.7)$$

Portanto, das Eqs. (4.1) a (4.7), tem-se que:

$$Tm(\theta) = [(Fe \cdot \cos \alpha) \cdot (R \cdot \sin \alpha)] + Ti(\theta) \quad (4.8)$$

$$Tm(\theta) = (Fe_i + Kdy) \cdot R \cdot \cos \alpha \cdot \sin \alpha + Ti(\theta) \quad (4.9)$$

$$Tm(\theta) = [Fe_i \times \cos\alpha \cdot \sin\alpha \cdot R + K \cdot \cos\alpha \cdot \sin\alpha \cdot R dR] + Ti(\theta) \quad (4.10)$$

$$tg\alpha = \frac{1dR}{Rd\theta} \quad (4.11)$$

Observa-se na Equação (4.8) que o torque disponível é função do ângulo (θ), de (R) e do ângulo (α). Na Eq. (4.7) verifica-se que o ângulo (α) não é função unicamente do ângulo (θ), mas depende da variação de (R). Portanto, a solução da Eq. (4.10) não é direta, ou seja, a solução é transcendental. O torque ($Ti(\theta)$) pode ser obtido facilmente se forem conhecidos os valores da aceleração e momentos de inércia do mecanismo para cada valor do ângulo (θ).

Então, optou-se por tentar obter uma solução numérica para este problema. Considerando valores discretos e finitos. A Eq. (4.10) pode ser escrita como:

$$Tm(\theta) = (Fe_i R) \sin\alpha \cdot \cos\alpha + K \sin\alpha \cdot \cos\alpha \cdot R \Delta R + Ti(\theta) \quad (4.12)$$

onde,

$$\Delta R = (R \cdot tg\alpha) \Delta\theta \quad (4.13)$$

Finalmente, das Eqs. (4.12) e (4.13), tem-se que,

$$Tm(\theta) = (Fe_i R) \sin\alpha \cdot \cos\alpha + K(\sin\alpha \cdot \cos\alpha \cdot R^2 tg\alpha) \Delta\theta + Ti(\theta) \quad (4.14)$$

Para solucionar numericamente a Eq. (4.14) considerou-se um came de raio inicial conhecido e um deslocamento angular inicial nulo ($R(0)$ em θ igual a 0). Os valores da pré-carga da mola (Fe_i), da constante da mola (K) são conhecidos, bem como o valor do torque de inércia ($Ti(\theta)$) para cada valor de deslocamento angular. Estes parâmetros serão definidos a partir do projeto dos elementos do mecanismo proposto. O perfil do came será projetado, também, em função do valor conhecido do torque disponível do músculo ($Tm(\theta)$).

Portanto, para um incremento angular do came ($\Delta\theta$), é feita uma busca para o valor do ângulo de pressão que torna a Eq. (4.12) verdadeira.

Uma vez encontrado um valor de (α) que satisfaça a equação para uma determinada posição (θ) do came, o valor do raio do came é atualizado para aquela mesma posição. Com

isso, são gerados sucessivos pares (R, θ) até que seja gerado, em coordenadas polares, o perfil do came. Neste caso, o perfil levará em conta o torque disponível e os efeitos de inércia do mecanismo. A solução deste problema foi implementada em um algoritmo em plataforma Matlab. O fluxograma deste procedimento é mostrado na Fig. 4.4.

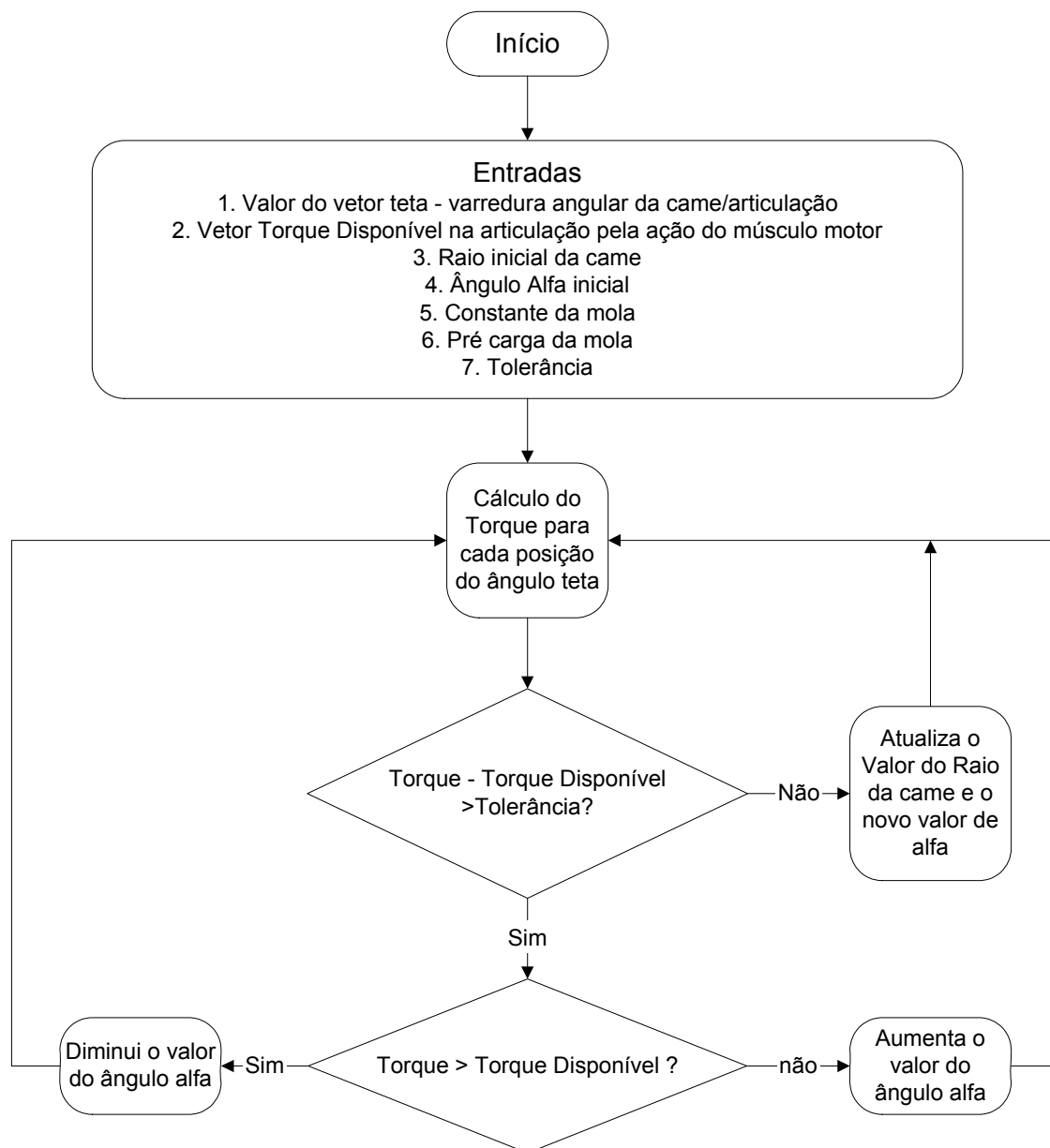


Figura 4.4 - Fluxograma do algoritmo de solução do problema ou síntese do came.

Observando novamente a Eq. (4.1) é possível perceber que quando houver aceleração positiva, que ocorre no início da contração concêntrica e novamente na transição da contração excêntrica para a contração concêntrica, os valores de $(Ti(\theta))$ serão positivos e o torque produzido pela mola $(Tr(\theta))$ tem que ser menor, o que implica em valores de (α)

menores.

Por outro lado, na transição da fase concêntrica para a fase excêntrica, os valores das acelerações do movimento são negativos, assim como os valores de $(Ti(\theta))$, o que significa que os valores de $(Tr(\theta))$ terão de ser maiores para que a equação permaneça verdadeira. Isto implica em valores maiores de (α) . Na fase intermediária, onde a velocidade é constante, os valores de $T(i)$ serão nulos e não vão influenciar os valores de $(Tr(\theta))$.

Os valores de $(Tm(\theta))$, ou torque disponível no músculo são obtidos empiricamente, através de testes isométricos ou em dinamômetros isocinéticos. No caso específico deste trabalho, para avaliar o torque disponível pelo músculo, foi projetada e construída uma bancada de testes experimentais, que será detalhadamente descrita no Capítulo VI.

Neste trabalho, foi escolhido o grupo formado pelos músculos: bíceps, braquial e braquiorradial, responsável pela flexão do cotovelo, para realizar o trabalho resistido pelo mecanismo projetado. A Fig. 4.5 mostra um exemplo hipotético, porém típico, de um perfil de torque gerado na articulação do cotovelo pelos músculos motores.

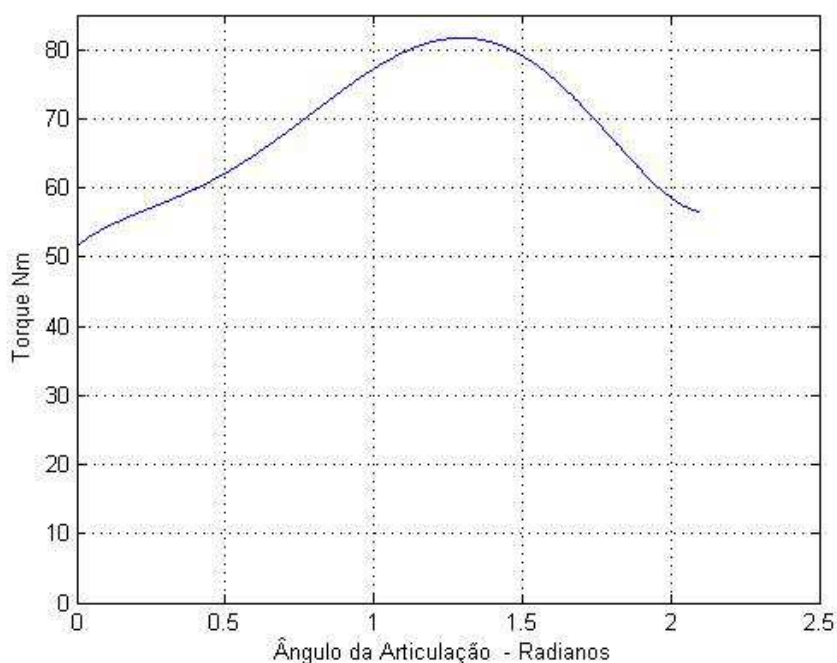


Figura 4.5 - Curva hipotética típica de torque disponível na articulação do cotovelo

A Figura 4.6 traz dois exemplos de perfis de cames traçados com o auxílio do algoritmo desenvolvido, para uma mesma curva de torque disponível. Para esta simulação foi considerada a curva de torque disponível no músculo dado pela Fig. 4.5. Também foram considerados os seguintes valores:

$$F_{e_i} = 689 \text{ N}$$

$$R(0) = 0,23 \text{ m}$$

$$K = 50.000 \text{ N/m}$$

Para a avaliação do algoritmo implementado, foram traçadas duas curvas para o came que ajustam o torque produzido pelo mecanismo à curva de torque disponível. A Figura 4.6 mostra as duas curvas para os perfis das cames obtidas sob condições diferentes.

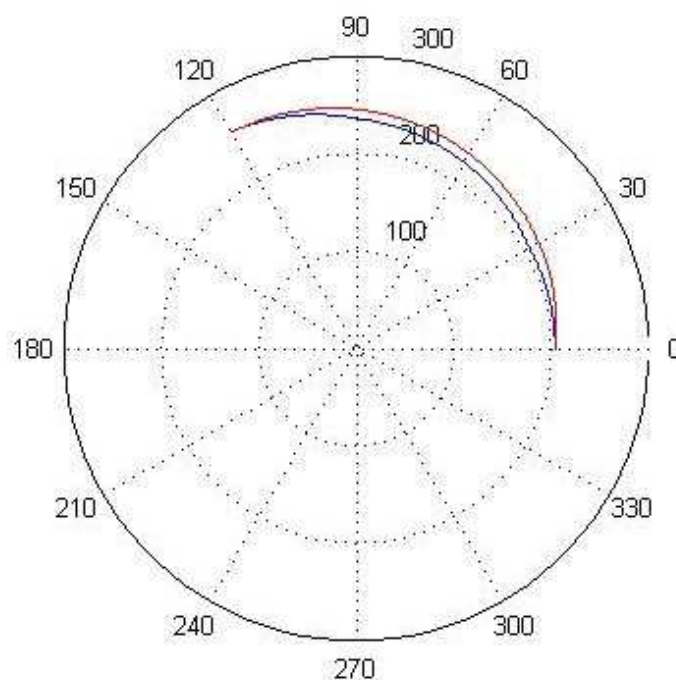


Figura 4.6 - Perfis de came gerados pelo programa desenvolvido em ambiente Matlab.

A curva mais externa mostra o perfil do came traçado para acomodar a curva de torque em um movimento lento, com aceleração muito próxima de zero.

A curva mais interna mostra o perfil do came traçado para garantir o ajuste do torque resistente para a mesma curva de torque disponível, em um exercício realizado em velocidade mais alta.

Para o movimento rápido, foi sugerido um perfil de aceleração que começa com uma aceleração constante e suficiente para produzir, no início do movimento, um torque devido à inércia dos componentes móveis do mecanismo suficiente para absorver toda a força disponível da musculatura, ou seja, o torque de inércia $T_i(\theta)$ é igual ao torque da musculatura $T_m(\theta)$. Portanto, o perfil de aceleração imposto nesta simulação é constante até 25% do setor angular do movimento (30°). A partir daí, a aceleração é nula em 50% do

curso do movimento. Nos últimos 25% do movimento, a aceleração volta com o mesmo módulo inicial, porém em sentido contrário.

Observando a Fig. 4.6 é possível observar a capacidade de adaptação do algoritmo, que produziu uma curva com ângulo de pressão menor no início da fase concêntrica, onde a inércia já produz muita resistência. Na sequência, a curva em azul segue quase paralela à vermelha, onde a aceleração é zero, para depois acelerar o aumento do ângulo de pressão para compensar o efeito reverso da inércia, que nesta fase faria com que os músculos fossem solicitados abaixo de sua capacidade, garantindo a proporcionalidade entre o torque disponível e o torque resistente.

Nesta comparação, foi utilizado um perfil de aceleração que, provavelmente, não será encontrado em casos reais, onde as transições entre valores altos e baixos do módulo da aceleração sempre vão ocorrer de forma mais suave.

Esta simulação mostrou uma grande variação radial na curva azul que, em situação real não deve ocorrer.

A simulação apresentada na Fig. 4.6 serviu apenas como teste para mostrar a capacidade adaptativa do mecanismo.

No capítulo V, descreve-se a metodologia utilizada para o projeto e modelagem do mecanismo.

CAPÍTULO V

PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS E DE SIMULAÇÃO

5.1 Simulação do Mecanismo

No capítulo IV foram mostrados os sistemas convencionais de treinamento muscular, onde foram abordados os aspectos históricos, os princípios de funcionamento, e as vantagens e desvantagens de cada sistema.

Nos sistemas convencionais de treinamento, mostrados no capítulo III, foram indicados uma série de inconvenientes, como por exemplo, carregamento discreto, sistema de cabos e polias e riscos de acidentes. Por isso, visando resolver ou minimizar estes inconvenientes foi proposto um sistema de resistência alternativo para auxiliar no treinamento muscular. Este sistema foi mostrado no capítulo IV e torna possível o treinamento em maiores velocidades através da minimização dos efeitos de inércia.

O sistema de treinamento muscular proposto utiliza um sistema de mola-came-seguidor cuja geometria do came é definida em termos do nível de torque muscular exigido e da consideração dos efeitos de inércia específicas para cada treinamento.

Inicialmente, diversas configurações construtivas para o mecanismo proposto foram avaliados no programa ADAM'S (MSC.Software Corporation). Neste programa foi possível ajustar os elementos do mecanismo, de acordo com a sua configuração de montagem e funcionamento, simulando e avaliando as relações de força, torque, velocidades e deslocamentos relativos. A Figura 5.1 mostra uma das configurações iniciais que foram analisadas.

A Figura 5.2 mostra a configuração final escolhida. Neste caso, os resultados simulados mostraram-se adequados em termos de força aplicada e torque gerado de acordo com o perfil do came. Além disso, o sistema possui uma maior simplicidade geométrica, eliminando outros elementos como, por exemplo, a barra de fixação mola/seguidor. Esta proposta de mecanismo apresenta uma formulação mais simples e robusta, além de uma

menor quantidade de elementos, o que implica em uma construção simples, com menor inércia e atrito.

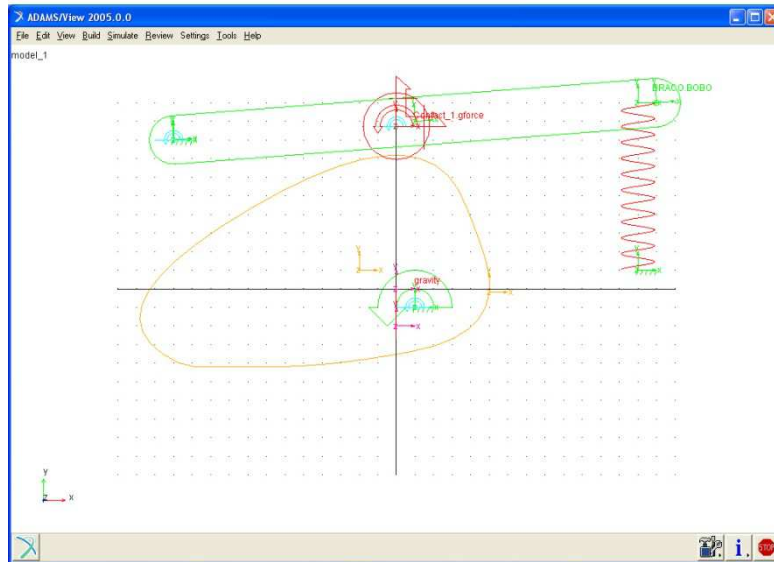


Figura 5.1 - Mecanismo came, seguidor e mola. A mola era posicionada utilizando uma barra.

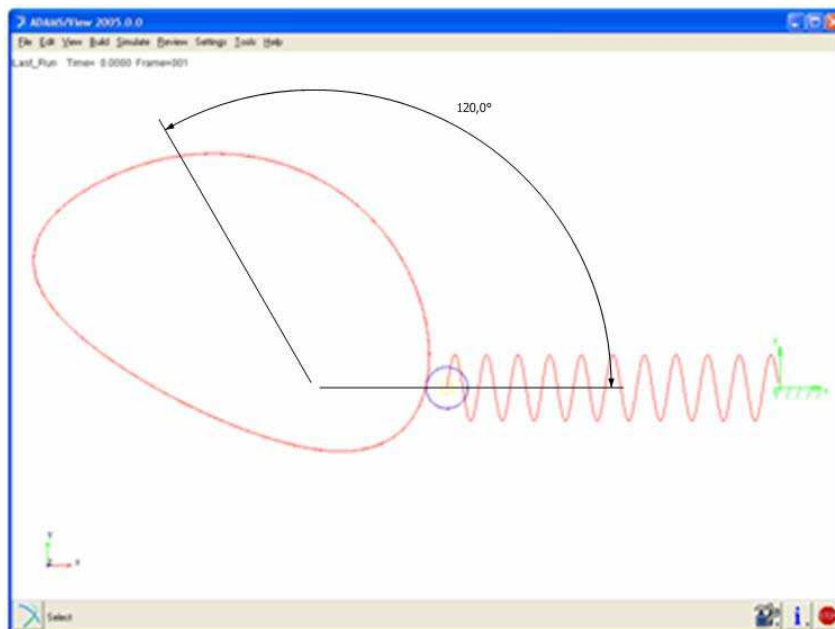


Figura 5.2 - Mecanismo selecionado para o dispositivo de resistência.

No dispositivo de carga, mostrado na Fig. 5.2, a mola é o elemento que vai gerar uma força variável, conforme o nível de deslocamento ajustado. Esta força é transferida à came através do contato entre o seguidor (rolete) e o came. Ao centro do came é ligado o eixo de

movimentação do equipamento, conforme suas características particulares. Por exemplo, no treinamento do bíceps, um braço articulado será ligado diretamente ao centro do came através deste eixo de movimentação.

O perfil do came é que definirá o nível de torque aplicado relativo ao músculo, uma vez que, o deslocamento relativo entre came e seguidor será facilitado ou dificultado pelo nível de pré-carga previamente definida na mola. Este ajuste da pré-carga seria similar a uma variação discreta de pesos utilizada em um sistema convencional de pilha de pesos e que são movimentados através de cabos e polias.

Portanto, o perfil do came é fundamental para treinar os músculos conforme a sua especificidade. Neste caso, como mostrado no capítulo IV, o perfil do came é obtido utilizando uma curva de torque do músculo, no qual se deseja treinar ou recuperar. Além disso, é possível acoplar os efeitos de inércia do mecanismo possibilitando fazer o treinamento ou a recuperação da musculatura em diferentes velocidades.

As curvas de torque exigidas para o treinamento da musculatura são fundamentais para a concepção do dispositivo de resistência proposto neste trabalho. Por isso, na sequência é apresentado o torquímetro que foi projetado e construído para a obtenção da curva de torque do bíceps. Esta curva foi utilizada como referência para o projeto dos elementos do mecanismo proposto.

5.2 Projeto e Construção de um Torquímetro

Através de uma análise prévia na literatura não foi possível obter uma curva de torque padrão que pudesse ser utilizada especificamente para projetar os elementos do mecanismo proposto. A literatura mostra algumas curvas, porém os dados fornecidos não são suficientes para obter um perfil de came apropriado e adequado ao treinamento muscular.

Por isso, foi projetado e construído no **Laboratório de Projetos Mecânicos** em parceria com a empresa **Construtora Sodeste Ltda**, um equipamento para medir o torque disponível na articulação do cotovelo.

Na fase inicial do projeto, a proposta do equipamento de medição da curva de torque foi montado no Programa ADAM'S onde foram avaliados os deslocamentos relativos, inércias e posicionamentos dos vários elementos do equipamento. A Figura 5.3 mostra o equipamento simulado no ADAM'S, a Fig. 5.4 mostra o equipamento em sua fase final de montagem e a Fig. 5.5 mostra o projeto desenvolvido em Autocad.

O torquímetro foi projetado, inicialmente, para determinar a curva de torque do bíceps. Porém, esta mesma estrutura será utilizada para acomodar o dispositivo de resistência

proposto. Neste caso, o came será montada no mesmo eixo onde hoje está instalado o torquímetro, ou seja, o eixo do came deverá coincidir com o eixo da articulação do cotovelo.

Portanto, a estrutura da base de apoio e movimentação do mecanismo projetado utilizará a mesma configuração do torquímetro projetado e construído.

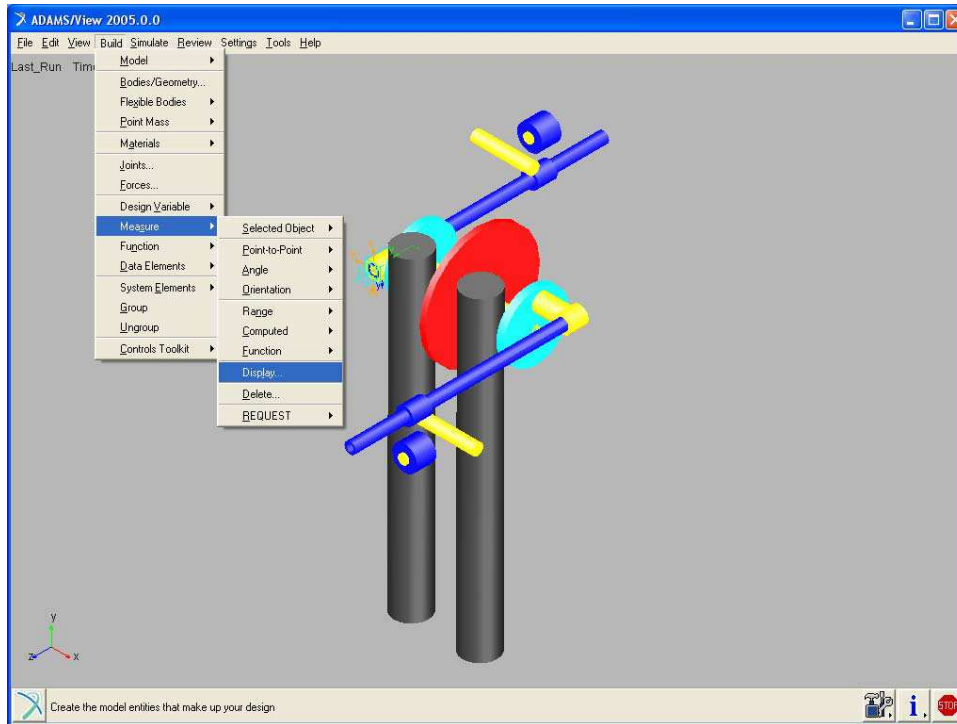


Figura 5.3 – Teste do chassi do torquímetro no programa Adam's.

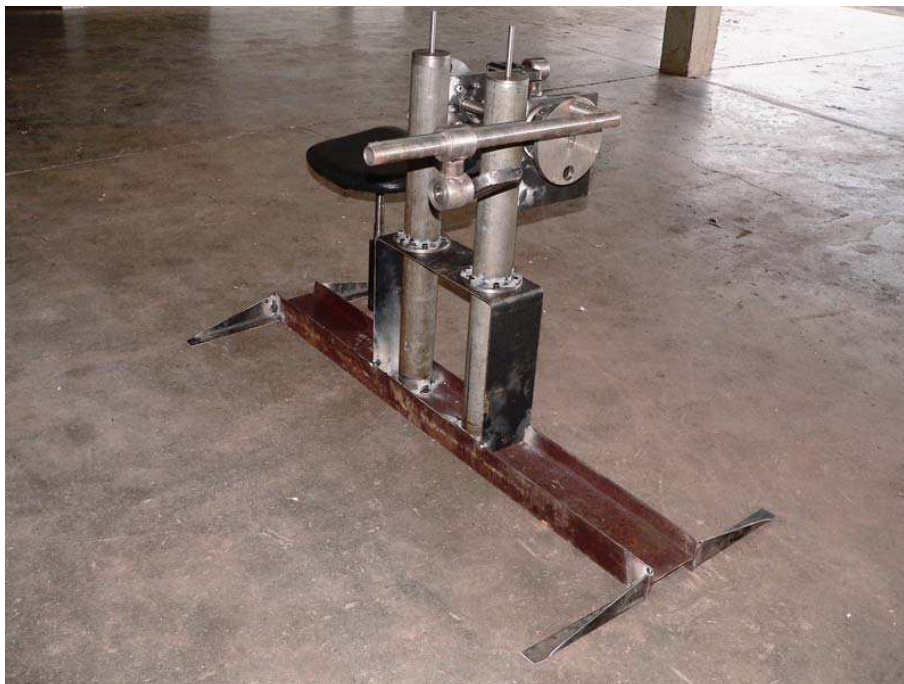


Figura 5.4 - Fase final de montagem do torquímetro.

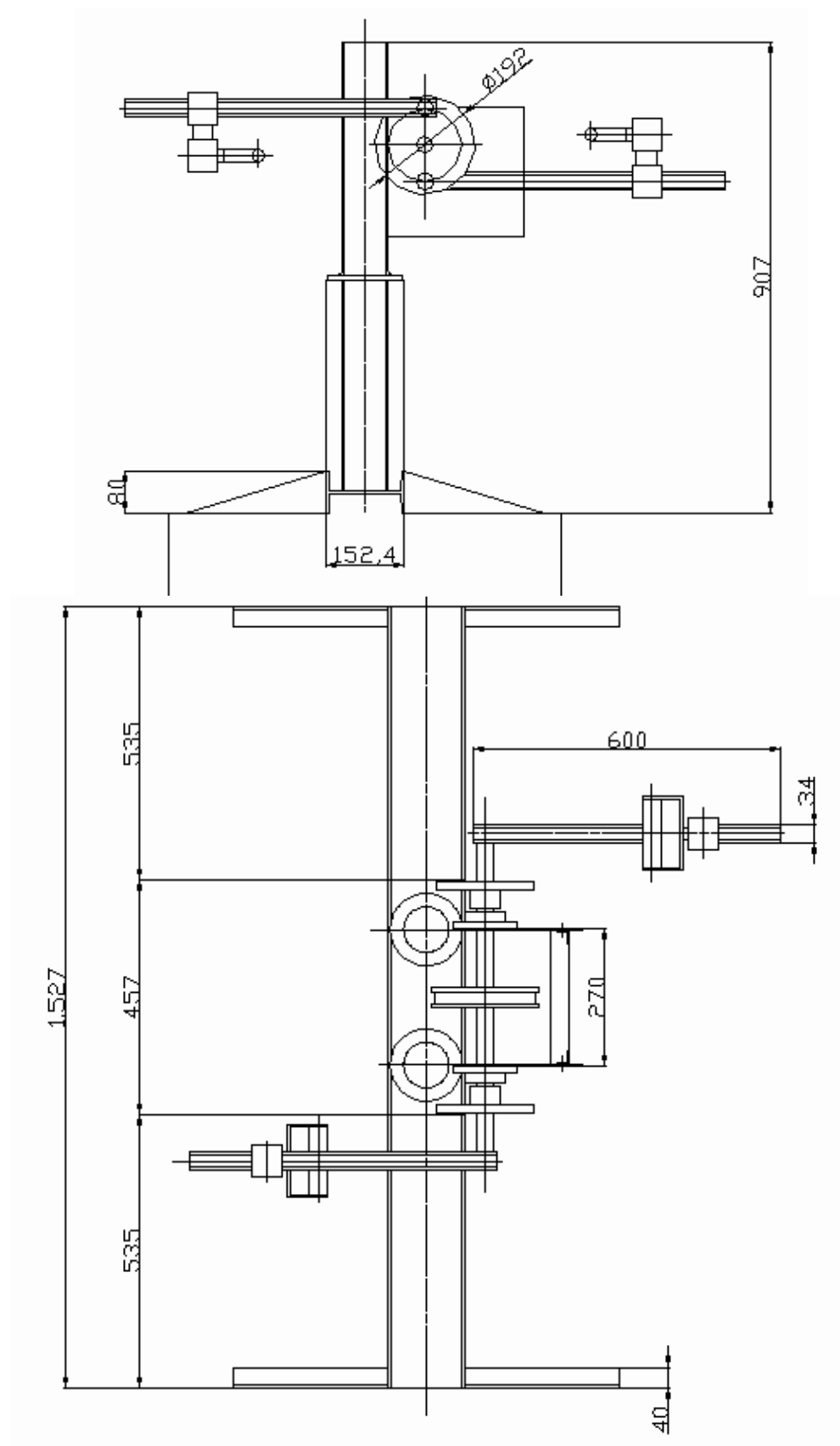


Figura 5.5 – Projeto do torquimetro em Autocad.

Na Figura 5.3, o disco em vermelho no centro do eixo principal representa a posição de instalação, tanto do mecanismo do torquímetro, como do futuro mecanismo de resistência (came/mola/seguidor) que fará parte do mecanismo gerador de torque.

A estrutura do equipamento construído foi idealizada para permitir a coleta de dados em ambos os braços. Para que fosse possível o balanceamento do torquímetro de maneira a evitar o aparecimento de valores de torque devido ao peso dos componentes do próprio dispositivo, os braços do equipamento foram projetados de forma simétrica. Como consequência disto, seria necessário que o voluntário se posicionasse lateralmente ao dispositivo, sentado, ora em um sentido, ora em outro, dependendo do braço a ser ensaiado.

O equipamento é composto por dois cilindros centrais fixados em uma base rígida que é apoiada no solo através de quatro apoios de borracha. Os dois cilindros sustentam dois braços simétricos articulados em dois mancais de rolamento co-lineares. No eixo de movimentação é fixado um disco graduado onde é possível ajustar previamente um ângulo, de forma que o conjunto fique fixo neste ângulo pré-determinado através de união aparafusada. Na parte inferior deste disco é fixada uma haste na qual, em sua extremidade foi fixada uma célula de carga de capacidade de 200 Kgf. Todo o conjunto pode ser movimentado através de um sistema de transmissão por corrente e parafuso de potência sendo movimentados manualmente através de uma manivela. A Figura 5.6 mostra o equipamento projetado e construído.

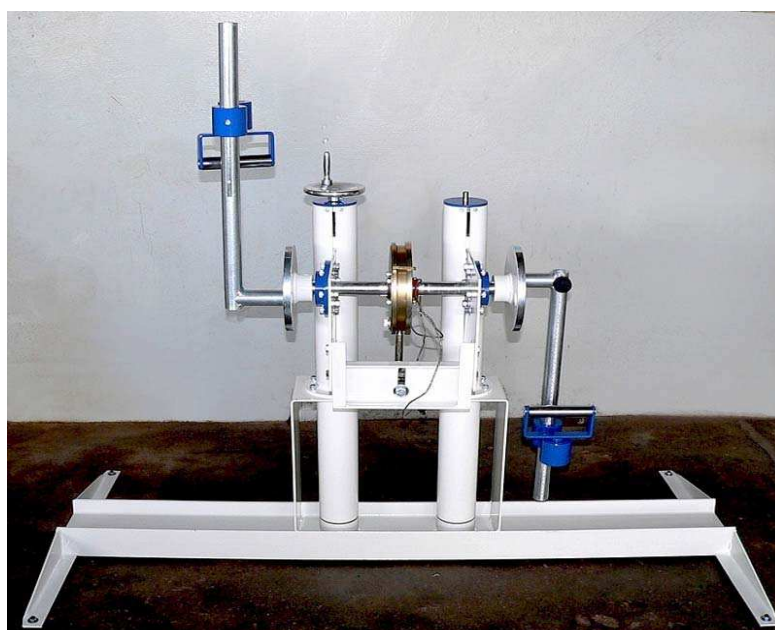


Figura 5.6 - Vista geral do equipamento projetado para medição da curva de torque do bíceps.

Na Figura 5.6 pode ser observado o dispositivo que permite o ajuste fino da altura do eixo do torquímetro com relação ao solo. Este ajuste pode ser feito girando-se um dial posicionado no topo de uma das duas colunas de sustentação. Cada coluna tem uma rosca sem fim no seu interior e o movimento das duas é sincronizado por duas coroas e uma corrente, montadas na base do chassi. O dial, por sua vez, é solidário a uma das roscas.

Duas porcas atravessadas pelas roscas, uma em cada coluna, atuam como suporte dos mancais do eixo. Assim, quando se gira o dial, as duas porcas sobem ou descem simultaneamente, conforme o sentido de rotação, elevando ou baixando o eixo do torquímetro.

Para adequar diferentes comprimentos de braços é possível variar o posicionamento da base de apoio da mão e da altura dos apoios de cotovelo, como mostrado nas Figs. 5.7 e 5.8, respectivamente. Os ajustes mostrados nas Figs. 5.7 e 5.8 permitem que qualquer voluntário possa ser posicionado de forma que o fulcro (posição média) da articulação do cotovelo coincida com o eixo do torquímetro.



Figura 5.7 - Ajuste do comprimento do braço



Figura 5.8 - Detalhe do ajuste de altura do braço.

Outro detalhe presente na construção dos braços é a possibilidade do voluntário escolher a posição mais natural do antebraço, uma vez que cada empunhadura permite a livre pronação ou supinação do antebraço. Naturalmente, em se tratando de um mesmo chassi, o exercício de flexão do cotovelo realizado contra o dispositivo gerador de torque também contará com esta melhoria, que permite a contínua rotação do punho durante o movimento. Esta característica permite que a coleta de valores de torque através do punho do voluntário na posição mais próxima daquela utilizada na atividade fim, para a qual é montado o programa de musculação ou recuperação muscular. Isto tem fundamentação no fato de que as alavancas mecânicas da articulação e as direções das forças aplicadas pelos músculos mudam quando o antebraço assume diferentes posições entre a pronação e a supinação. Este detalhe construtivo é mostrado na Fig. 5.9.

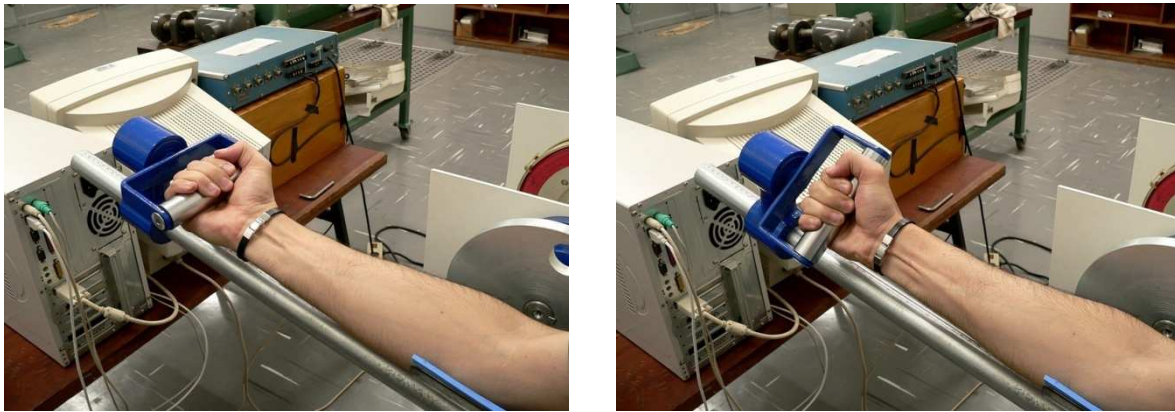


Figura 5.9 - Detalhe da empunhadura em duas posições.

O torquímetro propriamente dito é composto de dois discos sobrepostos, posicionados no mesmo eixo dos braços, como pode ser visto na Fig. 5.10.

Os discos são dispostos de forma que um deles fique solidário ao eixo dos braços enquanto o outro é montado sobre o cubo do primeiro, apoiado em um mancal de rolamento, o que permite seu livre movimento em relação ao outro disco. Este segundo disco possui um braço onde é presa em uma das extremidades, a célula de carga. A outra extremidade da célula é presa ao chassi. O livre movimento entre os dois discos permite o giro dos braços para posicionar o cotovelo do voluntário em um determinado ângulo de flexão. Uma ranhura de comprimento igual a 150° , posicionada no disco interno, fixo ao eixo, permite a varredura completa do ângulo de flexão.

Encontrado o ângulo desejado, os dois discos são fixados um ao outro com o auxílio de um parafuso mostrado na Fig. 5.11, determinando assim a restrição do movimento dos braços do torquímetro que são presos ao chassi através da célula de carga.

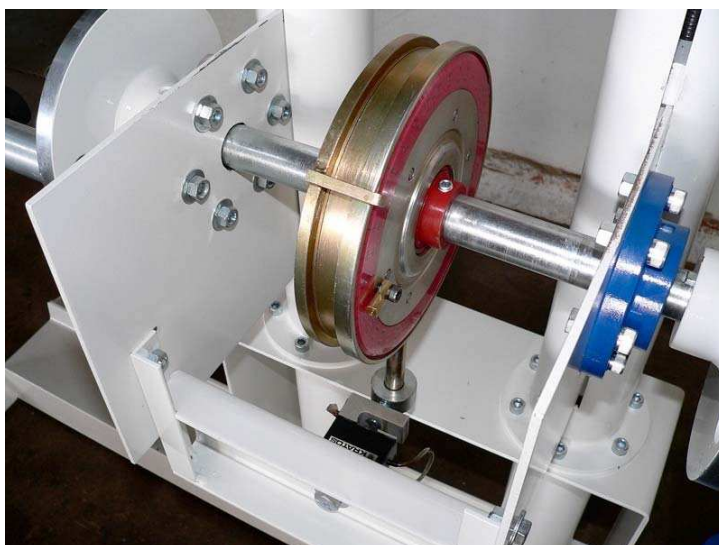


Figura 5.10 - Detalhe do torquímetro evidenciando os discos e a célula de carga.

Desta forma, com o sistema em equilíbrio estático, a força isométrica aplicada ao braço do torquímetro pelo voluntário será resistida pelo chassi do dispositivo e uma determinada força resistente será medida pela célula de carga.



Figura 5.11 - Detalhe mostrando o parafuso e a ranhura para regulagem de posição.

Conhecendo-se o braço de alavanca do torquímetro onde está presa a célula de carga e o valor da força medido pela célula, pode-se determinar o torque isométrico produzido pelo voluntário, qualquer que seja o comprimento do seu antebraço.

O equipamento conta ainda com um goniômetro, que pode ser observado na Fig. 5.12. Tanto o ponteiro quanto a escala do goniômetro podem ser ajustados para qualquer

posição inicial para permitir melhor visibilidade.



Figura 5.12 - Detalhe do goniômetro acoplado ao torquímetro.

Para a realização dos testes, inicialmente é necessário um procedimento de ajuste de posição do voluntário. A posição de ângulo zero (máxima extensão do cotovelo) é previamente ajustada. Esta posição de referência inicial pode ser ajustada em qualquer posição do disco. Com isso, os ajustes angulares consecutivos são feitos de acordo com esta referência inicial de ajuste do ponteiro em relação à escala que está presa ao disco.

A Figura 5.13 mostra o posicionamento do braço de um voluntário na posição de extensão máxima (natural – sem hiperextensão) do cotovelo, onde o ângulo do torquímetro é fixado na posição zero (graus).

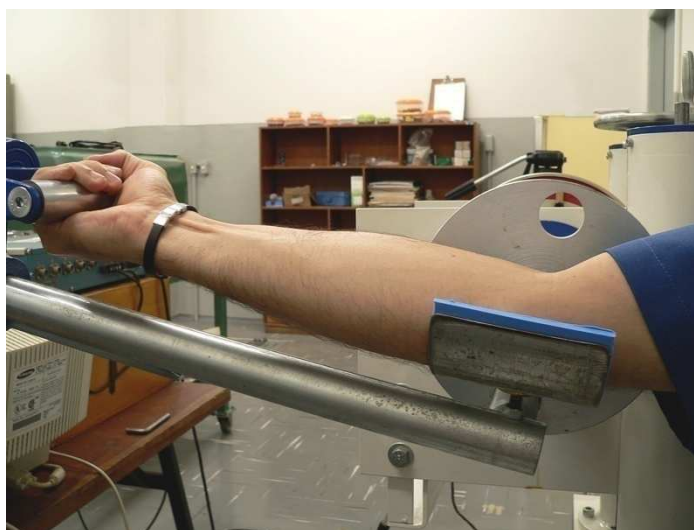


Figura 5.13 - Braço do torquímetro ajustado na posição zero (graus).

5.3 Instrumentação

A avaliação do torque disponível na articulação do cotovelo foi obtida utilizando o torquímetro projetado, medindo-se o sinal de força através da célula de carga, marca KRATOS de capacidade 200 Kgf. Este sinal foi adquirido e amplificado em uma ponte de Wheatstone, marca SODMEX, módulo PEB1350. A ponte de Wheatstone possui uma alimentação de 5V DC, com saída em Volts. Pos isso, foi utilizado um osciloscópio digital da Pico Technology, modelo 2202 para adquirir os sinais (DC) da ponte de Wheatstone. Este osciloscópio, conectado na porta USB do microcomputador, é ajustado através do programa Picoscope. Neste programa é possível ajustar todos os parâmetros de análise do osciloscópio, bem como, fazer a aquisição de dados. O Programa PicoScope foi utilizado para avaliar a sensibilidade dos sinais adquiridos. A aquisição final dos dados foi feita de forma mais rápida e direta utilizando o programa Picolog Recorder da Pico Technology. A Figura 5.14 mostra um desenho esquemático da instrumentação utilizada para avaliar a curva de torque e a Fig. 5.15 mostra uma vista da bancada de testes e a Fig. 5.16 mostra a ponte de wheatstone da Sodmex utilizada na análise. A Figura 5.17 mostra a tela do Programa Picoscope utilizado para adquirir os sinais da força medida.

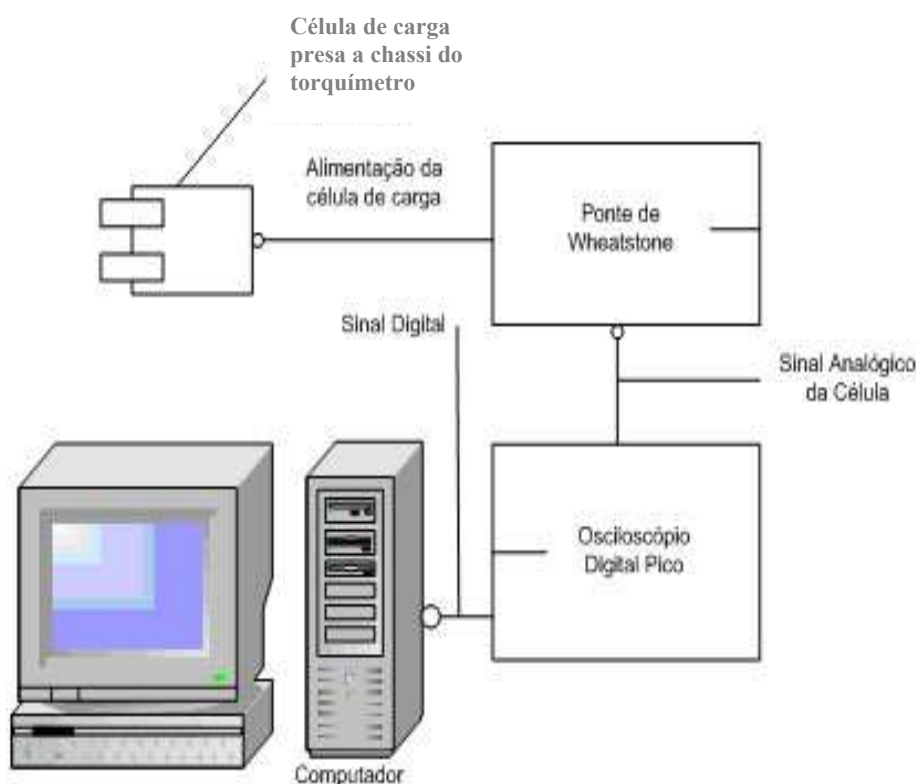


Figura 5.14 - Desenho esquemático da bancada de testes.



Figura 5.15 – Dispositivo projetado e instrumentação utilizada nos testes.



Figura 5.16 – Ponte de Wheatstone da Sodmex e o esquema de ligação da célula de carga.

Para que o sinal em Volts da força pudesse ser efetivamente utilizado era necessário calibrar a célula de carga visando a conversão do sinal em unidades de força.

Na próxima seção é apresentado o procedimento de calibração da célula de carga.

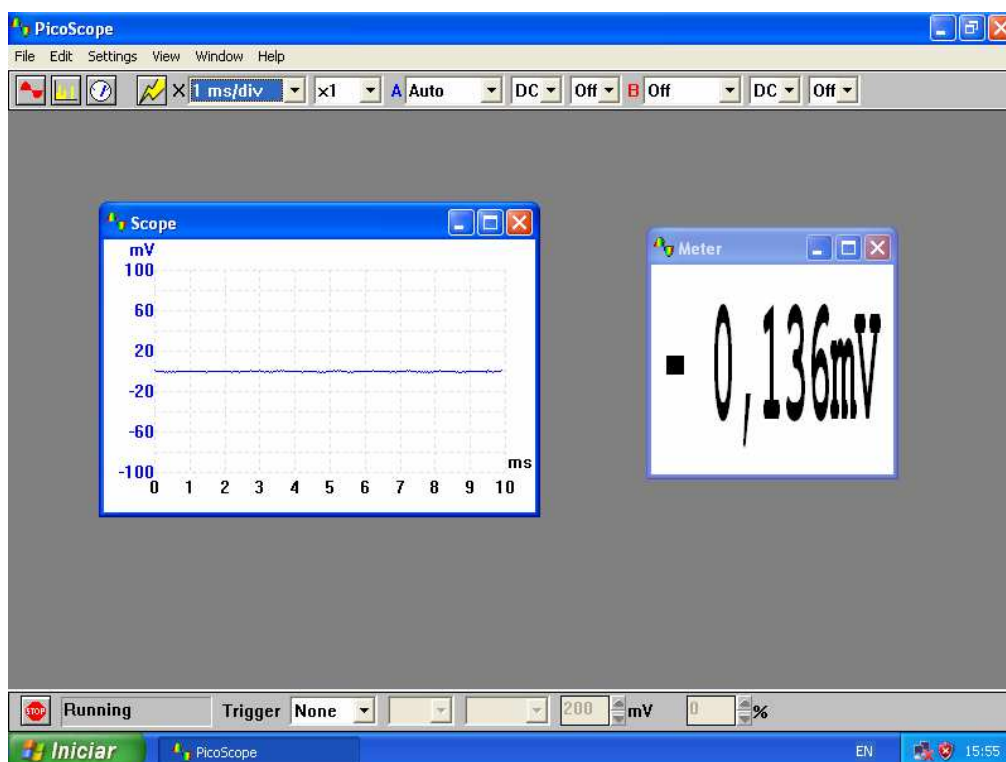


Figura 5.17 – Tela do programa PicoScope da Pico Technology.

5.4 Calibração da Célula de Carga

A calibração da célula de carga foi feita utilizando a montagem mostrada na Fig. 5.18.



Figura 5.18 - Vista geral da montagem utilizado na calibração da célula de carga.

A Figura 5.19 mostra um desenho esquemático indicando as distâncias relativas entre o peso, colocado no prato, o mancal e a posição de fixação da célula de carga.

O dispositivo de fixação da célula de carga, mostrado na Fig. 5.20, é composto de um braço onde em uma das extremidades é fixado um prato e na outra extremidade existe um contrapeso, utilizado para equilibrar o peso residual do braço.

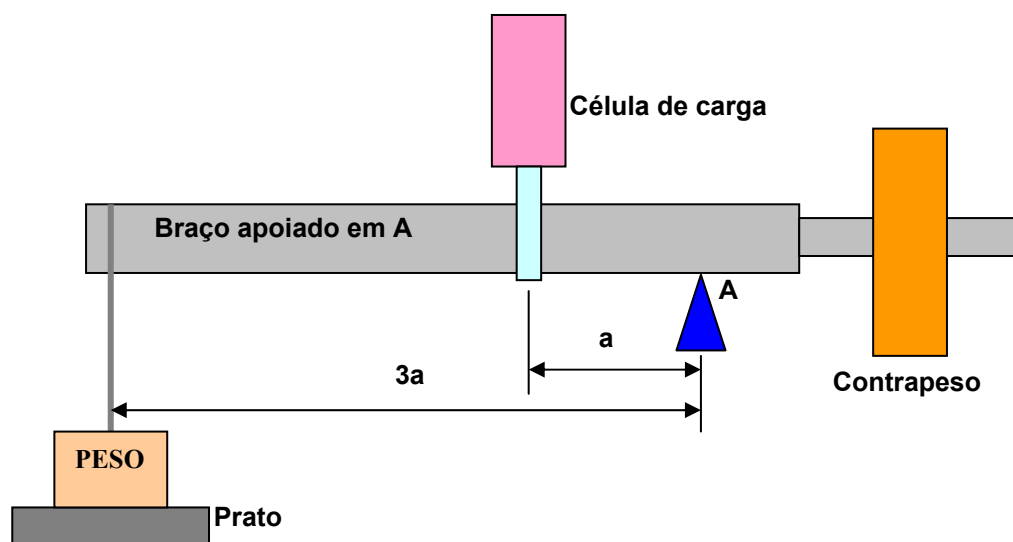


Figura 5.19 - Desenho esquemático da montagem utilizada para calibrar a célula de carga.

A calibração foi feita utilizando sucessivos pesos conhecidos e aferidos, colocados no prato do suporte. Os sinais da célula eram condicionados e amplificados na ponte de Wheatstone da SODMEX e adquiridos pelo Programa Picolog Recorder através do osciloscópio digital da Pico Technology ligado a um microcomputador.

Para uma maior confiabilidade e precisão dos resultados, todos os pesos tiveram seus valores aferidos previamente em balança analógica, com precisão de um grama.

A fixação da célula de carga na estrutura do suporte foi feita utilizando um dispositivo especial visando eliminar qualquer influência de atrito com o chassi. A Figura 5.20 mostra o sistema de fixação da célula de carga no suporte.

Inicialmente, antes do procedimento de calibração, foi feito o balanceamento do braço do dispositivo, com a célula e o prato de sustentação, através do ajuste da distância do contrapeso na extremidade da barra de fixação.

Com o auxílio dos suportes mostrados na Fig. 5.20, tomou-se o cuidado para que a fixação da célula não interferisse no balanceamento, deixando alguma folga para a haste do dispositivo se movimentar verticalmente.



Figura 5.20 - Detalhe da fixação da célula de carga ao suporte.

De acordo com as relações geométricas mostradas na Fig. 5.19, a força medida na célula de carga (F) pode ser obtida através do equilíbrio de momentos fletores, ou seja,

$$F = 3 \cdot P \quad (5.1)$$

A seguir, foram adicionados consecutivamente pesos aferidos, anotando-se os valores da leitura para cada novo valor de carga aplicado e considerando a Eq. (5.1) para a estimativa da força aplicada na célula de carga.

Após carregar o dispositivo de testes progressivamente com os pesos, elas foram retiradas uma a uma e os valores de carga e leitura da célula foram novamente anotados, com o objetivo de determinar o grau de histerese da célula de carga. Os resultados desta calibração são mostrados no Capítulo VI.

5.5 Calibração do braço do torquímetro

A curva de torque a ser obtida pelo equipamento projetado depende da distância da empunhadura de cada indivíduo ao eixo de rotação, que por sua vez, é alinhado com o apoio do cotovelo. Devido à característica construtiva do equipamento projetado, a célula de carga mede a força a uma distância do eixo de rotação, na parte inferior do disco graduado. A Figura 5.21 mostra um desenho esquemático das distâncias relativas entre a célula de carga e a empunhadura onde é aplicada a carga e a Fig. 5.22 mostra, no dispositivo, a

distância entre a célula de carga e o eixo do torquímetro (B) e a distância entre a empunhadura onde é aplicada a carga e o eixo do torquímetro.

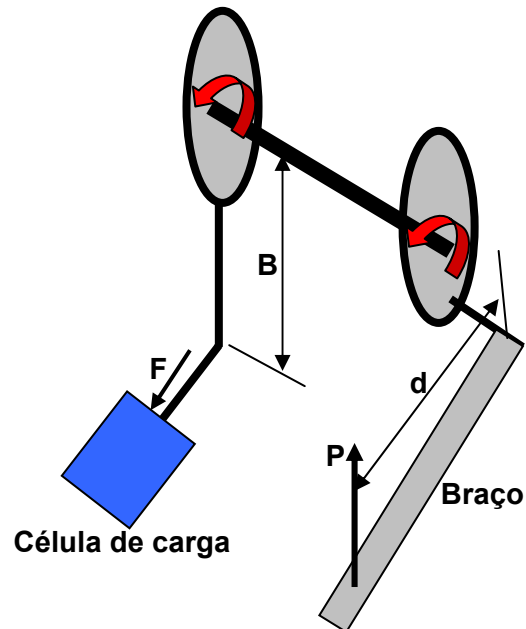


Figura 5.21 - Distâncias relativas no equipamento utilizadas para avaliar o torque disponível.



Figura 5.22 - Braço efetivo do Torquímetro, evidenciando as distâncias B e d.

O torque disponível (T_d) no bíceps é dado por:

$$T_d = P \cdot d \quad (5.2)$$

Este torque disponível é igual à força medida na célula de carga multiplicada pela distância da célula ao centro do disco graduado, ou seja,

$$T_c = F \cdot B \quad (5.3)$$

Portanto, o torque disponível (T_d) no bíceps depende da distância da célula de carga ao centro do disco graduado (B). Devido a dificuldades geométricas para a medição deste braço optou-se por um procedimento de calibração para a definição correta do braço.

A partir do conhecimento deste parâmetro, é possível avaliar o módulo do torque aplicado ao braço do torquímetro pelo voluntário, pela leitura do valor da força fornecido pela célula de carga, qualquer que seja o comprimento do antebraço do voluntário.

Para a calibração deste braço um peso conhecido foi aplicado em diferentes posições da empunhadura. Uma curva de calibração foi obtida entre esta distância e a estimativa do braço, definido pelas Eqs. (5.2) e (5.3), ou seja,

$$B = \frac{P \cdot d}{F} \quad (5.4)$$

A Figura 5.23 mostra o detalhe de posicionamento do peso conhecido, a uma certa distância da empunhadura e a dimensão B do torquímetro, determinada pelo posicionamento da célula de carga em relação ao eixo do torquímetro.

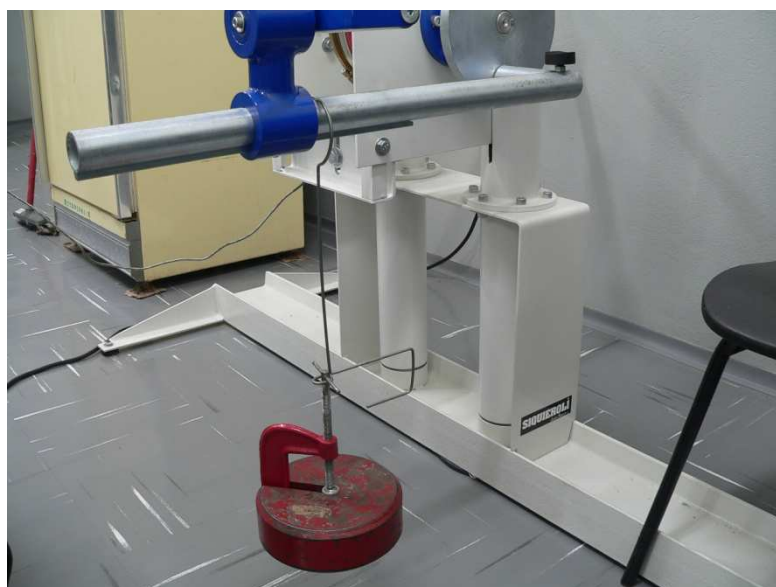


Figura 5.23 - Procedimento para a determinação do braço efetivo do Torquímetro.

Inicialmente ambos os punhos do torquímetro foram ajustados para uma posição arbitrária, porém simétrica, com relação ao eixo de tal forma que o equilíbrio do sistema

assumisse a condição de indiferente, enquanto os discos centrais estavam desacoplados, permitindo o livre movimento do eixo. Nesta condição de equilíbrio, o eixo mantém sua posição, sem girar, qualquer que seja a posição inicial estática atribuída.

Em seguida, com a ajuda de um nível, os braços do torquímetro são colocados na posição horizontal e os discos são acoplados apertando-se o parafuso de fixação. Com o torquímetro nesta condição a força medida pela célula de carga deve ser devidamente ajustada, de forma que a leitura seja nula. Nesta condição, um peso conhecido é aplicado sobre um dos braços, como mostra a Fig. 5.22, em diferentes distâncias ao longo do braço.

Uma leitura da célula de carga previamente aferida fornece o valor da força de reação sobre o chassi, permitindo a determinação do comprimento do braço de fixação da célula de carga.

Os resultados da curva de calibração do braço são apresentados no capítulo VI.

5.6 Protocolo de Testes

A curva de torque disponível no músculo é uma característica individual. Neste aspecto, o equipamento deve adequar-se a estas características individuais. Além disso, os voluntários devem sempre utilizar um procedimento padrão a fim de eliminar influências que poderiam descaracterizar a força medida em um músculo pré-determinado. Este cuidado deve ser tomado, uma vez que, os testes são cansativos, devido à aplicação de um esforço máximo durante um intervalo de tempo. Por isso, é importante a determinação de um protocolo de testes para a obtenção dos torques máximos isométricos.

Ensaio preliminares mostraram que algumas providências deveriam ser tomadas para que os testes fornecessem resultados confiáveis.

Por exemplo, um mesmo voluntário apresentou valores diferentes de torque numa mesma posição angular quando o teste foi realizado em dia e horários diferentes.

Outra constatação foi a de que um mesmo voluntário não poderia realizar uma grande quantidade de testes num mesmo dia, mantendo o desempenho, mesmo com um intervalo de 10 minutos.

Um protocolo para os ensaios foi testado e adotado, resultando em valores compatíveis com aqueles observados na literatura.

Ficou estabelecido que seria realizado uma bateria de no máximo seis testes consecutivos, num mesmo dia, com um mesmo voluntário em um mesmo horário do dia.

Os intervalos entre um teste e outro seriam de 5 (cinco) minutos e um último teste de controle seria realizado 5 minutos após o último ensaio e na mesma posição angular do

primeiro para que os resultados pudessem ser comparados, verificando assim uma possível variação no desempenho.

Cada teste inicia com o correto posicionamento do voluntário no torquímetro, através dos ajustes do comprimento e altura do braço.

De acordo com a distância ajustada para a empunhadura é determinado o valor a ser adotado para a correção no comprimento do braço de alavanca do torquímetro, na extremidade do qual está fixada a célula de carga.

Duas baterias de testes realizadas em dois dias alternados forneceram dados para uma posterior análise com levantamento dos valores máximos de torque isométrico para cada posição angular.

No segundo dia, um teste em uma posição angular já realizado na primeira seção foi repetido no início da aquisição de dados e comparado com os dados anteriores para checagem do nível de desempenho do voluntário.

Com os cuidados acerca do horário de teste, alimentação, repouso, pré-aquecimento e pré-alongamento da musculatura, o voluntário avaliado não apresentou diferença sensível de performance nos dois dias de ensaios e os dados puderam ser cruzados para a construção da curva de torque.

5.7 Levantamento da Curva de Torque Isométrico Disponível

No primeiro dia de testes foram efetuadas coletas de dados nas posições 0°, 20°, 40°, 60°, 80°, 100° e 120°. Dois dias depois foram coletados os valores de torque nas posições 10°, 30°, 50°, 70°, 90° e 110°. Todos os testes e seus respectivos resultados encontram-se disponíveis no capítulo VI.

A coleta de dados dos testes realizados foi feita de acordo com o seguinte procedimento:

- Balanceamento do torquímetro após o ajuste do braço lateral para acomodar o voluntário;
- Verificação de leitura da célula, que no caso de balanceamento perfeito deve ficar em zero;
- Ajuste do software PicoLog Recorder para uma coleta de 100 amostras a uma frequência de 100 milissegundos;
- Ao voluntário, então, é solicitado que execute uma contração com esforço máximo, não sendo esta contração necessariamente mantida durante todo o intervalo de 10 segundos de uma aquisição;

- Os valores dos testes expressos em milivolts são transferidos então para uma planilha eletrônica (Excel) e corrigidos pelos parâmetros da célula de carga e do torquímetro previamente levantados para assumirem a unidade de torque Newton x metro (N m);

- Gráficos de dispersão relativos à coleção de dados de cada teste são preparados com o auxílio da planilha eletrônica;

- Cada conjunto de pontos relativo a uma posição angular do cotovelo é interpolado utilizando um ajuste polinomial retificando o ruído de leitura do sistema de aquisição para produzir resultados normalizados;

- À procura de um valor máximo de torque em cada teste, o polinômio resultante é derivado em uma região do domínio onde visualmente existe um ponto de máximo. É extraída então uma raiz do polinômio derivada que corresponde ao máximo valor de torque;

- Os valores máximos obtidos são reunidos em um gráfico de torque em função do ângulo da articulação, como pontos distintos e discretos;

- Por estes pontos é traçado um novo polinômio que representa a curva de torque isométrico máximo para a articulação do cotovelo, promovida pela ação dos músculos bíceps e braquial do voluntário. Esta curva será utilizada pelo algoritmo desenvolvido, juntamente com outros parâmetros, para projetar o came do dispositivo em estudo.

5.8 Estimativa da curva de torque

Nas seções anteriores foi apresentada a metodologia para a obtenção dos níveis de força utilizando o dispositivo construído e os procedimentos para converter estes níveis de força em níveis de torque disponível pelo músculo sob diferentes ângulos. A Figura 5.24 mostra um sinal de força versus tempo medido para um voluntário considerando um ângulo ajustado no equipamento de 10° . Na Figura 5.24 o sinal de saída da força está em milivolts. Utilizando as equações de calibração da força e do braço de alavanca, mostrados nas seções anteriores converte-se estes sinais em níveis de torque versus tempo. A Figura 5.25 mostra o mesmo sinal convertido para torque (N m). Observe que o sinal foi colocado em módulo para facilitar as análises, uma vez que, devido à configuração do dispositivo projetado a força aplicada na célula de carga é de compressão.

As curvas mostram uma região de torque máximo variável, ou seja, a força máxima aplicada pelo bíceps durante o intervalo de tempo varia de acordo com a resistência muscular. Em geral, este intervalo de tempo situa-se entre 3 a 6 s de solicitação máxima. Neste trabalho um valor de máximo ajustado aos pontos experimentais será utilizado como parâmetro para estimativa da curva de torque. A Figura 5.25 mostra o intervalo de pontos analisados, compreendido no intervalo de solicitação máxima e a curva de interpolação

ajustada aos dados experimentais considerando o sinal mostrado nas Figs. 5.24 a 5.26.

Na Figura 5.26 é mostrada a equação polinomial de quinta ordem ajustada aos pontos experimentais e o coeficiente de correlação, neste caso, de 0,94. O valor de máximo da curva de torque pode ser obtido diferenciando a equação acima, igualando-a a zero e retornando o valor de (t) na equação. Utilizando este procedimento para todos os ângulos analisados (0 a 120°) pode-se estimar a curva de torque disponível para o bíceps.

A curva de torque obtida, todos os dados coletados e seu tratamento são mostrados no Capítulo VI.

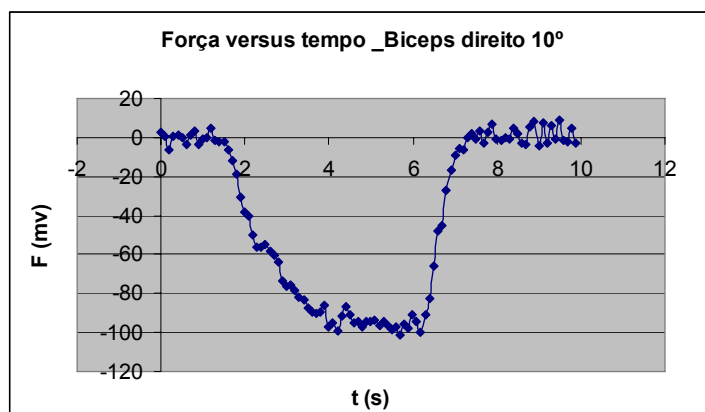


Figura 5.24 – Dados de força versus tempo extraídos do programa de aquisição Picolog Recorder.

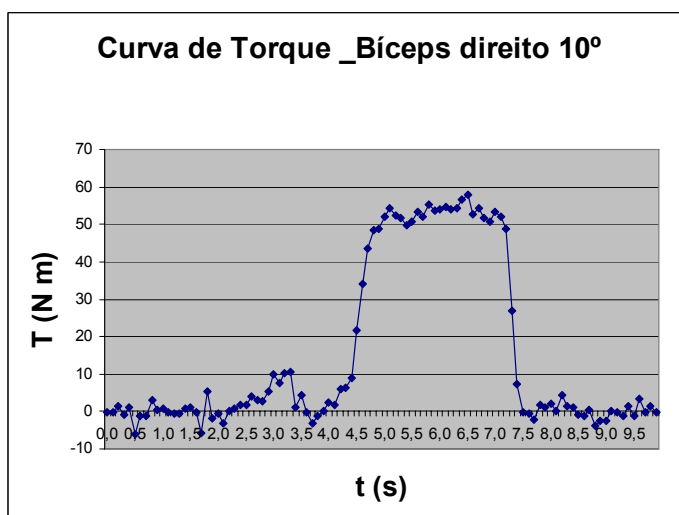


Figura 5.25 – Curva de torque versus tempo para o Biceps no ângulo de 10°.

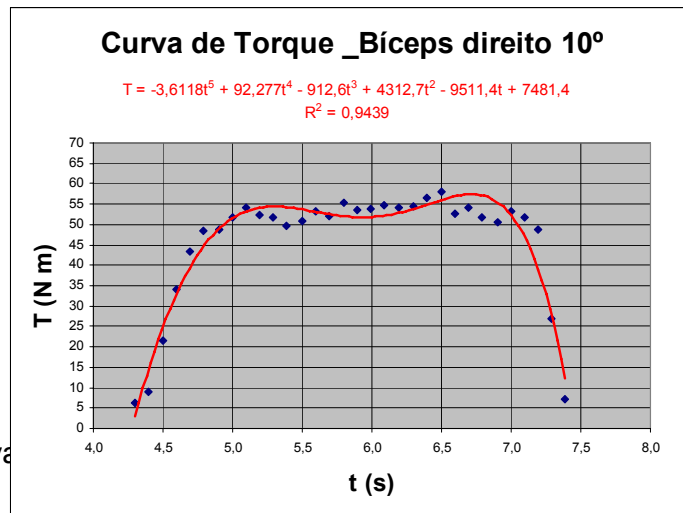


Figura 5.26 – Intervalo

5.9 Seleção de um perfil de movimento para o projeto do dispositivo

Com o objetivo de demonstrar a capacidade do dispositivo de carga de produzir um perfil de torque sem distorções devido à inércia, foi selecionado como base para este estudo um caso específico para treinamento de um atleta do remo olímpico.

Nesta modalidade tanto a força quanto a potência musculares são muito exigidas.

Outra particularidade é o uso do bíceps para finalizar a remada a uma velocidade angular média, no caso escolhido, de 12,32 rd/s, o que significa que toda a contração concêntrica acontece em 0,17 segundos.

Esta é uma velocidade média que exige uma aceleração inicial e uma desaceleração no final do movimento do dispositivo da ordem de 556,45 rd/s², respeitando-se o sentido.

Este nível de aceleração produz no dispositivo um nível de forças de inércia significativo que comprometeria o padrão de torque resistente em qualquer outro tipo de máquina já construído.

Este caso não pode ser considerado como uma sugestão de treinamento. Trata-se de uma situação hipotética, onde o objetivo era exemplificar a maneira pela qual o dispositivo poderá atender às situações de treinamento de força e potência onde sejam exigidos padrões de resistência precisos, em regimes de velocidade e aceleração muito próximos daquele utilizado pelo atleta no seu trabalho cotidiano.

Como para os regimes de treinamento em velocidade e aceleração mais baixas já existem soluções satisfatórias, procurou-se ajustar o mecanismo para um caso onde pudessem ficar bem determinadas suas capacidades de adaptação.

5.9.1 Obtenção da curva de aceleração para o movimento

Para a modalidade de treinamento analisada neste trabalho, foram feitas buscas na literatura, porém não foi encontrado um sistema adequado que fornecesse a aceleração do movimento do atleta. Neste caso, foi elaborada uma estratégia alternativa capaz de produzir uma razoável aproximação.

Foi utilizado um filme de uma competição de remo, da final para homens na IX da etapa da Copa do Mundo de Remo, na cidade de Lucerne, Suíça, 2006. A Figura 5.27 mostra uma ilustração deste filme.



Figura 5.27 – Instante final da remada mostrando o trabalho do bíceps. Fonte:

<<http://spurrier.nlroei.nl/v/>> acesso em: 30/07/2007.

Através de um corte no filme, foram analisadas 16(dezesseis) remadas completas.

Como o filme mostra um cronômetro, foi possível ajustar a velocidade, sincronizando os quadros em tempo real.

Através deste procedimento obteve-se o tempo de **0,17s** para a contração concêntrica do bíceps, que nesta suposição cobriu um deslocamento angular total de **120° ou $2\pi/3$ rd**.

Com base nestes valores foi possível estimar um valor de **12,32 rd/s** para a velocidade angular média da contração.

Naturalmente, para um movimento que parte do repouso e retorna a ele, uma velocidade constante é impossível. Neste ponto foi necessária a suposição de um perfil de velocidades considerando uma variação da velocidade no movimento que presumiu que o braço parte do repouso e aumenta sua velocidade durante um quarto do tempo total do movimento, permanecendo em velocidade constante durante outros dois quartos do movimento, desacelerando até a imobilização no último quarto do percurso.

A Figura 5.28 mostra o perfil de velocidade adotado para representar a contração do bíceps destacado na cor rosa claro. Na cor rosa escuro aparece a representação em velocidade constante da mesma varredura angular.

Para o primeiro e para o último período do movimento, onde a velocidade varia, foi escolhida uma função senoidal para representar o perfil da velocidade.

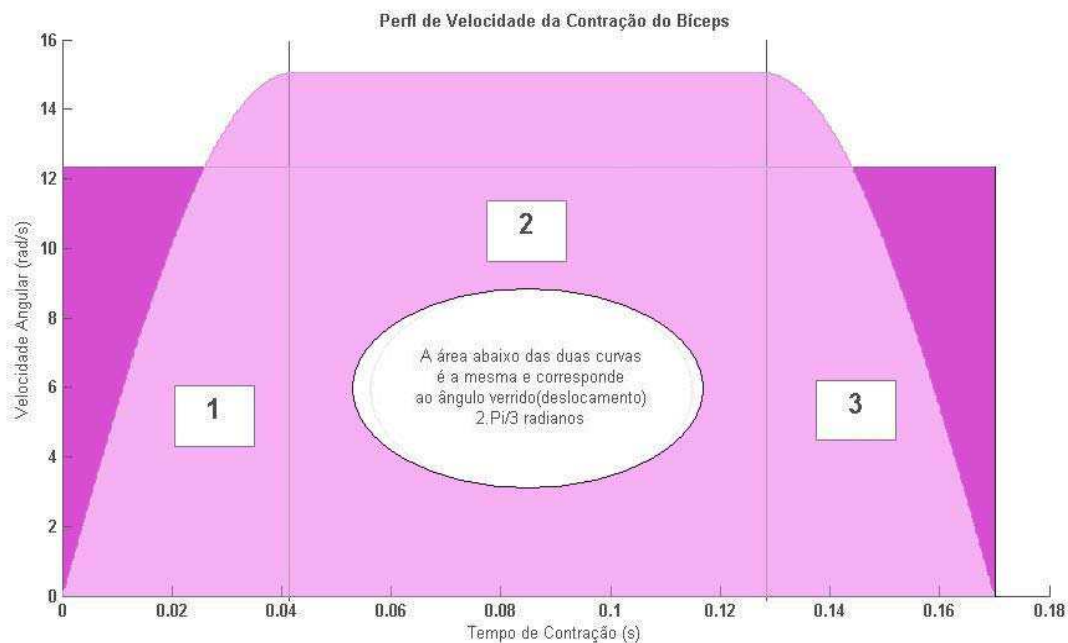


Figura 5.28 – Suposição de um perfil de velocidade para o movimento realizado na modalidade remo.

Como dados de entrada tem-se:

Tempo de flexão = 0,17 s

Ângulo varrido = $2\pi/3$

Pode-se então calcular a velocidade angular média:

$$\omega_m = \frac{2\pi}{3(0,17)} = 12,32 \text{ rd/s} \quad (5.5)$$

Como o ângulo varrido é conhecido e igual a $\frac{2\pi}{3}$ rad, representando a área abaixo da curva, mostrada na Fig. 5.8, pode-se escrever que:

$$\int \omega_1 dt + \int \omega_2 dt + \int \omega_3 dt = \frac{2\pi}{3} \times 0,17 = 2,09439 \quad (5.6)$$

Na Equação (5.6) os termos ω_1 , ω_2 e ω_3 , indicam deslocamento angular no trecho 1, trecho 2 e trecho 3, respectivamente. Portanto, até 0,0425s o movimento é acelerado (Aceleração positiva), de 0,0425s até 0,1275s a aceleração é nula e de 0,1275s até 0,17s a aceleração é negativa, ou seja, ocorre uma desaceleração do movimento.

Para a escolha de uma função que represente o perfil da velocidade angular nos trechos 1 e 3, são analisadas algumas condições iniciais e de contorno que devem ser respeitadas, ou seja,

$$\begin{aligned} \omega_1(0) &= 0 \quad \text{e} \quad \omega_1(0,0425) = C \\ \omega_3(0,1275) &= C \quad \text{e} \quad \omega_3(0,17) = 0 \\ \dot{\omega}_1(0) &= \alpha_1(0) > 0 ; \dot{\omega}_2(0,0425) = \alpha_2(0,0425) = 0 ; \dot{\omega}_3(0) = \alpha_3(0) < 0 \end{aligned} \quad (5.7)$$

Na Equação (5.7), (C) é um termo constante. A velocidade angular de acordo com as equações 5.5 a 5.7 foram definidas como,

$$\begin{aligned} \omega_1 &= B \sin(At) \quad : \text{trecho 1} \\ \omega_2 &= C \quad : \text{trecho 2} \\ \omega_3 &= D \sin(Et) - F \quad : \text{trecho 3} \end{aligned} \quad (5.8)$$

Aplicando as condições de contorno definidas na eq. (5.7) tem-se que:

$$\begin{aligned} C &= B \sin(A \cdot 0,0425) \\ 0 &= D \sin(E \cdot 0,17) - F \\ C &= D \sin(E \cdot 0,1275) - F \end{aligned} \quad (5.9)$$

Na curva de velocidade angular as derivadas, no final do trecho 1 e início do trecho 3 devem ser nulas, portanto, as soluções podem ser estimadas como,

$$\begin{aligned} \frac{\pi}{2} &= A \cdot 0,0425 \quad : A = 36,959 \\ 2\pi &= E \cdot 0,17 \quad : E = 36,959 \end{aligned} \quad (5.10)$$

Portanto, da eq. (5.9) e (5.10) tem-se que,

$$\begin{aligned}
B &= C \\
F &= 0 \\
D &= -C
\end{aligned} \tag{5.11}$$

Portanto, as velocidades angulares nos trechos 1 a 3 podem ser escritas como,

$$\begin{aligned}
\omega 1 &= C \operatorname{sen}(36,959 t) & : \text{ trecho 1} \\
\omega 2 &= C & : \text{ trecho 2} \\
\omega 3 &= -C \operatorname{sen}(36,959 t) & : \text{ trecho 3}
\end{aligned} \tag{5.12}$$

Das Equações (5.6) e (5.12) tem-se que,

$$C \int_0^{0.0425} \operatorname{sen}(36,96 t) dt + C \int_{0.0425}^{0.1275} dt - C \int_{0.1275}^{0.17} \operatorname{sen}(36,96 t) dt = 2,09439 \tag{5.13}$$

Resolvendo a Eq. (5.13) obtém-se o valor da constante (C), ou seja,

$$C = 15,057$$

Finalmente, as velocidades angulares podem ser escritas como,

$$\begin{aligned}
\omega 1 &= 15,057 \operatorname{sen}(36,959 t) & : \text{ trecho 1} \\
\omega 2 &= 15,057 & : \text{ trecho 2} \\
\omega 3 &= -15,057 \operatorname{sen}(36,959 t) & : \text{ trecho 3}
\end{aligned} \tag{5.14}$$

As acelerações angulares ($\angle$) podem ser obtidas derivando-se a Eq. (5.14), ou seja,

$$\begin{aligned}
\Omega 1 &= 556,493 \cos(36,959 t) & : \text{ trecho 1} \\
\Omega 2 &= 0 & : \text{ trecho 2} \\
\Omega 3 &= -556,493 \cos(36,959 t) & : \text{ trecho 3}
\end{aligned} \tag{5.15}$$

Desta forma a aceleração do movimento não pode ser utilizada dentro do algoritmo proposto para a solução da Eq. (4.14), ou seja, a solução do perfil do came. Como pode ser observado naquela equação os torques aparecem em função do ângulo da articulação. Por isso é necessário definir uma relação entre o tempo (t) e o ângulo (θ).

Integrando a velocidade angular, Eq. (5.14), pode-se determinar o deslocamento angular, que é, em suma, uma relação entre (t e θ). Logo, tem-se que,

$$\begin{aligned}
\theta 1 &= -0,4074 \cos(36,959t) + C1 & : \text{trecho 1} \\
\theta 2 &= 15,057t + C2 & : \text{trecho 2} \\
\theta 3 &= 0,4074 \cos(36,959t) + C3 & : \text{trecho 3}
\end{aligned}
\tag{5.16}$$

As condições iniciais nos trechos analisados são:

$$\begin{aligned}
\theta 1(0) &= 0 \\
\theta 2(0,0425) &= \theta 1(0,0425) \\
\theta 3(0,1275) &= \theta 2(0,1275)
\end{aligned}
\tag{5.17}$$

Utilizando as eqs. (5.17) é possível determinar as constantes de integração, ou seja,

$$\begin{aligned}
C1 &= 0,4074 \\
C2 &= -0,2325 \\
C3 &= 1,687
\end{aligned}$$

Finalmente, as equações dos deslocamentos angulares podem ser escritas como,

$$\begin{aligned}
\theta 1 &= -0,4074 \cos(36,959t) + 0,4074 & : \text{trecho 1} \\
\theta 2 &= 15,057t - 0,2325 & : \text{trecho 2} \\
\theta 3 &= 0,4074 \cos(36,959t) + 1,687 & : \text{trecho 3}
\end{aligned}
\tag{5.18}$$

Da Equação (5.18) pode-se, finalmente, determinar t em função de θ nos trechos analisados, ou seja,

$$\begin{aligned}
t1 &= 0,02706 \cos^{-1}(1 - 2,455 \theta 1) & : \text{trecho 1} \\
t2 &= 0,0664 \theta 2 + 0,01544 & : \text{trecho 2} \\
t3 &= 0,02706 \cos^{-1}(2,455 \theta 3 - 4,1411) & : \text{trecho 3}
\end{aligned}
\tag{5.19}$$

Desta forma, pode-se calcular a aceleração angular do movimento para cada valor do ângulo θ , estimando (t) da Eq. (5.19) e substituindo na Eq. (5.15). Isto permite que, conhecidos os momentos de inércia do mecanismo, sejam calculados os valores dos torques devidos à inércia do mecanismo que deverão ser compensados no projeto do came, conforme descrito no capítulo IV.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS

No capítulo V foi mostrada a metodologia utilizada para projetar e construir um dispositivo para obter o torque disponível na articulação do cotovelo. Paralelamente, foram apresentados os procedimentos para a obtenção da curva de torque e os procedimentos para a estimativa de um padrão de aceleração para um remador. Os níveis de torque, aceleração e inércia foram utilizados em uma simulação, com o objetivo de avaliar o projeto do sistema de geração de resistência proposto.

Neste capítulo são apresentadas as curvas de calibração da célula de carga e do braço de alavanca. Estas relações são utilizadas para avaliar a curva de torque do bíceps de um voluntário.

É importante ressaltar que este trabalho de pesquisa foi submetido à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia. Porém, deve-se destacar que todos os testes de laboratório não utilizaram voluntários, sendo realizados pelos próprios responsáveis por esta pesquisa.

Além da curva de torque disponível do bíceps, estima-se um padrão de aceleração de um praticante de remo, que é uma atividade esportiva que utiliza entre outros grupos musculares, o bíceps. Neste caso, este perfil de aceleração será utilizado para estimar uma curva de came, considerando ainda os efeitos de inércia dos elementos do mecanismo.

Neste capítulo é mostrado o projeto dos elementos do mecanismo proposto que foi avaliado através da simulação em ambiente Adam's.

6.1 Curva de calibração da célula de carga

A célula de carga da Kratos de capacidade 200 Kgf foi fixada no torquímetro construído. O sinal da célula é condicionado por uma ponte de wheatstone da Sodmex. A análise foi feita com a ponte balanceada, alimentada com 5 Vdc. O sinal de saída em (mV) é

proporcional à carga aplicada. A figura 5.17 mostra o suporte utilizado para determinar a curva de calibração da célula de carga. Foram utilizados 05 pesos totalizando uma força de 55 Kgf no prato e 166 Kgf no ponto de fixação da célula de carga, uma vez que, a relação entre os braços de momento é de 3:1. A tabela 6.1 mostra a relação entre as cargas aplicadas e o sinal obtido na saída da ponte de wheatstone durante a aplicação da carga e a tabela 6.2 mostra a mesma análise durante o descarregamento. As figuras 6.1 e 6.2 mostram as retas de calibração obtidas para o carregamento e descarregamento.

Tabela 6.1 – Sinais de saída da ponte de wheatstone para o carregamento.

Carregamento			
Peso (g)	Peso Acum. (g)	Peso Corrig. (g)	Sinal (mV)
5015	5015	15.128,6	43,0
5046	10061	30.350,7	87,5
4969	15030	45.340,5	131,5
10041	25071	75.630,9	220,0
10091	35162	106.072,0	309,4
19881	55043	166.046,4	483,7

Tabela 6.2 – Sinais de saída da ponte de wheatstone para o descarregamento.

Descarregamento			
Peso (g)	Peso Acum.(g)	Peso Corrig. (g)	Sinal (mV)
55043	55043	166046,4	484,3
-19881	35162	106072,0	310,0
-10091	25071	75630,9	220,8
-10041	15030	45340,5	132,6
-4969	10061	30350,7	88,4
-5046	5015	15128,6	43,8

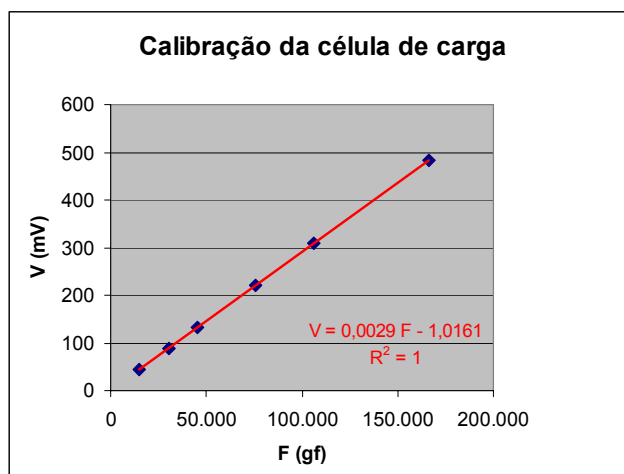


Figura 6.1 – Curva de calibração da célula de carga para o carregamento.

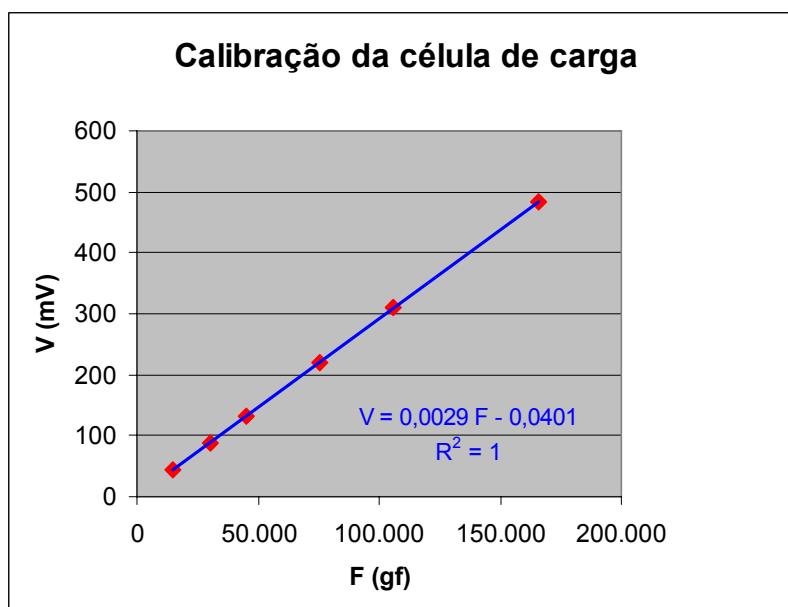


Figura 6.2– Curva de calibração da célula de carga para o descarregamento.

Através da análise das curvas de calibração, mostradas nas figuras 6.3 e 6.4 foi obtida uma curva média de calibração para a célula de carga, ou seja,

$$V = 0,0029 F - 0,53 \quad (6.1)$$

Onde V é medido em (mV) e F em (gf).

Em termos de voltagem (mV), a força em (N) pode ser deduzida da eq. 6.1, ou seja,

$$F = 3,86 V - 0,0186 \quad (6.2)$$

6.2 Curva de calibração do braço

As figuras 5.20 e 5.21 mostram as configurações utilizadas para calibrar o braço de alavanca que foi utilizado para determinar a curva de torque. Foi utilizada uma carga total de 10,541 Kgf posicionada em várias distâncias no braço. Para cada distância definida, o sinal de saída da célula de carga era medido em termos de voltagem (mV). Este sinal era transformado em unidades de força utilizando a eq. 6.2. A tabela 6.3 mostra as posições analisadas, os sinais de força medidos e o valor determinado para o braço pela eq. 5.4.

Tabela 6.3 – Sinais de calibração para o braço do torquímetro.

Posição (p) (mm)	F (mV)	F (gf)	Braço (B) (mm)
100	14,6557	4,870965	216,4048
200	31,1388	10,55483	199,7379
250	39,4041	13,40496	196,5877
300	47,7953	16,29849	194,0241
350	56,0389	19,14113	192,7446
450	73,5585	25,18242	188,3636
500	82,2571	28,18196	187,0168
550	89,4917	30,67666	188,9889

A figura 6.3 mostra a curva de calibração obtida para o braço do torquímetro. A relação entre o braço (B) e a posição de aplicação da carga (p) define a curva de calibração do braço para qualquer ponto de empunhadura regulado. A curva de calibração e o respectivo coeficiente de correlação são mostrados na figura 6.3. A curva de calibração ajustada para o braço é dada por,

$$B = 4E - 09 p^4 - 6E - 06 p^3 + 0,0031 p^2 - 0,7484 p + 265,55 \quad (6.3)$$

Analisando a eq. (6.3) e figura 6.3 observa-se um erro relativo de aproximadamente 13% entre o mínimo valor do braço e o máximo valor do braço. A curva de calibração definida pela eq. (6.3) minimiza os erros na curva de torque disponível obtida dos ensaios, corrigindo as não-linearidades do conjunto.

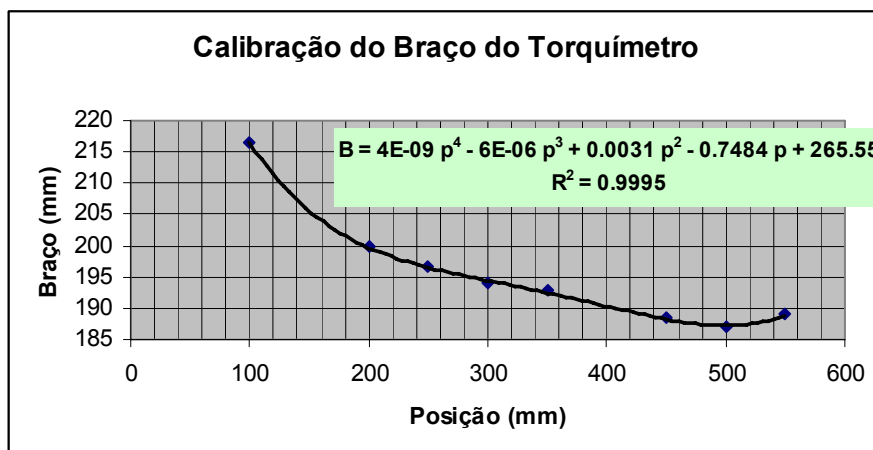


Figura 6.3– Curva de calibração para o braço do torquímetro.

6.3 Determinação das curvas de torque disponível

A figura 6.4 mostra o voluntário posicionado no equipamento, realizando um teste em um ângulo pré-determinado. É interessante notar a posição adotada para o posicionamento do braço, formando um ângulo reto com o tórax, que retira a vantagem mecânica de outros grupamentos musculares da articulação do cotovelo, permitindo uma maior precisão na obtenção dos valores de torque.



Figura 6.4 – Voluntário posicionado e aplicando esforço máximo no torquímetro em um ângulo pré-determinado.

Para a realização dos ensaios, foi utilizado o protocolo de testes e os ajustes definidos no capítulo V. A regulação do comprimento do braço através do posicionamento do fulcro da articulação do cotovelo, na linha de referência do eixo, foi de **366 mm**, posição(p). Substituindo este valor na eq. (6.3) obtém-se o braço do torquímetro (B) de **184,5 mm**.

O esforço foi aplicado tomando-se o cuidado de manter o tronco reto com os pés bem apoiados no solo. A inclinação do tronco era mantida constante através de marcas de referência, que eram conferidas durante a execução dos testes, conforme mostrado na fig. 6.5.

De acordo com o protocolo definido no capítulo V, os testes foram realizados em dois dias consecutivos, onde foram extraídas 13 curvas de torque versus tempo, variando os ângulos de 0° a 120° em incrementos de 10°. A figura 6.6 mostra as curvas de torque para os ângulos 0°, 20°, 40° e 60°, a figura 6.7 mostra as curvas de torque para os ângulos 30°, 50°, 70° e 90° e a figura 6.8 mostra as curvas de torque para os ângulos 80°, 100°, 110° e 120°. Os torques mostrados nestas figuras já foram convertidos para (N m) utilizando a eq. 6.2 e o valor estimado para o braço do torquímetro ($B = 184,5$ mm). Neste caso, os torques são calculados por,

$$T = F \cdot B \quad (\text{N m}) \quad (6.4)$$

Pode-se observar em todas as curvas de torque, mostradas nas figuras 6.6, 6.7 e 6.8, um degrau que representa o momento em que o voluntário aplica o esforço máximo no braço do torquímetro. Este tempo de esforço máximo é uma particularidade de cada pessoa e observa-se que para este voluntário o tempo médio de aplicação de esforço máximo foi da ordem de **4s**. Nesta faixa de torque máximo os valores variam entre valores máximos e mínimos conforme a resistência muscular. Observam-se nos sinais níveis de ruído devido a sensibilidade da célula de carga e da instrumentação utilizada.

Os valores de torque máximo poderiam ser estimados a partir dos valores máximos alcançados nesta faixa. Porém, neste trabalho, devido aos ruídos do sinal, o valor do torque máximo foi obtido através de uma curva interpolada nesta região. Este procedimento foi descrito no capítulo V.

As figuras 6.9, 6.10 e 6.11 mostram os pontos medidos, na faixa de torque máximo, para os mesmos ângulos mostrados nas curvas das figuras 6.6, 6.7 e 6.8, respectivamente. Nestes pontos, são mostradas as curvas interpoladas e os coeficientes de correlação. Observam-se nas figuras 6.9, 6.10 e 6.11 que as curvas ajustadas são polinômios de 5ª ordem e o coeficiente de correlação, em média, foi de 0,91.

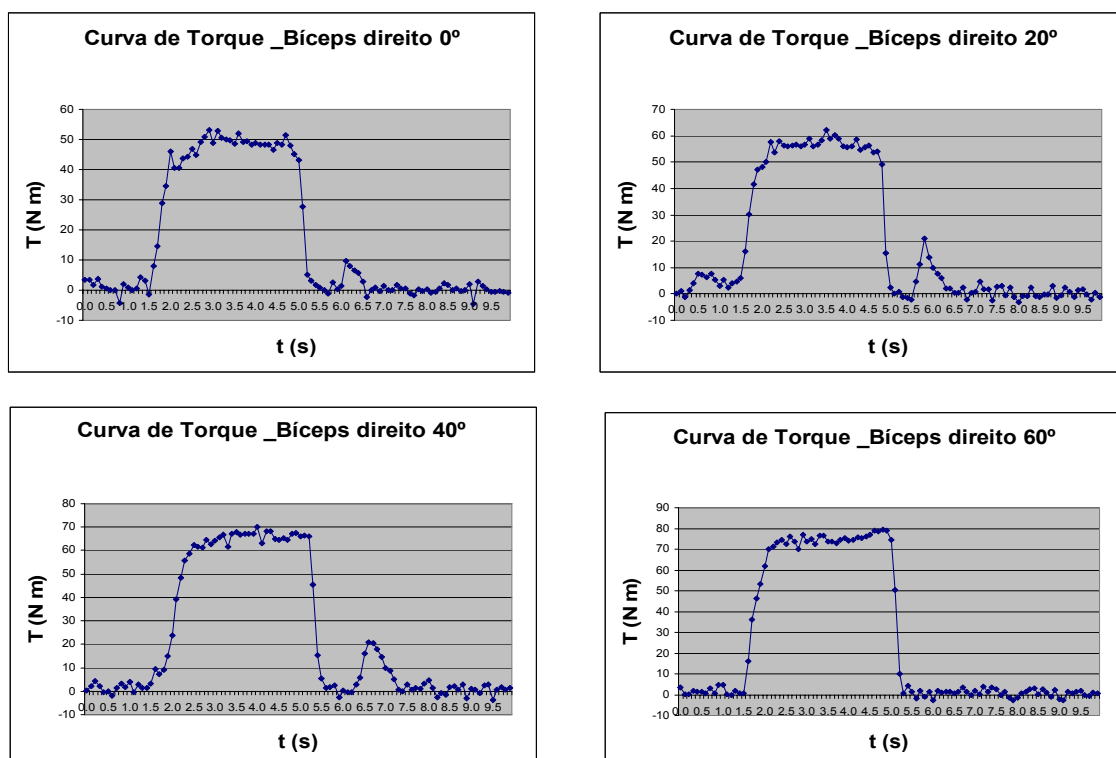


Figura 6.6 – Curvas de torque versus tempo para os ângulos de 0°, 20°, 40° e 60°.

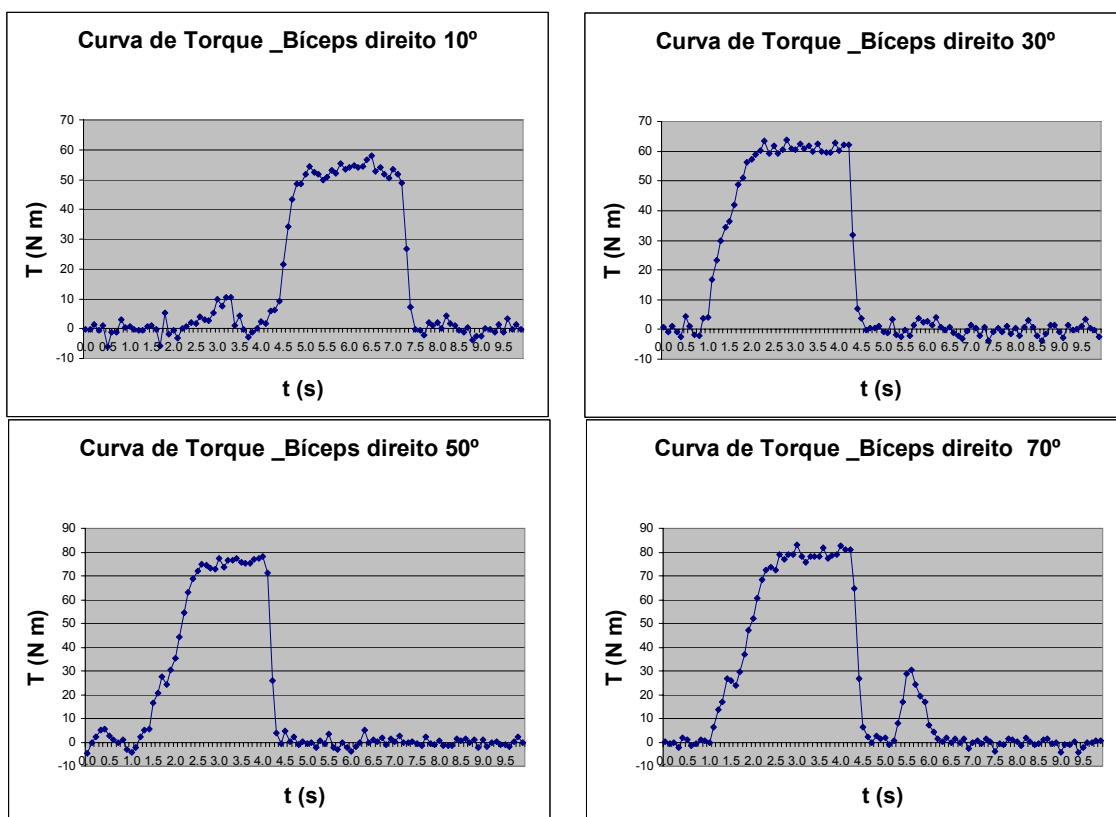


Figura 6.7 – Curvas de torque versus tempo para os ângulos de 30°, 50°, 70° e 90°.

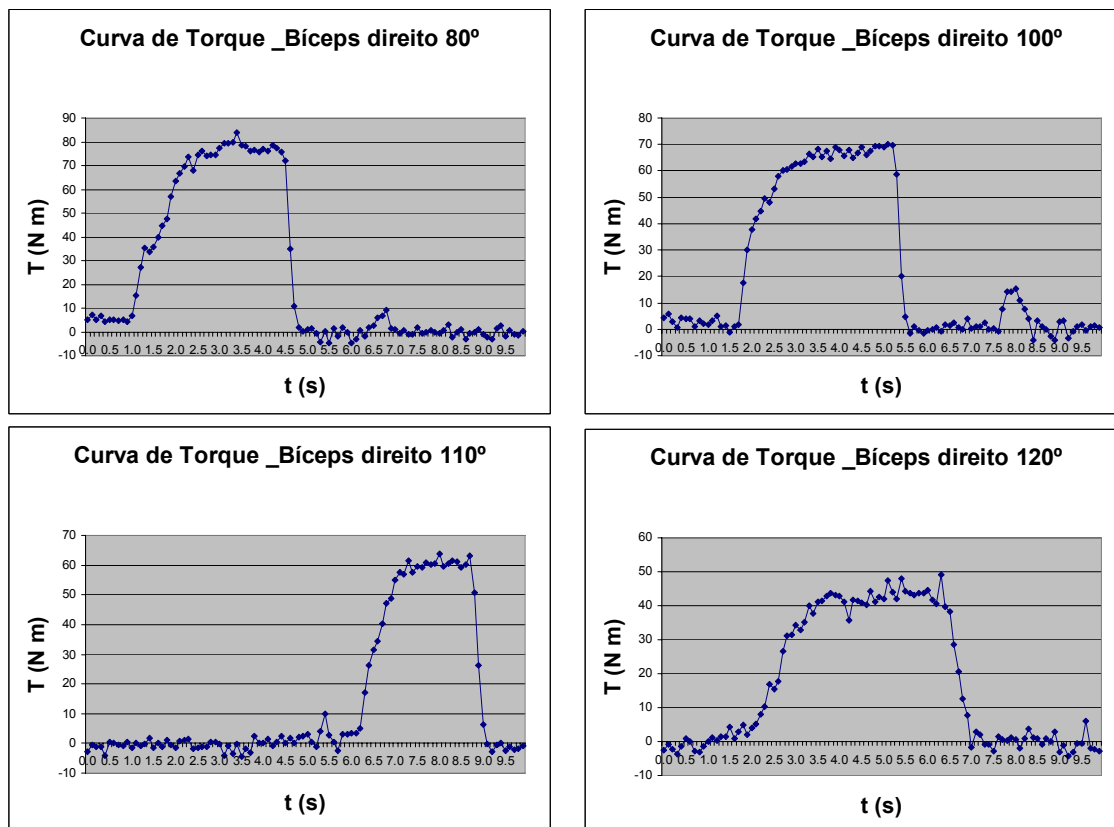


Figura 6.8 – Curvas de torque versus tempo para os ângulos de 80°, 100°, 110° e 120°.

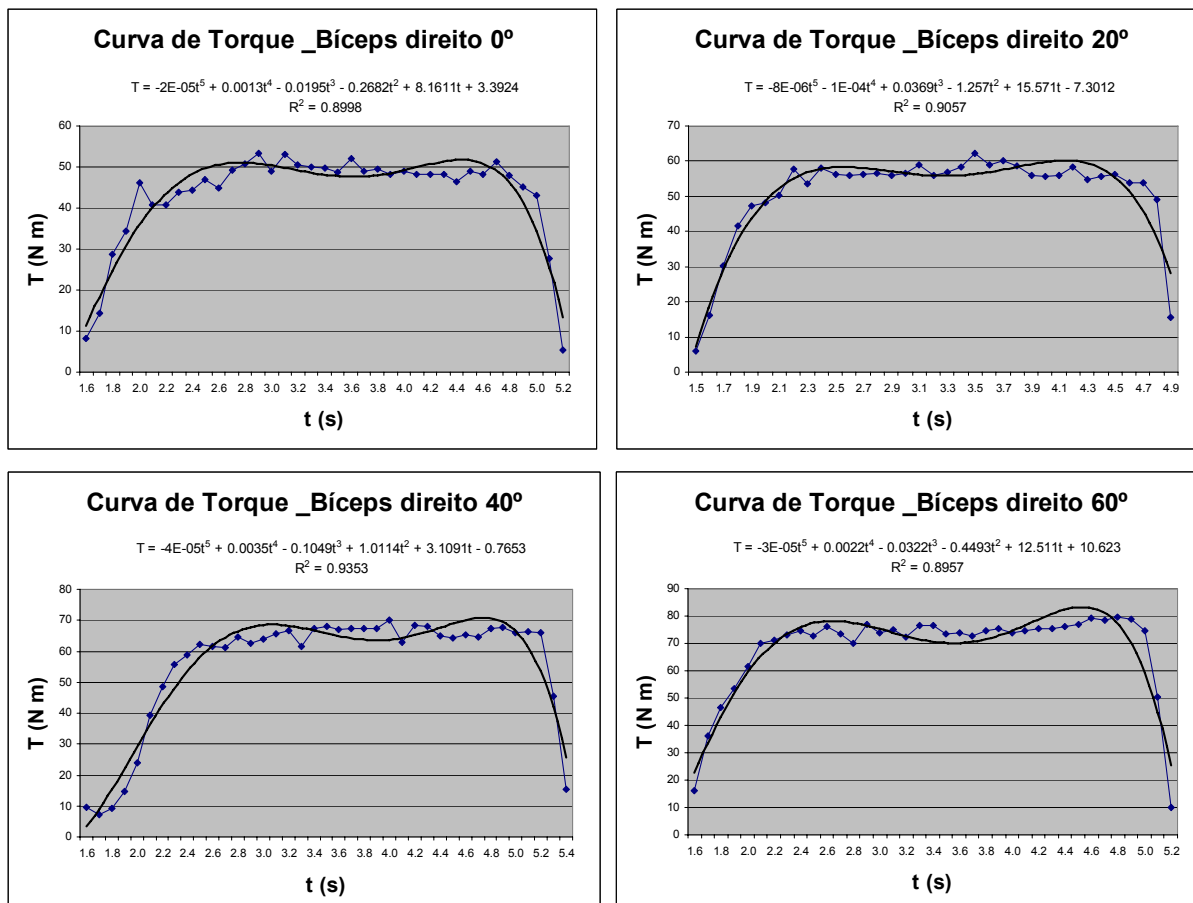


Figura 6.9 – Faixa de torque máximo e ajuste de curvas - Ângulos de 0°, 20°, 40° e 60°.

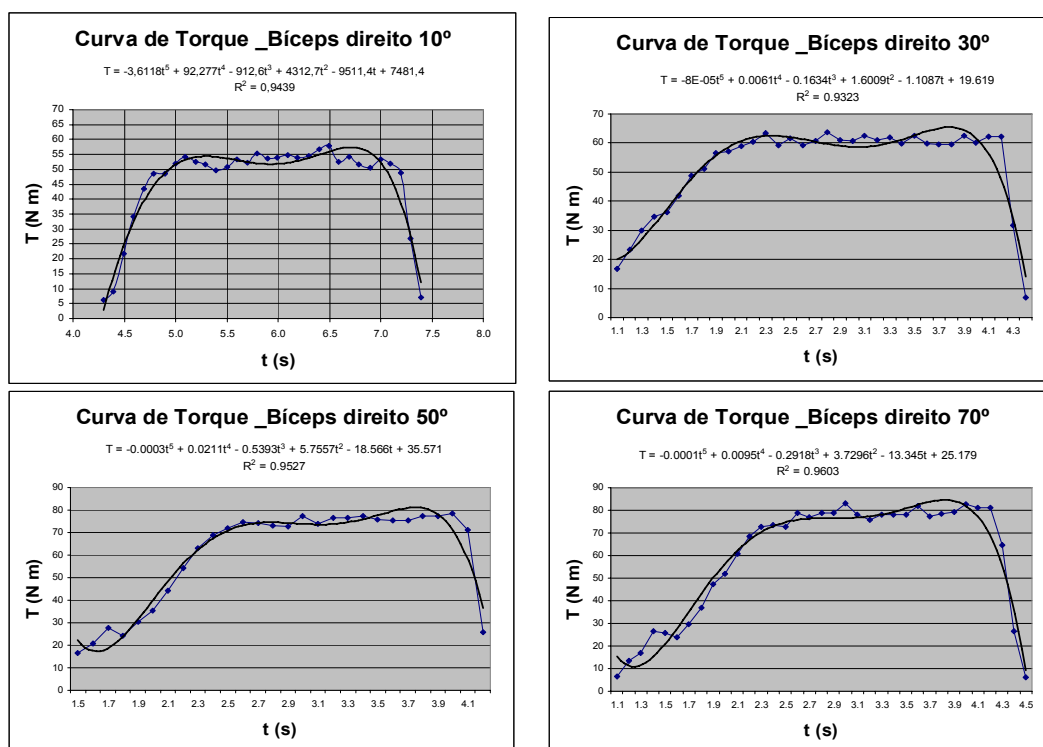


Figura 6.10 – Faixa de torque máximo e ajuste de curvas- Ângulos de 10°, 30°, 50° e 70°.

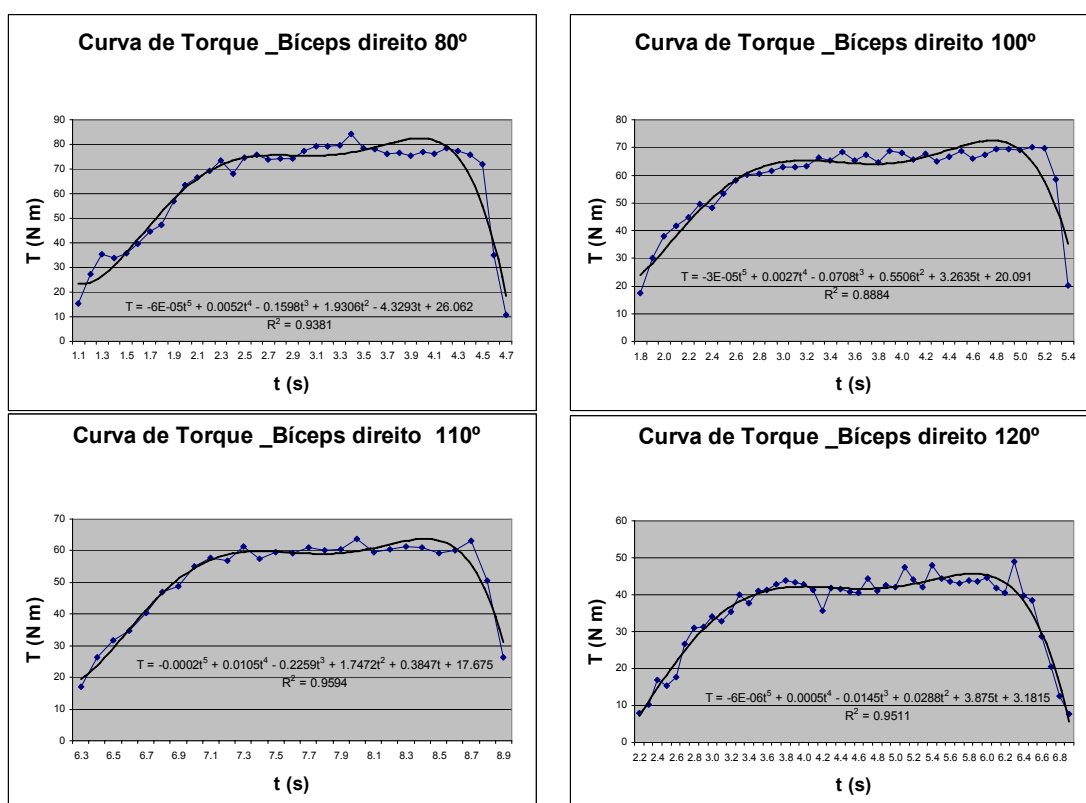


Figura 6.11 – Faixa de torque máximo e ajuste de curvas- Ângulos de 80°, 100°, 110° e 120°.

Como descrito no capítulo V, os testes foram realizados em dois dias consecutivos, ou seja, no primeiro dia foram realizadas 8 medidas de 0° a 120°, com ângulos espaçados de 20°. No segundo dia foram realizadas 6 medidas de 10° a 110°, com ângulos espaçados de 20°. No segundo dia foi realizado um outro ensaio de controle, com o ângulo do braço em 100°. Este teste de controle serviu para avaliar uma eventual diferença de performance entre os ensaios realizados no primeiro dia e no segundo dia.

A figura 6.12 mostra estas duas curvas de torque obtidas no primeiro dia e segundo dia. Pode-se observar na figura 6.12 que a faixa de torque máximo nos dois dias foi da ordem de 68 N m. Esta informação indicava que as condições musculares do voluntário avaliado foram compatíveis nos dois dias de testes, indicando uma maior confiabilidade nos resultados. Utilizando todas as curvas interpoladas aos dados experimentais foram determinados os valores de máximo torque nas faixas analisadas, conforme metodologia descrita no capítulo V. Utilizando os valores de torque máximo, pode-se finalmente obter uma curva relacionada aos valores de máximo torque em função do ângulo da articulação do cotovelo. De maneira similar aos dados analisados pode-se ajustar uma curva a estes pontos e finalmente obter a curva de torque máximo do bíceps do voluntário, como mostrado na figura 6.13.

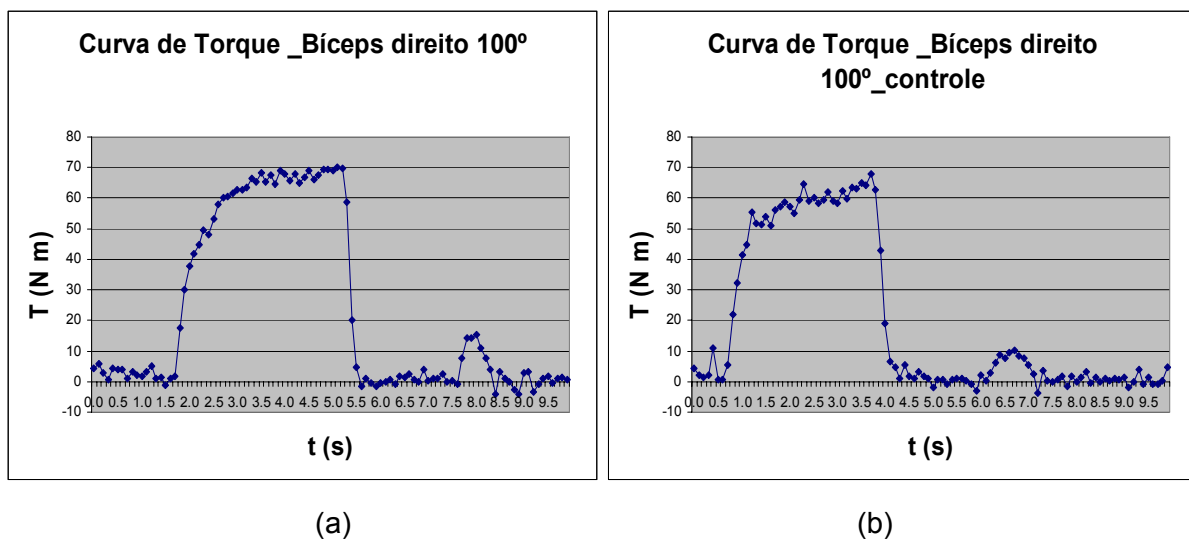


Figura 6.12 – Curvas de torque para o ângulo de 100°. a) Valor medido no primeiro dia e b) Valor de controle medido no segundo dia.

Portanto, a equação de torque máximo do bíceps para o voluntário testado é dada por,

$$Tm = 4E - 8\theta^5 - 1E - 5\theta^4 + 0,0008 \theta^3 - 0,0238 \theta^2 + 0,5864 \theta + 51,568 \quad (6.5)$$

Na eq. 6.5 o torque está em (N m) e o ângulo em (graus). Esta equação escrita com o ângulo em (rd) e o torque em (N m) pode ser escrita como,

$$Tm = 22,086\theta^5 - 104,84\theta^4 + 152,88\theta^3 - 78,12\theta^2 + 33,599\theta + 51,568 \quad (6.6)$$

Observa-se na figura 6.13 que o torque máximo alcançado pela musculatura da articulação do cotovelo foi da ordem de 82 N m no ângulo de aproximadamente 78°. O valor do torque mínimo (51,6 N m) acontece para o ângulo de articulação 0°, ou seja, o voluntário exerce força na posição do braço completamente estendido. O nível de torque é crescente até 78° e a seguir diminui até 58 N m, no ângulo máximo onde é possível aplicar força, no caso, 120°.

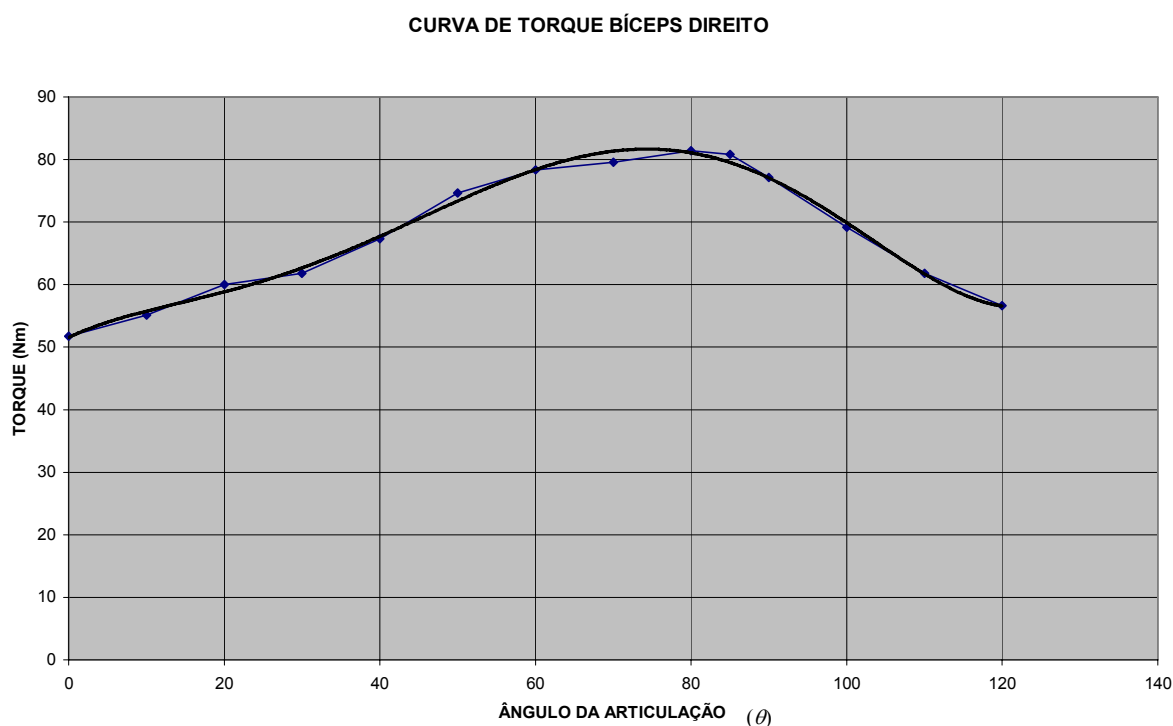


Figura 6.13 – Curva de torque máximo do bíceps para o voluntário testado.

6.4 Simulação do mecanismo proposto

Como mostrado no capítulo IV, os elementos do dispositivo de geração de resistência proposto são, basicamente, uma mola de compressão, um came e um seguidor.

O projeto deste dispositivo foi direcionado, neste trabalho, para a aplicação em equipamentos de treinamento dos músculos da articulação do cotovelo. Portanto, de posse

da curva de torque disponível real do bíceps é possível estimar a curva do came. Este perfil do came pode ser determinado considerando os efeitos de inércia do mecanismo de acordo com um perfil de velocidade e aceleração pré-determinado para a contração muscular. Neste trabalho, foi proposto, como exemplo, um perfil de velocidade e aceleração na articulação do cotovelo de um remador.

6.4.1 Especificação da mola de compressão

Como o objetivo foi simular e avaliar o dispositivo de resistência proposto, considerando-o adaptado na estrutura do torquímetro construído, visando avaliar a curva do bíceps, foram consideradas as dimensões do torquímetro como base ou referência para as dimensões da mola, do came e do seguidor. Neste caso, foi utilizada como base do projeto uma mola helicoidal de compressão (com perfil linear) usada na indústria automobilística, mostrada na fig. 6.14. A mola possui as seguintes características:

- Mola em esquadro com 11 espiras
- Diâmetro do arame: 10 mm
- Comprimento livre: 340 mm
- Diâmetro externo: 103 mm

Para estimar a curva do came é preciso avaliar a constante da mola. Para isto, a mola foi ensaiada em uma máquina universal de ensaios da MTS de capacidade 250 KN. Foi aplicada uma carga de compressão a uma taxa aproximada de 8 N/mm. Foram adquiridos os sinais de força e deslocamento da mola em função do tempo, em três ensaios consecutivos. A fig. 6.15 mostra a tela do programa de controle e aquisição de dados da MTS.

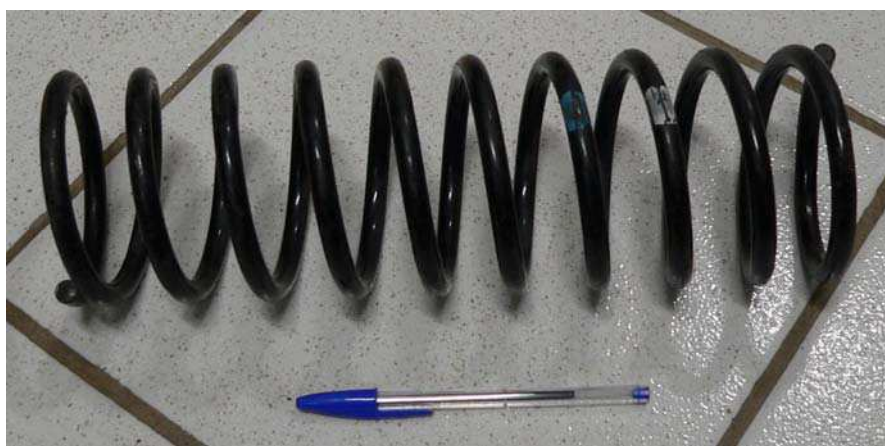


Figura 6.14 – Mola helicoidal de compressão adotada no projeto.

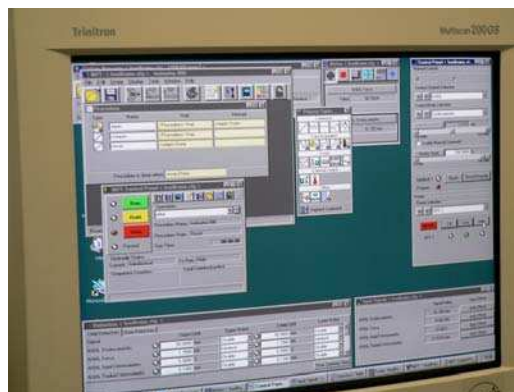


Figura 6.15 – Tela do programa de aquisição dos sinais da MTS.

A figura 6.16 mostra um dos ensaios realizados com a mola helicoidal de compressão e a reta de calibração obtida para os pontos medidos. A constante da mola é aproximadamente igual ao coeficiente angular desta reta de calibração. Portanto, a constante da mola média obtida de todos os ensaios foi de **14,691 N/mm (14691 N/m)**.

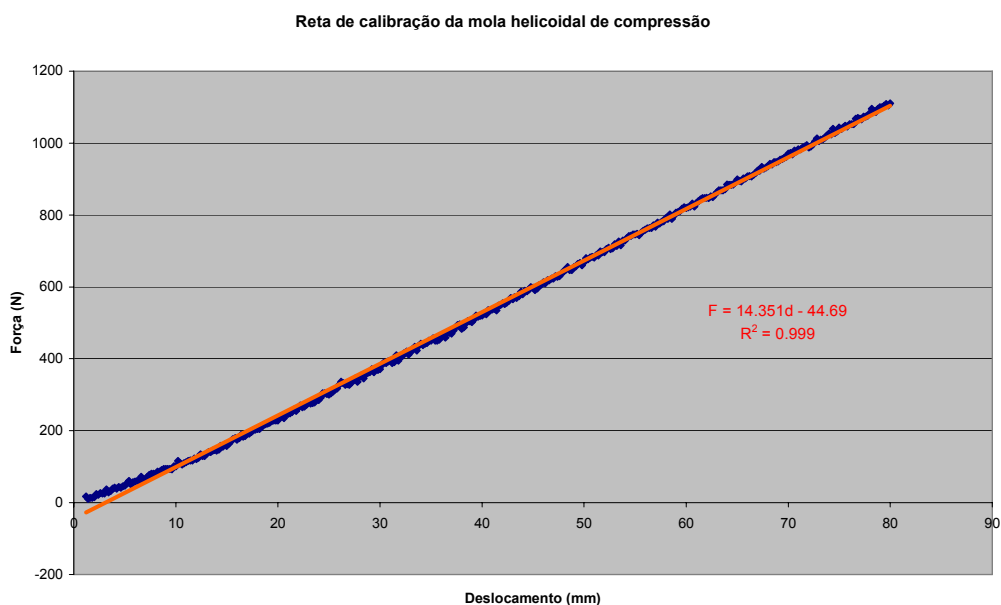


Figura 6.16 – Reta de calibração para um dos ensaios feitos na mola helicoidal de compressão.

6.4.2 Curva do came simulada

No capítulo IV estabeleceu-se uma relação entre o torque disponível ($Tm(\theta)$) que o músculo pode produzir em cada posição angular (θ) do movimento articular, com o torque resistente ($Tr(\theta)$) produzido pela ação da mola sobre o came em cada posição angular (θ) e com ($Ti(\theta)$), que representa a somatória dos torques de inércia produzidos pelo deslocamento do mecanismo came-seguidor-mola-braço, submetido às acelerações impostas pelo movimento, desta forma:

$$Tm(\theta) = Tr(\theta) + Ti(\theta) \quad (6.7)$$

Considerando a força da mola atuando no seguidor em contato com o came, como mostrado na figura 4.3, a equação final discreta para a determinação do torque disponível foi definida como,

$$Tm(\theta) = (Fe_i R) \sin \alpha \cdot \cos \alpha + K(\sin \alpha \cdot \cos \alpha \cdot R^2 \tan \alpha) \Delta \theta + Ti(\theta) \quad (6.8)$$

A equação (6.8) foi solucionada numericamente considerando um raio inicial (R) do came, um deslocamento angular inicial nulo, uma pré-carga da mola conhecida em função de uma constante de mola pré-definida e o valor do torque de inércia ($Ti(\theta)$) para cada valor de deslocamento angular.

Estes parâmetros foram definidos a partir do projeto dos elementos do mecanismo proposto.

O perfil do came será projetado, em função do valor conhecido do torque disponível do músculo ($Tm(\theta)$), dado pela equação (6.6) e mostrado na figura 6.11.

6.4.2.1 Estimativa da pré-carga na mola

Na condição inicial ($\theta = 0$), o torque de inércia $Ti(\theta)$ é nulo, uma vez que, a aceleração angular é nula. Utilizando a eq. (6.6) e a eq. (6.7) para θ nulo e supondo uma variação angular pequena ($\Delta \theta \cong 0$), tem-se que,

$$51,568 = Fe_i R \sin \alpha \cdot \cos \alpha \quad (6.9)$$

Neste ponto de partida os valores considerados no projeto foram,

$$\alpha_i = 0,235367 \text{ rd} = 13,486 \text{ graus}$$

$$R_i = 0,23 \text{ m (Raio primitivo do came, dado pela distância entre os centros do came e do seguidor)}$$

$$K = 14691 \text{ N/m}$$

Portanto, utilizando os valores iniciais de projeto definidos anteriormente e aplicados na eq. (6.9), pode-se concluir que a pré-carga da mola, na condição inicial, é dada por:

$$Fe_i = 988,7 \text{ N}$$

Observa-se que este valor corresponde a um deslocamento de aproximadamente 67 mm. O deslocamento possível desta mola é de 230 mm. Portanto, a pré-carga é compatível com o projeto e com a mola especificada.

Utilizando as condições iniciais definidas, para (Fei) , (K) e conhecendo-se o valor do torque de inércia $T_i((\theta))$ é possível obter o perfil do came, utilizando a eq. (6.8).

O perfil do came é obtido através dos valores de R , θ que são incrementados na eq. (6.8) e que a tornam verdadeira para um valor pré-definido do ângulo de pressão (α) .

6.4.2.2 Estimativa do momento de inércia

Como comentado anteriormente, neste trabalho, o dispositivo de resistência foi projetado para ser adaptado ao chassi do torquímetro construído. Por isso, deve-se determinar o momento de inércia de todos os elementos mecânicos que influenciam o torque de inércia, ou seja, que possuem momento de inércia em torno do eixo de rotação do dispositivo. Para a estimativa desta inércia, uma curva de came similar à utilizada no capítulo V foi simulada no programa ADAM'S. Todo o conjunto mola-came-seguidor foi acoplado ao modelo dos braços simétricos do torquímetro. Foram utilizadas as propriedades mecânicas do aço na simulação (Shigley et al., 2006). A figura 6.17 mostra o modelo gerado no Programa ADAM'S para a estimativa do momento de inércia do conjunto.

Foram efetuados ajustes na estrutura do came através da remoção e adição de massa, com o objetivo de fazer com que o centro de massa coincida com o centro de rotação do conjunto mola-came-seguidor-braços. Após estes ajustes obteve-se, na simulação, o valor aproximado para o momento de inércia na direção z, ou seja,

$$I_{zz} = 0.085 \text{ Kg.m}^2$$

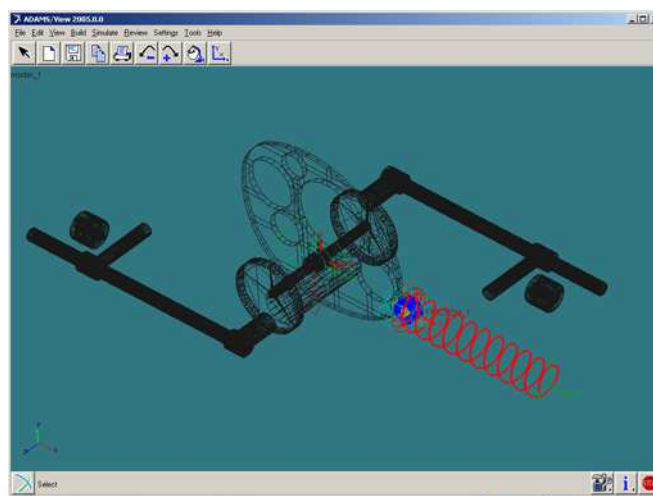


Figura 6.17 – Modelo gerado no Programa ADAM'S para a estimativa do momento de inércia do conjunto.

6.4.2.3 Estimativa do torque de inércia

Neste trabalho, a influência do torque de inércia no perfil do came a ser determinado foi avaliada considerando a modalidade de treinamento de remo, ver fig. 5.26. Neste caso, foi mostrado no capítulo V, a metodologia para a estimativa da aceleração angular do movimento. Para utilização no algoritmo proposto utilizado na solução do perfil do came, as acelerações angulares do movimento foram definidas como,

$$\begin{aligned}\bar{\alpha} 1 &= 556,493 \cos(36,959t) & : \text{trecho 1} \\ \bar{\alpha} 2 &= 0 & : \text{trecho 2} \\ \bar{\alpha} 3 &= -556,493 \cos(36,959t) & : \text{trecho 3}\end{aligned}\tag{6.10}$$

Os valores dos tempos (t) foi determinado em função do ângulo θ , ou seja,

$$\begin{aligned}t1 &= 0,02706 \cos^{-1}(1 - 2,455 \theta 1) & : \text{trecho 1} \\ t2 &= 0,0664 \theta 2 + 0,01544 & : \text{trecho 2} \\ t3 &= 0,02706 \cos^{-1}(2,455 \theta 3 - 4,1411) & : \text{trecho 3}\end{aligned}\tag{6.11}$$

Utilizando o momento de inércia estimado na seção 6.4.2.1 é possível obter o torque de inércia ($Ti(\theta)$) para o treinamento do bíceps na modalidade de remo, ou seja,

$$\begin{aligned}Ti &= I_z \bar{\alpha} 1 = 47,302 \cos(36,959t) : \text{trecho 1} \\ Ti &= I_z \bar{\alpha} 2 = 0 : \text{trecho 2} \\ Ti &= I_z \bar{\alpha} 3 = -47,302 \cos(36,959t) : \text{trecho 3}\end{aligned}\tag{6.12}$$

6.4.2.4 Estimativa do Perfil do came

Considerando as eqs. (6.6) e (6.8), o valor da pré-carga da mola e da constante da mola, é possível obter uma relação final entre o ângulo de pressão (α), o ângulo de rotação do came (θ) e o raio do came (R). Portanto, o perfil do came, sem considerar o efeito do torque de inércia, pode ser obtido solucionando numericamente a seguinte equação,

$$\begin{aligned}22,086\theta^5 - 104,84\theta^4 + 152,88\theta^3 - 78,12\theta^2 + 33,599\theta + 51,568 = \\ 988,7 R \sin \alpha \cos \alpha + 14691 R^2 \Delta \theta (\sin \alpha \cos \alpha \tan \alpha)\end{aligned}\tag{6.13}$$

Considerando o efeito do torque de inércia, a eq. (6.12) deve ser inserida na eq. (6.13), ou seja,

$$\begin{aligned}
& 22,086\theta^5 - 104,84\theta^4 + 152,88\theta^3 - 78,12\theta^2 + 33,599\theta + 51,568 = \\
& 988,7 R \sin\alpha \cos\alpha + 14691 R^2 \Delta\theta(\sin\alpha \cos\alpha \tan\alpha) + \\
& 0,1414 \times 910,69 \cos[36,96 (0,027056 \cos^{-1}(1-1,515\theta))]
\end{aligned} \tag{6.14}$$

Nas equações (6.13) e (6.14) os ângulos são medidos em radianos e o raio do came (R) é medido em metros.

Utilizando o algoritmo, desenvolvido em ambiente Matlab, obteve-se o perfil do came sem considerar o efeito da inércia e considerando o efeito da inércia, definido pelas eqs. (6.13) e (6.14), respectivamente.

A figura 6.18 mostra as duas curvas obtidas, com e sem o efeito da inércia, plotadas em coordenadas polares. Nos apêndices I e II são mostradas as tabelas com os pontos estimados para os perfis do came em coordenadas cartesianas, com e sem o efeito da inércia, respectivamente.

Na figura 6.18 a curva em vermelho representa o came sem o efeito da inércia e a curva em azul representa o came com o efeito da inércia. As figuras 6.19, 6.20 e 6.21 indicam, respectivamente, o deslocamentos angular, a velocidade angular e a aceleração angular utilizada como referência para a estimativa do torque de inércia e que foram inseridos no algoritmo desenvolvido.

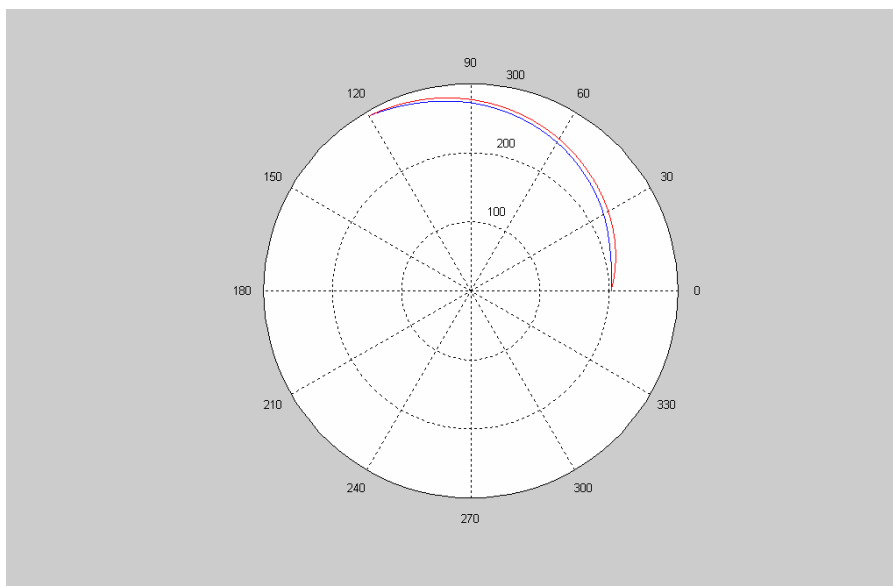


Figura 6.18 – Perfis de came projetados, com e sem o efeito da inércia, em coordenadas polares.

Uma análise dos perfis de came gerados pelo programa para as duas situações, conforme mostrado na figura 6.18, considerando ou não a influência da inércia, permite

constatar que o mecanismo é capaz de controlar os efeitos da inércia diminuindo ou aumentando o valor do ângulo de pressão, conforme o caso.

No início da fase concêntrica da contração muscular, quando a velocidade do sistema é igual a zero, deve-se vencer a inércia para acelerar até uma determinada velocidade. Durante este período a inércia produz resistência ao movimento, requerendo assim a produção de alguma força pelo músculo. Como parte, ou até mesmo, toda a força disponível neste período já é consumida no trabalho de aceleração, o valor do ângulo de pressão do came fica menor do que aquele observado no caso em que não foi considerada a massa do sistema.

Por outro lado, no final da fase concêntrica, as forças de inércia vão facilitar a continuidade do movimento. Sem um dispositivo de controle não seria exigido um trabalho muscular proporcional à sua capacidade nesta fase do exercício.

Para corrigir isto, o algoritmo corrige o perfil do came, desta vez aumentando o ângulo de pressão, de forma a aumentar a taxa de deformação da mola para compensar mais uma vez um efeito da inércia, mantendo sempre a resistência produzida pela máquina proporcional à capacidade de geração do torque.

Efeito semelhante pode ser observado na fase excêntrica, sendo que os níveis de resistência produzidos pelo mecanismo serão menores devido à dissipação de energia por atrito. Este fato é comum a todos os dispositivos passivos, porém, o mecanismo proposto reduz o problema por não apresentar peças que provoquem arraste.

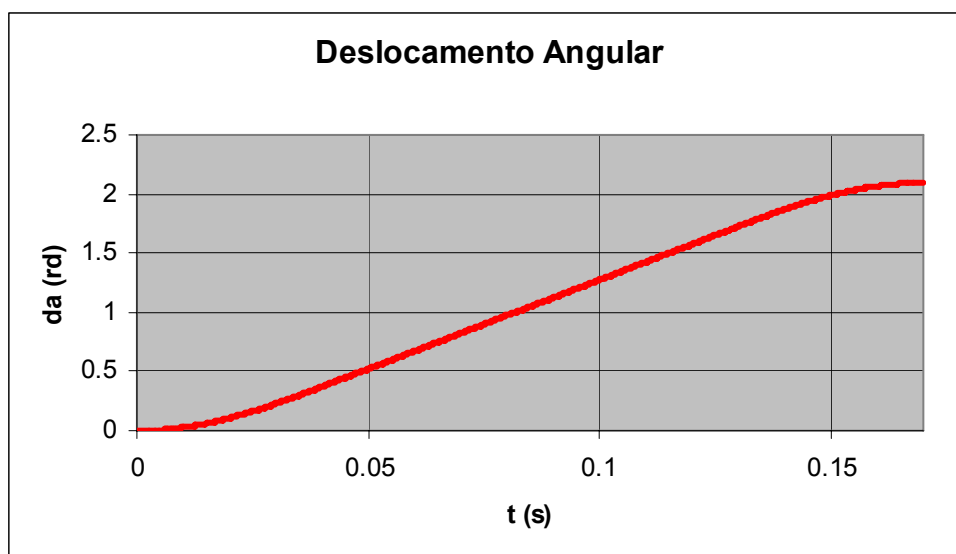


Figura 6.19 – Deslocamento angular utilizado como exemplo na modalidade de treinamento do remo.

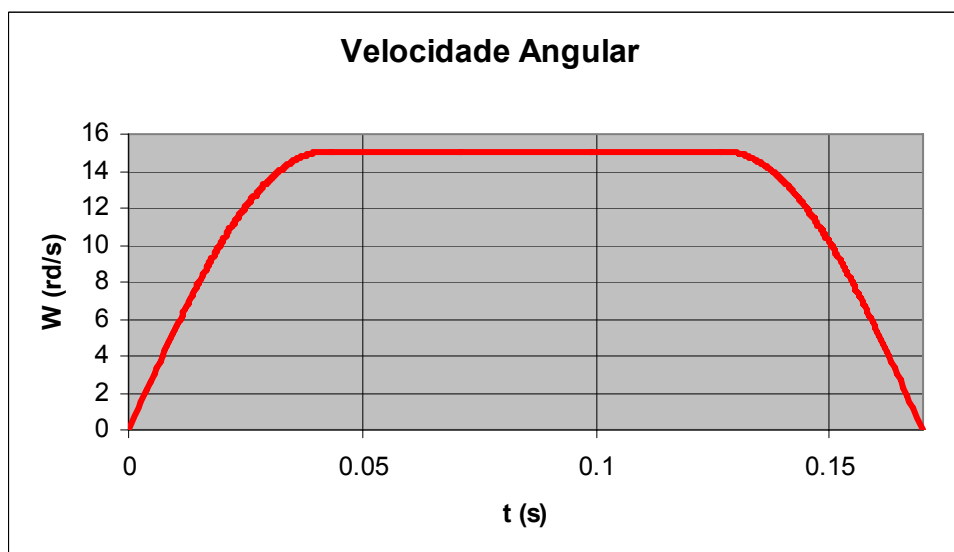


Figura 6.20 – Velocidade angular utilizada como exemplo na modalidade de treinamento do remo.

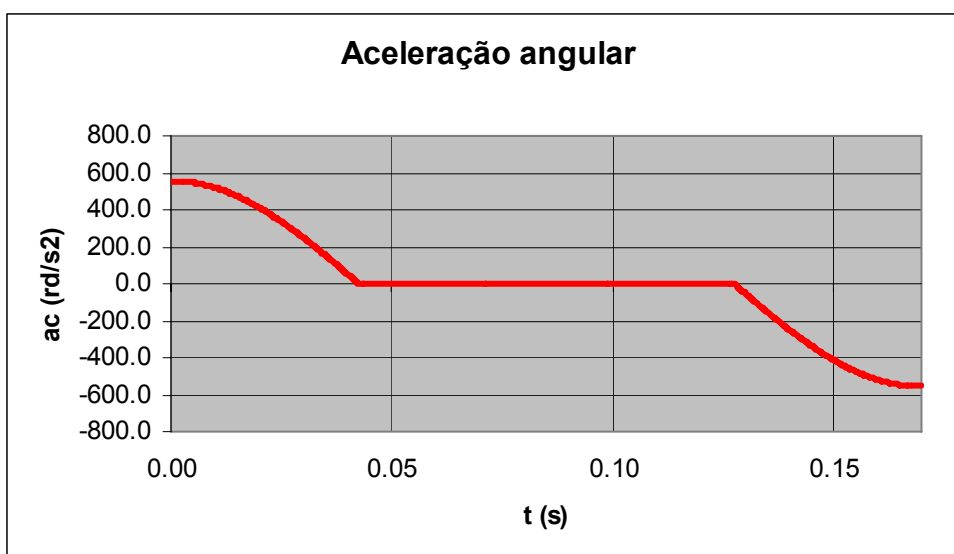


Figura 6.21 – Aceleração angular utilizada como exemplo na modalidade de treinamento do remo.

É interessante notar que este mecanismo pode ser movimentado por um determinado setor angular sem que a mola produza qualquer torque resistente, mesmo estando comprimida, bastando que o ângulo de pressão seja mantido igual a zero.

Esta característica torna este sistema único, uma vez que todos os outros mecanismos estudados controlam o torque resistente variando o raio do came, o que não possibilita que o mecanismo seja movimentado quando uma determinada aceleração já for suficiente para consumir toda a força disponível. Isto acontece porque não é possível produzir uma came com raio igual a zero.

6.4.3 Análise do dispositivo de Resistência proposto

Para avaliar o comportamento do dispositivo de resistência projetado, a curva do came estimada pelo algoritmo, considerando o efeito da inércia, será utilizada em um modelo simulado no Programa ADAM's. O modelo utiliza as mesmas dimensões para o came, o seguidor e a mola, projetados e que serão acoplados ao torquímetro. Este modelo é similar ao modelo mostrado na figura 6.15, porém, o perfil do came foi modificado para aquele perfil definido na seção 6.4.2. A figura 6.22 mostra o modelo final com o dispositivo de resistência proposto simulado no Programa Adam's.

A análise do comportamento do dispositivo de resistência projetado foi feita através de uma análise invertida do dispositivo de resistência. Neste caso, foi aplicado um torque no eixo do came e, em seguida, foi medido o perfil da aceleração angular no eixo do came. A figura 6.23 mostra o perfil da aceleração angular simulada através do torque aplicado ao eixo do came.

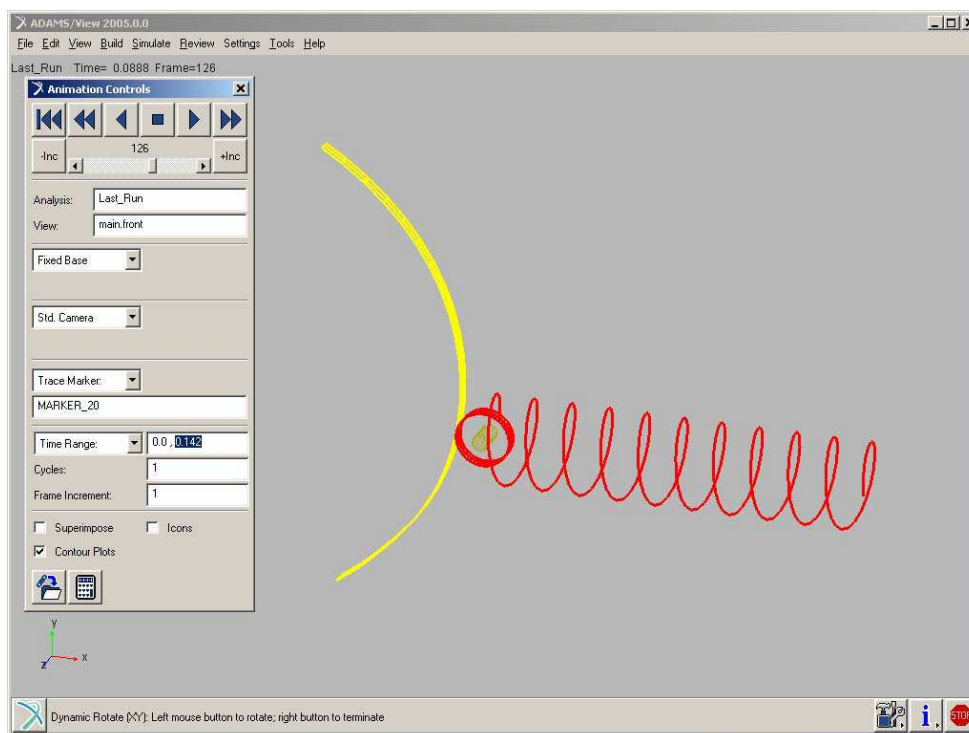


Figura 6.22 – Modelo final do dispositivo de geração de resistência projetado simulado no Programa Adam's.

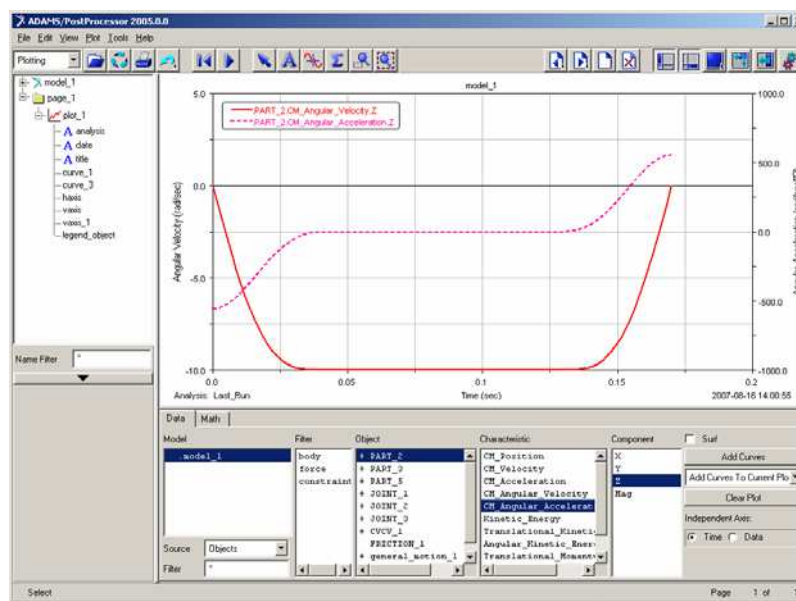


Figura 6.23 – Resultado da simulação no Programa Adam's.

Comparando a curva da Fig. 6.23 e a curva da Fig. 6.21 é possível observar a resposta de saída do perfil simulado, considerando o projeto preliminar do dispositivo. Este perfil de curva esperado, foi simulado no programa Adam's. Para a simulação deste perfil é preciso que o caminho de rolamento do seguidor esteja em perfeito sincronismo com o caminho definido pelo perfil do came. Isto foi conseguido através de ajustes ponto a ponto no perfil do came. Pequenas diferenças entre estes pontos podem fazer o seguidor saltar, devido aos níveis de inércia e aceleração impostas, fazendo com que não haja convergência. Este efeito é de difícil simulação e que pode levar à não convergência da solução, como pode ser observado nas figuras 6.24 e 6.25.

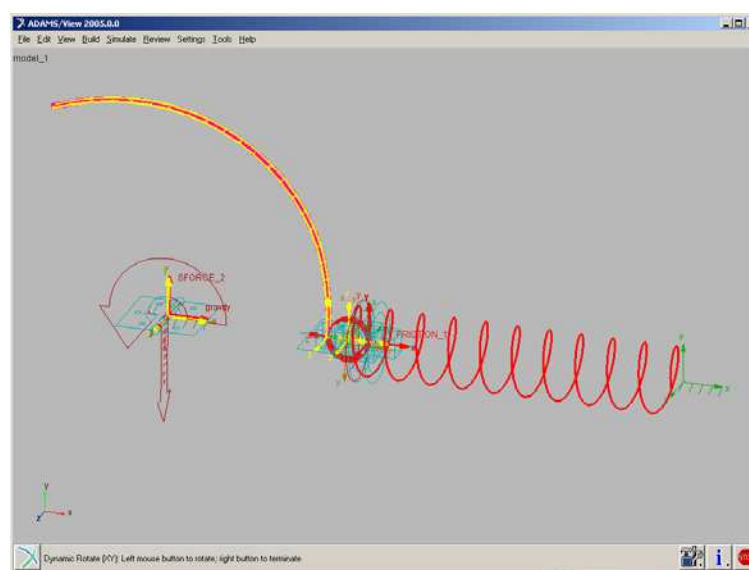


Figura 6.24 –Modelo com irregularidades ao longo do percurso do perfil do came simulada no Programa Adam's.

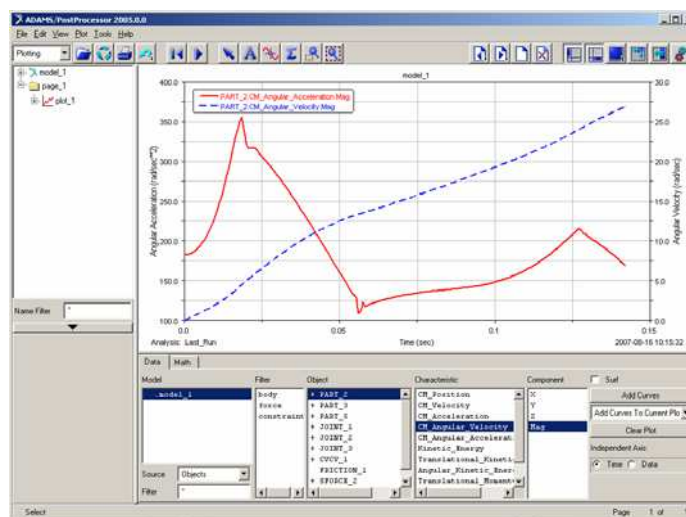


Figura 6.25 – Curvas de aceleração e velocidade que não convergiram, simulados no Programa Adam's.

O came projetado considerando a influência da inércia será menor que o came projetado na ausência destes valores. Isto acontece porque, para a produção de um torque resistente limitado pela disponibilidade do músculo motor, é necessário extrair menos força da mola quando a inércia do mecanismo colabora para resistir ao movimento. Este efeito é maior no início da fase concêntrica e no final da fase excêntrica, quando a inércia do mecanismo resiste ao movimento.

No final da fase concêntrica a inércia do mecanismo tende a continuar o movimento, diminuindo a resistência imposta ao músculo. Na região do came correspondente a esta fase observam-se os maiores valores do ângulo alfa, o que significa que a mola está sendo mais solicitada para produzir resistência, compensando mais uma vez o efeito indesejável da inércia.

6.5 Discussão dos resultados

Deve-se destacar que, os resultados obtidos nesta simulação são preliminares e devem ser investigados em uma maior profundidade. Estes resultados serão avaliados em um futuro trabalho, onde o dispositivo de resistência projetado será construído e acoplado ao chassi do torquímetro. Neste caso, o nível do torque de saída será determinado utilizando células de carga. Para aplicar esforço na velocidade angular prevista, um dispositivo utilizando sinais luminosos será construído para orientar o usuário durante o seu treinamento muscular. Este dispositivo poderá ser utilizado para simular uma condição de real treinamento que, no caso deste trabalho, atenderia a modalidade do remo.

Os sistemas convencionais de geração de resistência utilizados em equipamentos de

musculação e fisioterapia, geralmente, utilizam cabos, polias e pilha de pesos. Alguns equipamentos utilizam came, porém, ainda acoplada a sistema de cabos, polias e pilha de pesos. Estes sistemas possuem uma série de inconvenientes, como por exemplo, uma variação discreta de resistência, riscos de acidentes, alto nível de atrito e efeitos de inércia dos mecanismos. Além disso, um dos grandes inconvenientes é a impossibilidade de realizar treinamentos musculares ou uma recuperação muscular utilizando maiores velocidades e acelerações. Com isso, tais sistemas dificultam a aplicação do princípio da especificidade, que exige que o trabalho muscular durante a preparação física se assemelhe o máximo possível do trabalho funcional a ser desempenhado pelo músculo treinado.

Existem equipamentos servo-assistidos que podem ser utilizados para sanar a maioria dos problemas citados anteriormente, porém, em treinamentos que exijam maiores velocidades e acelerações estes equipamentos ainda encontram dificuldades.

Um outro inconveniente destes equipamentos servo-assistidos é o seu alto custo.

Na solução final, a came deve ser fixada ao aparelho no eixo de referência do movimento ou de aplicação do torque. A força de resistência, fornecida através da pré-carga da mola, deve ser previamente ajustada. Neste caso, existe a possibilidade de um ajuste contínuo de carga. A força da mola é aplicada diretamente ao seguidor que está em contato com a came.

É preciso ressaltar aqui que o trabalho muscular tomado como base para este projeto não tem a pretensão de sugerir um modelo de treinamento específico. Neste trabalho, esta simulação teve somente a função de demonstrar a capacidade de adaptação do mecanismo proposto, no intuito de oferecer aos profissionais da área a possibilidade de elaboração de treinamentos específicos que possam tirar proveito das funcionalidades introduzidas pelo mecanismo.

A redução nos níveis de forças de inércia mereceu destaque durante todo o trabalho.

Num primeiro momento, optou-se pela diminuição das massas móveis, como forma de diminuir a interferência das forças de inércia no ajuste biomecânico do dispositivo. Mas, somente esta solução, presente em outros mecanismos já fabricados, não seria suficiente para garantir uma ampla aplicação do mecanismo, principalmente se considerada a hipótese de trabalhos físicos em altas velocidades. Em resposta a este desafio, foi pensada uma nova forma de se usar o componente mecânico para controlar o perfil do torque resistente produzido pelo mecanismo.

Utilizando a manipulação do ângulo de pressão da came para regular a produção de torque resistente no lugar da variação do raio da came, como acontece em todos os outros dispositivos estudados, é possível reduzir drasticamente o torque produzido pela ação da mola, em qualquer fase do movimento, sem interrompê-lo. E isto pode ser necessário para

garantir a manutenção do ajuste do torque, nos momentos em que a inércia do próprio mecanismo já é capaz de consumir toda a força disponível na musculatura.

Neste trabalho o perfil do came foi determinado para o treinamento dos flexores do cotovelo, tomando a modalidade de remo como referência para o movimento.

O atendimento a esta restrição atribui a este trabalho um caráter inovador.

Deve-se destacar que o dispositivo de geração de resistência projetado introduz uma nova proposta de treinamento muscular através da utilização de mecanismos específicos para cada usuário. Neste caso, dependendo da modalidade a ser treinada e do grupo muscular a ser treinado, ou tratado, pode-se projetar uma came específica levando em consideração a especificidade do treinamento. Isto não impede o projeto de comes padronizadas para utilização geral em um determinado equipamento. Portanto, entende-se que esta provável desvantagem do dispositivo, na verdade seria uma solução alternativa e versátil para a utilização em equipamentos de musculação e fisioterapia.

Neste trabalho não foi construído o protótipo do dispositivo de resistência proposto, porém, foram feitas várias análises e simulações do dispositivo em ambiente ADAM'S. Por isso, na seqüência do trabalho os modelos numéricos deverão ser validados utilizando o protótipo a ser construído.

O dispositivo de resistência proposto neste trabalho encontra-se em fase de obtenção de Registro de Patente e a seqüência das atividades será desenvolvida na Tese de Doutorado do autor.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES

Neste trabalho foi proposto um novo dispositivo mecânico para produzir resistência ao movimento humano que pode ser adaptado às máquinas de musculação e fisioterapia.

O dispositivo de resistência proposto consiste, basicamente, de um came, um seguidor e uma mola helicoidal de compressão. O grande diferencial do sistema de geração de resistência está no projeto do perfil do came, que é utilizada como em outros sistemas para controlar o nível de resistência, porém com a diferença básica de realizar este controle pela manipulação do ângulo de pressão e não pela variação do raio. Neste caso, o perfil do came é projetado em função da curva de torque disponível no músculo a ser treinado, onde podem ser considerados os efeitos do torque de inércia que depende do perfil de aceleração específico do movimento e do momento de inércia do mecanismo. Assim, foi possível dimensionar o dispositivo para altas velocidades de utilização, mesmo quando em determinados momentos do exercício o torque resistente devido à inércia já era suficiente para absorver toda a potência muscular, sem que fosse necessário alterar a pré-carga ajustada para a mola. A proposta inicial do projeto de obter um mecanismo seguro e simples no manuseio foi alcançada, uma vez que não foram utilizados componentes mecânicos potencialmente perigosos, como cabos e massas suspensas, além de permitir uma construção robusta e de proporções reduzidas, facilitando o isolamento de suas partes móveis. O mecanismo permite a utilização de um mecanismo do tipo sem-fim-coroa para variar de forma contínua o valor da deflexão inicial da mola. Este sistema permite aplicar ajustes infinitesimais da carga no lugar dos ajustes discretos de alguns equipamentos convencionais, como os de pilhas de pesos.

Para minimizar a dissipação de energia por atrito, apesar do nível de atrito não ter sido quantificado, o dispositivo foi projetado com poucos componentes mecânicos e que não utiliza nenhuma arquitetura potencialmente geradora de atrito, como guias para pesos ou mesmo vedações de cilindros pneumáticos ou hidráulicos, presentes em máquinas mais

sofisticadas e custo elevado.

Adicionalmente, o mecanismo oferece aos projetistas de chassis de máquinas de musculação e fisioterapia uma versatilidade importante, se comparado aos sistemas convencionais, uma vez que, a instalação deste novo dispositivo nas máquinas é simples, uma vez que, independe da instalação de polias e cabos, com a vantagem de que o mecanismo projetado pode ser construído com custos industriais de produção dentro dos padrões de equipamentos convencionais simples.

A utilização deste dispositivo traz como ônus a necessidade da utilização de um perfil de came para cada caso de treinamento.

O torquímetro, projetado e construído neste trabalho para a determinação da curva de torque disponível na articulação do cotovelo pela ação dos músculos flexores, o aparato experimental e o protocolo de testes utilizados para adquirir os sinais de força, mostraram-se eficientes para a estimativa das curvas de torque, onde diversas configurações foram testadas no programa de simulação ADAM'S.

Para a seqüência deste estudo são propostas as seguintes atividades:

- Construção do protótipo do dispositivo;
- Adaptação do protótipo no mesmo chassi do torquímetro para validação dos valores de torque resistente produzidos;
- Validação do dispositivo projetado utilizando outros voluntários. O projeto já foi encaminhado ao Comitê de Ética;
- Otimização do mecanismo proposto;
- Desenvolvimento de um programa computacional para a determinação rápida de perfis de came em função de necessidades específicas de treinamento;
- Desenvolvimento de um sistema sem-fim/correa para ser utilizado na seleção da pré-carga da mola helicoidal de compressão;
- Desenvolvimento de um sistema de monitoramento para controlar velocidades e acelerações específicas requeridas por um determinado tipo de treinamento;
- Projeto de diferentes perfis de came, otimizados para vários tipos de treinamento e grupos musculares;
- Desenvolvimento de projetos de equipamentos de musculação e fisioterapia utilizando o sistema de geração de resistência proposto;
- Construção de um equipamento de musculação convencional, adaptado ao dispositivo de resistência desenvolvido. Este equipamento será construído e testado em todas as suas variações de treinamento;
- Consolidação e divulgação da patente do mecanismo.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALWAY, S.E.; MACDOUGALL, J.D.; SALE, D.G. Contractile adaptations in the human triceps surae after isometric exercise. **Journal of Applied Physiology**, 66, 2725–2732. 1989.

BAUMMAN, W. Métodos de Medição e Campos de Aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas. In VI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 1995, Brasília.

BITTENCOURT, N. **Musculação: Uma Abordagem Metodológica**. Rio de Janeiro: Ed. Sprint, 1984.

Canavan, PK. **Fortalecimento e Condicionamento: a Criação de um Plano de Reabilitação em Medicina Esportiva**, Um Guia Abrangente, São Paulo: Editora Manole, 2001.

DOEBELIN, E. **Measurement Systems: Application and design**. International Student Edition, 4^a ed. McGraw-Hill, 1990.

Douglas S.; Brooks MS. **Treinamento Personalizado: Elaboração e Montagem de Programas**, São Paulo: Editora Phorte, 1998.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2ed. São Paulo: Editora Manole, 2000.

Fox EL.; Bowers RW.; Foss ML. **Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos**, Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1991.

FOX, E. L., **Bases Fisiológicas da Educação Física e dos Desportos**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1990.

GALLAGHER, J.; DELORME, T. The Use of Progressive Resistance Exercise in Adolescence. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. 31-A (4), p. 847-858, 1949.

GARFINKEL, S. ; CAFARELLI, E. Relative changes in maximal force, EMG, and muscle cross-sectional area after resistance training. **Med Sci Sports Exercising** 24, 1220–1227. 1992.

GIDEON, A., Biomechanical consideration in the design and construction of resistance exercise equipment. In: PROCEEDINGS OF THE 1ST ANNUAL MEETING, THE CANADIAN SOCIETY FOR BIOMECHANICS UNIVERSITY OF ALBERTA. Edmonton, Alberta, p. 25-34. 1974.

GIDEON, A., Computerized Biomechanical Analysis of the Bench Press and the Leg Press Exercises. **Universal Fitness Research Department, Technical Report Uni-2**, 1974.

GIDEON, A., Computerized Biomechanical Analysis of the Variable Resistance Exercise Machine. **Universal Fitness Research Department, Technical Report Uni-7**, 1974.

GIDEON, A., Computerized Dynamic Resistive Exercise. Abstracts of **The International Congress of Physical Activity Sciences**, Quebec City, Canada, 1976.

GIDEON, A., Equipment Safety and Effectiveness: Therapeutics through Exercise, p. 197-201. **Grune & Stratton Inc.**, 1979.

GIDEON, A., Mechanics of Exercise Fitness. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, p. 387-392. John Wiley & Sons, 1988.

GIDEON, A., Principles of Ballistic Motion in Resistance Exercise Training. **Universal Fitness Research Department, Technical Report Uni-5**, 1974.

GIDEON, A., Understanding the Scientific Bases behind Variable Resistance Exercises. **Universal Athletic Sales**, Fresno, 1974.

GIDEON, A., Variable Resistance Exercise: A Biomechanical Approach to Muscular Training. **Universal Fitness Research Department, Technical Report Uni-3**, 1974.

GODOY, E. **Musculação** Fitness. Rio de Janeiro: Ed. Sprint, , 1994.

GUYTON, A.; HALL, J. E, **Tratado de Fisiologia Médica**, 9ª edição, Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1989.

Hall, S. **Biomecânica Básica**, Rio de Janeiro: Editora Guanabara Kogan, 1999.

HARRE, Dietrich. **Principles of Sports Training**. Berlim: Editora Sporverlag, 1982.

HARRIS, J.; HOOFFMAN, S. J., **Cinesiologia**: O Estudo da Atividade Física. 1ª. ed. Editora Artmed, 2001.

HETTINGER, T. **Physiology of Strength**. Springfield, Illinois: Ed. Charles C Thomas, 1961.

HOLLMANN, W.; HETTINGER, T., **Medicina de Esporte**, São Paulo: Editora Manole, 1989.

HUXLEY AF. Muscle structure and theories of contraction. **Prog Biophys Biophys Chem.**;7:255–318, 1957.

HUXLEY, A.F. AND NIEDERGERKE, R. Structural Changes in Muscle During Contraction. Interference Microscopy of Living Muscle Fibres. **Nature**, 173, 971-973, 1954.

HUXLEY, H.E. AND HANSON, J. Changes in the Cross-Striations of Muscle During Contraction and Stretch and Their Structural linterpretation. **Nature**, 173, 973-976., 1954.

Huxley AF, Simmons RM. Proposed Mechanism of Force Generation in Striated Muscle. **Nature.**;233(5321):533–538. Oct 22, 1971.

Kisner C, Colby LA. **Exercícios terapêuticos**, São Paulo: Editora Manole, 2004.

KLOOMOK, M. E.; MUFFLEY, R. V., Plate Cam Design – Pressure Angle Analysis, **Product Engineering**, New York, p. 155-171, Mai., 1955.

LAMBERT, G. **Musculação**: Guia do Técnico. São Paulo: Ed. Manole, 1987.

MABIE H. H. & OCVRK F., **Mechanisms and Dynamics of Machinery**, Wiley International Edition, 1975.

MCARDLE, W. D.; FRANK, I. K.; VICTOR, L. K. **Fisiologia do Exercício**: Energia, Nutrição e Desempenho Humano, Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1996.

MCCAFFERTY W. B.; HORVATH S. M. Specificity of Exercise and Specificity of Training: a Subcellular Review, **Research Quarterly** **48**, p. 358-371, 1977.

NIEMANN, D. C. **Exercício e Saúde**: como se prevenir de doenças usando o exercício como seu medicamento. São Paulo: Editora Manole, 1999.

NORTON, R. L. **Machine Design**: An Integrated Approach, Prentice Hall, 1998.

Pollack ML.; Wilwore JH. **Funções Musculoesqueléticas**: Exercícios na Saúde e na Doença, São Paulo: Editora Médica e Científica, 1993.

RAMOS, J. J. **Os Exercícios Físicos na História e na Arte**: do Homem Primitivo aos Nossos Dias. 1ª ed, São Paulo: Ibrasa, 1982, 348p.

ROGER, M. E. **Bases Biomecânicas da Cinesiologia**, 2ª Ed. São Paulo: Editora Manole, 2000.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. **Projeto de Engenharia Mecânica**, 7ª Ed., Porto Alegre: Editora Bookman, 2005, 960p.

TUBINO, G. **Metodologia Científica do Treinamento Desportivo**, 11ª ed. São Paulo: Editora Ibrasa, 1984.

ZATISIORSKY, V. M. **Biomecânica no Esporte**: Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Kogan, 2004.

EUROPE PATENT OFFICE < <http://www.epo.org> > último acesso em 30/07/2007.

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL < www.inpi.com.br > Último acesso em 26/07/2007.

UOL - Boa Saúde

<<http://boasaude.uol.com.br/lib/ShowDoc.cfm?LibDocID=3105&ReturnCatID=1774>>. último acesso em 11 jun. 2007.

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE - <www.uspto.gov/#> último acesso em 30/07/2007.

WIKIPEDIA <<http://pt.wikipedia.org/wiki/Muscula%C3%A7%C3%A3o>> último acesso em 30/07/2007.

APÊNDICES

APÊNDICE I : Perfil Estimado do came Sem o Efeito de Inércia

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
0,2036	0	0	0,2079	0,0223	0	0,2099	0,0455	0	0,209	0,0689	0	0,2052	0,0929	0
0,2037	0,0004	0	0,208	0,0227	0	0,2099	0,0455	0	0,209	0,0694	0	0,2051	0,0934	0
0,2035	0,0009	0	0,2081	0,0232	0	0,2099	0,046	0	0,2089	0,0698	0	0,205	0,0939	0
0,2036	0,0013	0	0,2081	0,0236	0	0,2099	0,0465	0	0,2089	0,0703	0	0,2049	0,0943	0
0,2037	0,0017	0	0,2082	0,0241	0	0,2099	0,0469	0	0,2088	0,0708	0	0,2048	0,0948	0
0,2038	0,0021	0	0,2082	0,0245	0	0,2099	0,0474	0	0,2088	0,0712	0	0,2047	0,0953	0
0,2039	0,0026	0	0,2083	0,025	0	0,2099	0,0478	0	0,2087	0,0717	0	0,2046	0,0958	0
0,204	0,003	0	0,2084	0,0254	0	0,2099	0,0483	0	0,2087	0,0722	0	0,2045	0,0962	0
0,2041	0,0034	0	0,2084	0,0259	0	0,2099	0,0488	0	0,2086	0,0727	0	0,2044	0,0967	0
0,2042	0,0039	0	0,2085	0,0263	0	0,2099	0,0492	0	0,2086	0,0731	0	0,2043	0,0972	0
0,2044	0,0043	0	0,2085	0,0268	0	0,2099	0,0497	0	0,2085	0,0736	0	0,2042	0,0976	0
0,2045	0,0047	0	0,2086	0,0272	0	0,2099	0,0502	0	0,2085	0,0741	0	0,204	0,0981	0
0,2046	0,0051	0	0,2086	0,0277	0	0,2099	0,0506	0	0,2084	0,0745	0	0,2039	0,0986	0
0,2047	0,0056	0	0,2087	0,0281	0	0,2099	0,0511	0	0,2083	0,075	0	0,2038	0,0991	0
0,2048	0,006	0	0,2087	0,0286	0	0,2099	0,0516	0	0,2083	0,0755	0	0,2037	0,0995	0
0,2049	0,0064	0	0,2088	0,029	0	0,2099	0,052	0	0,2082	0,0759	0	0,2036	0,1	0
0,205	0,0069	0	0,2088	0,0295	0	0,2099	0,0525	0	0,2082	0,0764	0	0,2035	0,1005	0
0,2051	0,0073	0	0,2089	0,03	0	0,2099	0,053	0	0,2081	0,0769	0	0,2033	0,1009	0
0,2052	0,0077	0	0,2089	0,0304	0	0,2099	0,0534	0	0,208	0,0774	0	0,2032	0,1014	0
0,2053	0,0082	0	0,209	0,0309	0	0,2099	0,0539	0	0,208	0,0778	0	0,2031	0,1019	0
0,2054	0,0086	0	0,209	0,0313	0	0,2099	0,0544	0	0,2079	0,0783	0	0,203	0,1023	0
0,2055	0,009	0	0,2091	0,0318	0	0,2099	0,0548	0	0,2078	0,0788	0	0,2028	0,1028	0
0,2056	0,0095	0	0,2091	0,0322	0	0,2099	0,0553	0	0,2078	0,0793	0	0,2027	0,1033	0
0,2057	0,0099	0	0,2092	0,0327	0	0,2099	0,0558	0	0,2077	0,0797	0	0,2026	0,1038	0
0,2058	0,0104	0	0,2092	0,0331	0	0,2098	0,0562	0	0,2076	0,0802	0	0,2025	0,1042	0
0,2059	0,0108	0	0,2092	0,0336	0	0,2098	0,0567	0	0,2075	0,0807	0	0,2023	0,1047	0
0,206	0,0112	0	0,2093	0,034	0	0,2098	0,0572	0	0,2075	0,0811	0	0,2022	0,1052	0
0,206	0,0117	0	0,2093	0,0345	0	0,2098	0,0576	0	0,2074	0,0816	0	0,2021	0,1056	0
0,2061	0,0121	0	0,2094	0,035	0	0,2098	0,0581	0	0,2073	0,0821	0	0,2019	0,1061	0
0,2062	0,0125	0	0,2094	0,0354	0	0,2098	0,0586	0	0,2072	0,0826	0	0,2018	0,1066	0
0,2063	0,013	0	0,2094	0,0359	0	0,2097	0,059	0	0,2072	0,083	0	0,2017	0,107	0
0,2064	0,0134	0	0,2095	0,0363	0	0,2097	0,0595	0	0,2071	0,0835	0	0,2015	0,1075	0
0,2065	0,0139	0	0,2095	0,0368	0	0,2097	0,06	0	0,207	0,084	0	0,2014	0,108	0
0,2066	0,0143	0	0,2095	0,0372	0	0,2097	0,0604	0	0,2069	0,0844	0	0,2012	0,1085	0
0,2067	0,0147	0	0,2096	0,0377	0	0,2096	0,0609	0	0,2068	0,0849	0	0,2011	0,1089	0
0,2067	0,0152	0	0,2096	0,0382	0	0,2096	0,0614	0	0,2067	0,0854	0	0,201	0,1094	0

0,2068	0,0156	0	0,2096	0,0386	0	0,2096	0,0618	0	0,2067	0,0859	0	0,2008	0,1099	0
0,2069	0,0161	0	0,2096	0,0391	0	0,2096	0,0623	0	0,2066	0,0863	0	0,2007	0,1103	0
0,207	0,0165	0	0,2097	0,0395	0	0,2095	0,0628	0	0,2065	0,0868	0	0,2005	0,1108	0
0,2071	0,017	0	0,2097	0,04	0	0,2095	0,0632	0	0,2064	0,0873	0	0,2004	0,1113	0
0,2071	0,0174	0	0,2097	0,0405	0	0,2095	0,0637	0	0,2063	0,0877	0	0,2002	0,1117	0
0,2072	0,0178	0	0,2097	0,0409	0	0,2094	0,0642	0	0,2062	0,0882	0	0,2001	0,1122	0
0,2073	0,0183	0	0,2098	0,0414	0	0,2094	0,0647	0	0,2061	0,0887	0	0,1999	0,1127	0
0,2074	0,0187	0	0,2098	0,0418	0	0,2094	0,0651	0	0,206	0,0892	0	0,1998	0,1131	0
0,2074	0,0192	0	0,2098	0,0423	0	0,2093	0,0656	0	0,2059	0,0896	0	0,1996	0,1136	0
0,2075	0,0196	0	0,2098	0,0428	0	0,2093	0,0661	0	0,2058	0,0901	0	0,1995	0,1141	0
0,2076	0,0201	0	0,2098	0,0432	0	0,2092	0,0665	0	0,2057	0,0906	0	0,1993	0,1145	0
0,2077	0,0205	0	0,2098	0,0437	0	0,2092	0,067	0	0,2056	0,091	0	0,1992	0,115	0
0,2077	0,021	0	0,2099	0,0441	0	0,2092	0,0675	0	0,2055	0,0915	0	0,199	0,1155	0
0,2078	0,0214	0	0,2099	0,0446	0	0,2091	0,0679	0	0,2054	0,092	0	0,1989	0,1159	0
0,2079	0,0218	0	0,2099	0,0451	0	0,2091	0,0684	0	0,2053	0,0925	0	0,1987	0,1164	0

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
0,1986	0,1169	0	0,189	0,1404	0	0,1766	0,1631	0	0,1615	0,1848	0	0,1438	0,205	0
0,1984	0,1173	0	0,1888	0,1408	0	0,1764	0,1635	0	0,1612	0,1852	0	0,1434	0,2054	0
0,1982	0,1178	0	0,1886	0,1413	0	0,1761	0,164	0	0,1609	0,1856	0	0,143	0,2058	0
0,1981	0,1183	0	0,1883	0,1417	0	0,1758	0,1644	0	0,1606	0,186	0	0,1427	0,2062	0
0,1979	0,1187	0	0,1881	0,1422	0	0,1755	0,1648	0	0,1602	0,1864	0	0,1423	0,2066	0
0,1977	0,1192	0	0,1879	0,1426	0	0,1753	0,1653	0	0,1599	0,1868	0	0,1419	0,2069	0
0,1976	0,1197	0	0,1877	0,1431	0	0,175	0,1657	0	0,1596	0,1872	0	0,1415	0,2073	0
0,1974	0,1201	0	0,1875	0,1435	0	0,1747	0,1661	0	0,1592	0,1876	0	0,1411	0,2077	0
0,1972	0,1206	0	0,1872	0,144	0	0,1744	0,1666	0	0,1589	0,188	0	0,1408	0,2081	0
0,1971	0,1211	0	0,187	0,1444	0	0,1742	0,167	0	0,1586	0,1885	0	0,1404	0,2084	0
0,1969	0,1215	0	0,1868	0,1449	0	0,1739	0,1674	0	0,1583	0,1889	0	0,14	0,2088	0
0,1967	0,122	0	0,1866	0,1453	0	0,1736	0,1679	0	0,1579	0,1893	0	0,1396	0,2092	0
0,1966	0,1224	0	0,1863	0,1458	0	0,1733	0,1683	0	0,1576	0,1897	0	0,1392	0,2096	0
0,1964	0,1229	0	0,1861	0,1462	0	0,173	0,1687	0	0,1572	0,1901	0	0,1388	0,2099	0
0,1962	0,1234	0	0,1859	0,1467	0	0,1728	0,1692	0	0,1569	0,1905	0	0,1385	0,2103	0
0,196	0,1238	0	0,1856	0,1471	0	0,1725	0,1696	0	0,1566	0,1909	0	0,1381	0,2107	0
0,1959	0,1243	0	0,1854	0,1476	0	0,1722	0,17	0	0,1562	0,1913	0	0,1377	0,211	0
0,1957	0,1248	0	0,1852	0,148	0	0,1719	0,1705	0	0,1559	0,1917	0	0,1373	0,2114	0
0,1955	0,1252	0	0,185	0,1485	0	0,1716	0,1709	0	0,1556	0,1921	0	0,1369	0,2118	0
0,1953	0,1257	0	0,1847	0,1489	0	0,1713	0,1713	0	0,1552	0,1925	0	0,1365	0,2122	0
0,1951	0,1261	0	0,1845	0,1494	0	0,171	0,1717	0	0,1549	0,1929	0	0,1361	0,2125	0
0,195	0,1266	0	0,1842	0,1498	0	0,1707	0,1722	0	0,1545	0,1933	0	0,1357	0,2129	0
0,1948	0,1271	0	0,184	0,1503	0	0,1704	0,1726	0	0,1542	0,1937	0	0,1353	0,2133	0
0,1946	0,1275	0	0,1838	0,1507	0	0,1702	0,173	0	0,1538	0,1941	0	0,1349	0,2136	0
0,1944	0,128	0	0,1835	0,1512	0	0,1699	0,1735	0	0,1535	0,1945	0	0,1345	0,214	0
0,1942	0,1285	0	0,1833	0,1516	0	0,1696	0,1739	0	0,1531	0,1949	0	0,1341	0,2144	0
0,194	0,1289	0	0,183	0,1521	0	0,1693	0,1743	0	0,1528	0,1953	0	0,1338	0,2147	0
0,1939	0,1294	0	0,1828	0,1525	0	0,169	0,1747	0	0,1525	0,1957	0	0,1334	0,2151	0
0,1937	0,1298	0	0,1826	0,153	0	0,1687	0,1752	0	0,1521	0,1961	0	0,133	0,2154	0
0,1935	0,1303	0	0,1823	0,1534	0	0,1684	0,1756	0	0,1518	0,1965	0	0,1326	0,2158	0
0,1933	0,1308	0	0,1821	0,1539	0	0,1681	0,176	0	0,1514	0,1969	0	0,1322	0,2162	0
0,1931	0,1312	0	0,1818	0,1543	0	0,1678	0,1764	0	0,151	0,1973	0	0,1318	0,2165	0
0,1929	0,1317	0	0,1816	0,1547	0	0,1675	0,1768	0	0,1507	0,1977	0	0,1313	0,2169	0
0,1927	0,1321	0	0,1813	0,1552	0	0,1672	0,1773	0	0,1503	0,1981	0	0,1309	0,2172	0
0,1925	0,1326	0	0,1811	0,1556	0	0,1669	0,1777	0	0,15	0,1985	0	0,1305	0,2176	0
0,1923	0,1331	0	0,1808	0,1561	0	0,1666	0,1781	0	0,1496	0,1988	0	0,1301	0,218	0

0,1921	0,1335	0	0,1806	0,1565	0	0,1662	0,1785	0	0,1493	0,1992	0	0,1297	0,2183	0
0,1919	0,134	0	0,1803	0,157	0	0,1659	0,1789	0	0,1489	0,1996	0	0,1293	0,2187	0
0,1917	0,1344	0	0,18	0,1574	0	0,1656	0,1794	0	0,1485	0,2	0	0,1289	0,219	0
0,1915	0,1349	0	0,1798	0,1578	0	0,1653	0,1798	0	0,1482	0,2004	0	0,1285	0,2194	0
0,1913	0,1353	0	0,1795	0,1583	0	0,165	0,1802	0	0,1478	0,2008	0	0,1281	0,2197	0
0,1911	0,1358	0	0,1793	0,1587	0	0,1647	0,1806	0	0,1475	0,2012	0	0,1277	0,2201	0
0,1909	0,1363	0	0,179	0,1592	0	0,1644	0,181	0	0,1471	0,2016	0	0,1273	0,2204	0
0,1907	0,1367	0	0,1788	0,1596	0	0,1641	0,1815	0	0,1467	0,202	0	0,1269	0,2208	0
0,1905	0,1372	0	0,1785	0,16	0	0,1638	0,1819	0	0,1464	0,2023	0	0,1264	0,2211	0
0,1903	0,1376	0	0,1782	0,1605	0	0,1634	0,1823	0	0,146	0,2027	0	0,126	0,2215	0
0,1901	0,1381	0	0,178	0,1609	0	0,1631	0,1827	0	0,1456	0,2031	0	0,1256	0,2218	0
0,1899	0,1385	0	0,1777	0,1614	0	0,1628	0,1831	0	0,1453	0,2035	0	0,1252	0,2222	0
0,1896	0,139	0	0,1774	0,1618	0	0,1625	0,1835	0	0,1449	0,2039	0	0,1248	0,2225	0
0,1894	0,1395	0	0,1772	0,1622	0	0,1622	0,1839	0	0,1445	0,2043	0	0,1244	0,2229	0
0,1892	0,1399	0	0,1769	0,1627	0	0,1618	0,1844	0	0,1442	0,2047	0	0,1239	0,2232	0

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
0,1235	0,2236	0	0,1009	0,24	0	0,0761	0,254	0	0,0494	0,2652	0	0,0212	0,2734	0
0,1231	0,2239	0	0,1004	0,2403	0	0,0756	0,2542	0	0,0489	0,2654	0	0,0207	0,2735	0
0,1227	0,2242	0	0,1	0,2406	0	0,0751	0,2545	0	0,0484	0,2656	0	0,0201	0,2737	0
0,1222	0,2246	0	0,0995	0,2409	0	0,0746	0,2547	0	0,0478	0,2658	0	0,0195	0,2738	0
0,1218	0,2249	0	0,099	0,2412	0	0,0741	0,255	0	0,0473	0,266	0	0,019	0,2739	0
0,1214	0,2253	0	0,0985	0,2415	0	0,0736	0,2552	0	0,0467	0,2662	0	0,0184	0,274	0
0,121	0,2256	0	0,0981	0,2418	0	0,0731	0,2555	0	0,0462	0,2664	0	0,0178	0,2742	0
0,1205	0,2259	0	0,0976	0,2421	0	0,0726	0,2557	0	0,0457	0,2666	0	0,0173	0,2743	0
0,1201	0,2263	0	0,0971	0,2424	0	0,072	0,256	0	0,0451	0,2667	0	0,0167	0,2744	0
0,1197	0,2266	0	0,0967	0,2427	0	0,0715	0,2562	0	0,0446	0,2669	0	0,0161	0,2745	0
0,1193	0,227	0	0,0962	0,2429	0	0,071	0,2564	0	0,044	0,2671	0	0,0155	0,2746	0
0,1188	0,2273	0	0,0957	0,2432	0	0,0705	0,2567	0	0,0435	0,2673	0	0,015	0,2748	0
0,1184	0,2276	0	0,0952	0,2435	0	0,07	0,2569	0	0,0429	0,2675	0	0,0144	0,2749	0
0,118	0,228	0	0,0948	0,2438	0	0,0695	0,2571	0	0,0424	0,2676	0	0,0138	0,275	0
0,1175	0,2283	0	0,0943	0,2441	0	0,069	0,2574	0	0,0418	0,2678	0	0,0133	0,2751	0
0,1171	0,2286	0	0,0938	0,2444	0	0,0684	0,2576	0	0,0413	0,268	0	0,0127	0,2752	0
0,1167	0,229	0	0,0933	0,2447	0	0,0679	0,2578	0	0,0407	0,2682	0	0,0121	0,2753	0
0,1162	0,2293	0	0,0929	0,2449	0	0,0674	0,2581	0	0,0402	0,2683	0	0,0115	0,2754	0
0,1158	0,2296	0	0,0924	0,2452	0	0,0669	0,2583	0	0,0396	0,2685	0	0,011	0,2755	0
0,1153	0,2299	0	0,0919	0,2455	0	0,0664	0,2585	0	0,0391	0,2687	0	0,0104	0,2756	0
0,1149	0,2303	0	0,0914	0,2458	0	0,0659	0,2588	0	0,0385	0,2688	0	0,0098	0,2757	0
0,1145	0,2306	0	0,0909	0,2461	0	0,0653	0,259	0	0,038	0,269	0	0,0092	0,2758	0
0,114	0,2309	0	0,0904	0,2464	0	0,0648	0,2592	0	0,0374	0,2692	0	0,0087	0,2759	0
0,1136	0,2312	0	0,09	0,2466	0	0,0643	0,2594	0	0,0369	0,2693	0	0,0081	0,276	0
0,1131	0,2316	0	0,0895	0,2469	0	0,0638	0,2597	0	0,0363	0,2695	0	0,0075	0,2761	0
0,1127	0,2319	0	0,089	0,2472	0	0,0633	0,2599	0	0,0358	0,2697	0	0,0069	0,2762	0
0,1123	0,2322	0	0,0885	0,2475	0	0,0627	0,2601	0	0,0352	0,2698	0	0,0064	0,2763	0
0,1118	0,2325	0	0,088	0,2477	0	0,0622	0,2603	0	0,0347	0,27	0	0,0058	0,2764	0
0,1114	0,2329	0	0,0875	0,248	0	0,0617	0,2605	0	0,0341	0,2701	0	0,0052	0,2765	0
0,1109	0,2332	0	0,087	0,2483	0	0,0612	0,2608	0	0,0336	0,2703	0	0,0046	0,2766	0
0,1105	0,2335	0	0,0866	0,2485	0	0,0606	0,261	0	0,033	0,2704	0	0,0041	0,2767	0
0,11	0,2338	0	0,0861	0,2488	0	0,0601	0,2612	0	0,0325	0,2706	0	0,0035	0,2768	0
0,1096	0,2341	0	0,0856	0,2491	0	0,0596	0,2614	0	0,0319	0,2708	0	0,0029	0,2769	0
0,1091	0,2345	0	0,0851	0,2494	0	0,0591	0,2616	0	0,0313	0,2709	0	0,0023	0,277	0
0,1087	0,2348	0	0,0846	0,2496	0	0,0585	0,2618	0	0,0308	0,2711	0	0,0017	0,277	0
0,1082	0,2351	0	0,0841	0,2499	0	0,058	0,262	0	0,0302	0,2712	0	0,0012	0,2771	0

0,1078	0,2354	0	0,0836	0,2502	0	0,0575	0,2622	0	0,0297	0,2714	0	0,0006	0,2772	0
0,1073	0,2357	0	0,0831	0,2504	0	0,0569	0,2625	0	0,0291	0,2715	0	0	0,2773	0
0,1069	0,236	0	0,0826	0,2507	0	0,0564	0,2627	0	0,0286	0,2716	0	-0,0006	0,2774	0
0,1064	0,2363	0	0,0821	0,2509	0	0,0559	0,2629	0	0,028	0,2718	0	-0,0012	0,2774	0
0,106	0,2366	0	0,0816	0,2512	0	0,0553	0,2631	0	0,0274	0,2719	0	-0,0017	0,2775	0
0,1055	0,237	0	0,0811	0,2515	0	0,0548	0,2633	0	0,0269	0,2721	0	-0,0023	0,2776	0
0,105	0,2373	0	0,0806	0,2517	0	0,0543	0,2635	0	0,0263	0,2722	0	-0,0029	0,2777	0
0,1046	0,2376	0	0,0801	0,252	0	0,0537	0,2637	0	0,0257	0,2724	0	-0,0035	0,2777	0
0,1041	0,2379	0	0,0796	0,2522	0	0,0532	0,2639	0	0,0252	0,2725	0	-0,0041	0,2778	0
0,1037	0,2382	0	0,0791	0,2525	0	0,0527	0,2641	0	0,0246	0,2726	0	-0,0047	0,2779	0
0,1032	0,2385	0	0,0786	0,2527	0	0,0521	0,2643	0	0,0241	0,2728	0	-0,0052	0,278	0
0,1027	0,2388	0	0,0781	0,253	0	0,0516	0,2645	0	0,0235	0,2729	0	-0,0058	0,278	0
0,1023	0,2391	0	0,0776	0,2533	0	0,0511	0,2647	0	0,0229	0,273	0	-0,0064	0,2781	0
0,1018	0,2394	0	0,0771	0,2535	0	0,0505	0,2649	0	0,0224	0,2732	0	-0,007	0,2781	0
0,1013	0,2397	0	0,0766	0,2538	0	0,05	0,2651	0	0,0218	0,2733	0	-0,0076	0,2782	0

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
-0,0082	0,2783	0	-0,0383	0,2796	0	-0,0687	0,2773	0	-0,099	0,2714	0	-0,1286	0,2618	0
-0,0087	0,2783	0	-0,0389	0,2796	0	-0,0693	0,2772	0	-0,0996	0,2712	0	-0,1292	0,2616	0
-0,0093	0,2784	0	-0,0395	0,2796	0	-0,0699	0,2771	0	-0,1002	0,2711	0	-0,1298	0,2614	0
-0,0099	0,2785	0	-0,0401	0,2796	0	-0,0705	0,2771	0	-0,1007	0,2709	0	-0,1303	0,2612	0
-0,0105	0,2785	0	-0,0407	0,2796	0	-0,0711	0,277	0	-0,1013	0,2707	0	-0,1309	0,2609	0
-0,0111	0,2786	0	-0,0413	0,2795	0	-0,0717	0,2769	0	-0,1019	0,2706	0	-0,1315	0,2607	0
-0,0117	0,2786	0	-0,0419	0,2795	0	-0,0723	0,2768	0	-0,1025	0,2704	0	-0,132	0,2605	0
-0,0123	0,2787	0	-0,0425	0,2795	0	-0,0729	0,2767	0	-0,1031	0,2703	0	-0,1326	0,2603	0
-0,0129	0,2787	0	-0,0431	0,2795	0	-0,0735	0,2766	0	-0,1037	0,2701	0	-0,1332	0,26	0
-0,0134	0,2788	0	-0,0437	0,2795	0	-0,0741	0,2765	0	-0,1043	0,2699	0	-0,1337	0,2598	0
-0,014	0,2788	0	-0,0443	0,2794	0	-0,0747	0,2764	0	-0,1049	0,2698	0	-0,1343	0,2596	0
-0,0146	0,2789	0	-0,0449	0,2794	0	-0,0753	0,2763	0	-0,1054	0,2696	0	-0,1349	0,2593	0
-0,0152	0,2789	0	-0,0455	0,2794	0	-0,0759	0,2762	0	-0,106	0,2694	0	-0,1354	0,2591	0
-0,0158	0,279	0	-0,046	0,2794	0	-0,0765	0,2761	0	-0,1066	0,2693	0	-0,136	0,2588	0
-0,0164	0,279	0	-0,0466	0,2793	0	-0,0771	0,276	0	-0,1072	0,2691	0	-0,1366	0,2586	0
-0,017	0,279	0	-0,0472	0,2793	0	-0,0777	0,2759	0	-0,1078	0,2689	0	-0,1371	0,2584	0
-0,0176	0,2791	0	-0,0478	0,2793	0	-0,0783	0,2758	0	-0,1084	0,2688	0	-0,1377	0,2581	0
-0,0181	0,2791	0	-0,0484	0,2792	0	-0,0789	0,2757	0	-0,1089	0,2686	0	-0,1383	0,2579	0
-0,0187	0,2792	0	-0,049	0,2792	0	-0,0795	0,2756	0	-0,1095	0,2684	0	-0,1388	0,2576	0
-0,0193	0,2792	0	-0,0496	0,2792	0	-0,08	0,2755	0	-0,1101	0,2682	0	-0,1394	0,2574	0
-0,0199	0,2792	0	-0,0502	0,2791	0	-0,0806	0,2754	0	-0,1107	0,268	0	-0,14	0,2571	0
-0,0205	0,2793	0	-0,0508	0,2791	0	-0,0812	0,2753	0	-0,1113	0,2679	0	-0,1405	0,2569	0
-0,0211	0,2793	0	-0,0514	0,2791	0	-0,0818	0,2752	0	-0,1119	0,2677	0	-0,1411	0,2567	0
-0,0217	0,2793	0	-0,052	0,279	0	-0,0824	0,2751	0	-0,1124	0,2675	0	-0,1417	0,2564	0
-0,0223	0,2793	0	-0,0526	0,279	0	-0,083	0,275	0	-0,113	0,2673	0	-0,1422	0,2561	0
-0,0229	0,2794	0	-0,0532	0,2789	0	-0,0836	0,2749	0	-0,1136	0,2671	0	-0,1428	0,2559	0
-0,0235	0,2794	0	-0,0538	0,2789	0	-0,0842	0,2747	0	-0,1142	0,2669	0	-0,1433	0,2556	0
-0,0241	0,2794	0	-0,0544	0,2788	0	-0,0848	0,2746	0	-0,1148	0,2668	0	-0,1439	0,2554	0
-0,0246	0,2795	0	-0,055	0,2788	0	-0,0854	0,2745	0	-0,1154	0,2666	0	-0,1445	0,2551	0
-0,0252	0,2795	0	-0,0556	0,2788	0	-0,086	0,2744	0	-0,1159	0,2664	0	-0,145	0,2549	0
-0,0258	0,2795	0	-0,0562	0,2787	0	-0,0866	0,2743	0	-0,1165	0,2662	0	-0,1456	0,2546	0
-0,0264	0,2795	0	-0,0568	0,2786	0	-0,0872	0,2741	0	-0,1171	0,266	0	-0,1461	0,2544	0
-0,027	0,2795	0	-0,0574	0,2786	0	-0,0878	0,274	0	-0,1177	0,2658	0	-0,1467	0,2541	0
-0,0276	0,2795	0	-0,058	0,2785	0	-0,0884	0,2739	0	-0,1183	0,2656	0			
-0,0282	0,2796	0	-0,0586	0,2785	0	-0,0889	0,2737	0	-0,1188	0,2654	0			
-0,0288	0,2796	0	-0,0592	0,2784	0	-0,0895	0,2736	0	-0,1194	0,2652	0			

-0,0294	0,2796	0	-0,0598	0,2784	0	-0,0901	0,2735	0	-0,12	0,265	0
-0,03	0,2796	0	-0,0604	0,2783	0	-0,0907	0,2734	0	-0,1206	0,2648	0
-0,0306	0,2796	0	-0,061	0,2782	0	-0,0913	0,2732	0	-0,1211	0,2646	0
-0,0312	0,2796	0	-0,0616	0,2782	0	-0,0919	0,2731	0	-0,1217	0,2644	0
-0,0318	0,2796	0	-0,0622	0,2781	0	-0,0925	0,273	0	-0,1223	0,2642	0
-0,0324	0,2796	0	-0,0628	0,2781	0	-0,0931	0,2728	0	-0,1229	0,264	0
-0,0329	0,2796	0	-0,0634	0,278	0	-0,0937	0,2727	0	-0,1234	0,2638	0
-0,0335	0,2796	0	-0,064	0,2779	0	-0,0943	0,2725	0	-0,124	0,2636	0
-0,0341	0,2796	0	-0,0646	0,2778	0	-0,0949	0,2724	0	-0,1246	0,2633	0
-0,0347	0,2796	0	-0,0652	0,2778	0	-0,0954	0,2723	0	-0,1252	0,2631	0
-0,0353	0,2796	0	-0,0657	0,2777	0	-0,096	0,2721	0	-0,1257	0,2629	0
-0,0359	0,2796	0	-0,0663	0,2776	0	-0,0966	0,272	0	-0,1263	0,2627	0
-0,0365	0,2796	0	-0,0669	0,2775	0	-0,0972	0,2718	0	-0,1269	0,2625	0
-0,0371	0,2796	0	-0,0675	0,2775	0	-0,0978	0,2717	0	-0,1275	0,2623	0
-0,0377	0,2796	0	-0,0681	0,2774	0	-0,0984	0,2715	0	-0,128	0,2621	0

APÊNDICE II : Perfil Estimado do came Com o Efeito de Inércia

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
0,2036	0	0	0,2041	0,0215	0	0,2032	0,0432	0	0,2012	0,0654	0	0,1979	0,0881	0
0,2037	0,0004	0	0,2041	0,0219	0	0,2032	0,0436	0	0,2012	0,0658	0	0,1978	0,0885	0
0,2041	0,0009	0	0,2041	0,0223	0	0,2032	0,0441	0	0,2011	0,0663	0	0,1977	0,089	0
0,2041	0,0013	0	0,2041	0,0227	0	0,2031	0,0445	0	0,2011	0,0667	0	0,1976	0,0895	0
0,2041	0,0017	0	0,2041	0,0232	0	0,2031	0,045	0	0,201	0,0672	0	0,1975	0,0899	0
0,2041	0,0021	0	0,204	0,0236	0	0,2031	0,0454	0	0,201	0,0676	0	0,1974	0,0904	0
0,2041	0,0026	0	0,204	0,024	0	0,203	0,0458	0	0,2009	0,0681	0	0,1973	0,0909	0
0,2041	0,003	0	0,204	0,0245	0	0,203	0,0463	0	0,2008	0,0685	0	0,1973	0,0913	0
0,2041	0,0034	0	0,204	0,0249	0	0,203	0,0467	0	0,2008	0,069	0	0,1972	0,0918	0
0,2041	0,0038	0	0,204	0,0253	0	0,2029	0,0472	0	0,2007	0,0694	0	0,1971	0,0922	0
0,2041	0,0043	0	0,204	0,0258	0	0,2029	0,0476	0	0,2007	0,0699	0	0,197	0,0927	0
0,2041	0,0047	0	0,204	0,0262	0	0,2029	0,048	0	0,2006	0,0703	0	0,1969	0,0932	0
0,2041	0,0051	0	0,204	0,0266	0	0,2029	0,0485	0	0,2005	0,0708	0	0,1968	0,0936	0
0,2042	0,0056	0	0,204	0,0271	0	0,2028	0,0489	0	0,2005	0,0712	0	0,1967	0,0941	0
0,2042	0,006	0	0,2039	0,0275	0	0,2028	0,0494	0	0,2004	0,0717	0	0,1966	0,0945	0
0,2042	0,0064	0	0,2039	0,0279	0	0,2027	0,0498	0	0,2004	0,0721	0	0,1965	0,095	0
0,2042	0,0068	0	0,2039	0,0284	0	0,2027	0,0502	0	0,2003	0,0726	0	0,1964	0,0955	0
0,2042	0,0073	0	0,2039	0,0288	0	0,2027	0,0507	0	0,2002	0,073	0	0,1963	0,0959	0
0,2042	0,0077	0	0,2039	0,0292	0	0,2026	0,0511	0	0,2002	0,0735	0	0,1962	0,0964	0
0,2042	0,0081	0	0,2039	0,0297	0	0,2026	0,0516	0	0,2001	0,0739	0	0,1961	0,0968	0
0,2042	0,0086	0	0,2039	0,0301	0	0,2026	0,052	0	0,2001	0,0744	0	0,196	0,0973	0
0,2042	0,009	0	0,2038	0,0305	0	0,2025	0,0525	0	0,2	0,0749	0	0,1959	0,0978	0
0,2042	0,0094	0	0,2038	0,031	0	0,2025	0,0529	0	0,1999	0,0753	0	0,1958	0,0982	0
0,2042	0,0098	0	0,2038	0,0314	0	0,2025	0,0533	0	0,1999	0,0758	0	0,1957	0,0987	0
0,2042	0,0103	0	0,2038	0,0318	0	0,2024	0,0538	0	0,1998	0,0762	0	0,1956	0,0991	0
0,2042	0,0107	0	0,2038	0,0323	0	0,2024	0,0542	0	0,1997	0,0767	0	0,1955	0,0996	0
0,2042	0,0111	0	0,2038	0,0327	0	0,2023	0,0547	0	0,1997	0,0771	0	0,1954	0,1001	0
0,2042	0,0116	0	0,2037	0,0331	0	0,2023	0,0551	0	0,1996	0,0776	0	0,1952	0,1005	0
0,2042	0,012	0	0,2037	0,0336	0	0,2023	0,0556	0	0,1995	0,078	0	0,1951	0,101	0
0,2042	0,0124	0	0,2037	0,034	0	0,2022	0,056	0	0,1994	0,0785	0	0,195	0,1014	0
0,2042	0,0128	0	0,2037	0,0345	0	0,2022	0,0564	0	0,1994	0,0789	0	0,1949	0,1019	0
0,2042	0,0133	0	0,2037	0,0349	0	0,2021	0,0569	0	0,1993	0,0794	0	0,1948	0,1024	0
0,2042	0,0137	0	0,2036	0,0353	0	0,2021	0,0573	0	0,1992	0,0798	0	0,1947	0,1028	0
0,2042	0,0141	0	0,2036	0,0358	0	0,202	0,0578	0	0,1992	0,0803	0	0,1946	0,1033	0
0,2042	0,0146	0	0,2036	0,0362	0	0,202	0,0582	0	0,1991	0,0808	0	0,1944	0,1037	0
0,2042	0,015	0	0,2036	0,0366	0	0,202	0,0587	0	0,199	0,0812	0	0,1943	0,1042	0
0,2042	0,0154	0	0,2036	0,0371	0	0,2019	0,0591	0	0,1989	0,0817	0	0,1942	0,1047	0
0,2042	0,0159	0	0,2035	0,0375	0	0,2019	0,0596	0	0,1989	0,0821	0	0,1941	0,1051	0
0,2042	0,0163	0	0,2035	0,0379	0	0,2018	0,06	0	0,1988	0,0826	0	0,194	0,1056	0
0,2042	0,0167	0	0,2035	0,0384	0	0,2018	0,0605	0	0,1987	0,083	0	0,1938	0,106	0
0,2042	0,0171	0	0,2035	0,0388	0	0,2017	0,0609	0	0,1986	0,0835	0	0,1937	0,1065	0
0,2041	0,0176	0	0,2034	0,0393	0	0,2017	0,0614	0	0,1986	0,084	0	0,1936	0,1069	0
0,2041	0,018	0	0,2034	0,0397	0	0,2016	0,0618	0	0,1985	0,0844	0	0,1934	0,1074	0
0,2041	0,0184	0	0,2034	0,0401	0	0,2016	0,0622	0	0,1984	0,0849	0	0,1933	0,1079	0
0,2041	0,0189	0	0,2034	0,0406	0	0,2015	0,0627	0	0,1983	0,0853	0	0,1932	0,1083	0
0,2041	0,0193	0	0,2034	0,041	0	0,2015	0,0631	0	0,1982	0,0858	0	0,1931	0,1088	0
0,2041	0,0197	0	0,2033	0,0414	0	0,2014	0,0636	0	0,1982	0,0862	0	0,1929	0,1092	0
0,2041	0,0202	0	0,2033	0,0419	0	0,2014	0,064	0	0,1981	0,0867	0	0,1928	0,1097	0
0,2041	0,0206	0	0,2033	0,0423	0	0,2013	0,0645	0	0,198	0,0872	0	0,1927	0,1102	0
0,2041	0,021	0	0,2032	0,0428	0	0,2013	0,0649	0	0,1979	0,0876	0	0,1925	0,1106	0

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
0,1924	0,1111	0	0,1839	0,1342	0	0,1726	0,1567	0	0,1584	0,1782	0	0,1416	0,1984	0
0,1922	0,1115	0	0,1837	0,1346	0	0,1723	0,1571	0	0,1581	0,1786	0	0,1413	0,1988	0
0,1921	0,112	0	0,1835	0,1351	0	0,1721	0,1576	0	0,1578	0,179	0	0,1409	0,1992	0
0,192	0,1124	0	0,1833	0,1355	0	0,1718	0,158	0	0,1575	0,1794	0	0,1406	0,1996	0
0,1918	0,1129	0	0,1831	0,136	0	0,1716	0,1584	0	0,1572	0,1798	0	0,1402	0,2	0
0,1917	0,1134	0	0,1829	0,1364	0	0,1713	0,1588	0	0,1569	0,1803	0	0,1399	0,2003	0
0,1915	0,1138	0	0,1827	0,1369	0	0,171	0,1593	0	0,1566	0,1807	0	0,1395	0,2007	0
0,1914	0,1143	0	0,1825	0,1373	0	0,1708	0,1597	0	0,1563	0,1811	0	0,1391	0,2011	0
0,1912	0,1147	0	0,1823	0,1378	0	0,1705	0,1601	0	0,156	0,1815	0	0,1388	0,2015	0
0,1911	0,1152	0	0,1821	0,1382	0	0,1703	0,1606	0	0,1557	0,1819	0	0,1384	0,2018	0
0,1909	0,1156	0	0,1819	0,1387	0	0,17	0,161	0	0,1554	0,1823	0	0,138	0,2022	0
0,1908	0,1161	0	0,1817	0,1391	0	0,1697	0,1614	0	0,155	0,1827	0	0,1377	0,2026	0
0,1906	0,1166	0	0,1815	0,1396	0	0,1695	0,1619	0	0,1547	0,1831	0	0,1373	0,203	0
0,1905	0,117	0	0,1813	0,14	0	0,1692	0,1623	0	0,1544	0,1835	0	0,1369	0,2033	0
0,1903	0,1175	0	0,1811	0,1404	0	0,169	0,1627	0	0,1541	0,1839	0	0,1366	0,2037	0
0,1902	0,1179	0	0,1809	0,1409	0	0,1687	0,1631	0	0,1538	0,1843	0	0,1362	0,2041	0
0,19	0,1184	0	0,1806	0,1413	0	0,1684	0,1636	0	0,1535	0,1847	0	0,1358	0,2045	0
0,1899	0,1188	0	0,1804	0,1418	0	0,1682	0,164	0	0,1531	0,1851	0	0,1355	0,2048	0
0,1897	0,1193	0	0,1802	0,1422	0	0,1679	0,1644	0	0,1528	0,1855	0	0,1351	0,2052	0
0,1896	0,1197	0	0,18	0,1427	0	0,1676	0,1648	0	0,1525	0,1859	0	0,1347	0,2056	0
0,1894	0,1202	0	0,1798	0,1431	0	0,1674	0,1653	0	0,1522	0,1863	0	0,1344	0,2059	0
0,1892	0,1206	0	0,1796	0,1436	0	0,1671	0,1657	0	0,1518	0,1867	0	0,134	0,2063	0
0,1891	0,1211	0	0,1794	0,144	0	0,1668	0,1661	0	0,1515	0,1871	0	0,1336	0,2067	0
0,1889	0,1216	0	0,1791	0,1444	0	0,1665	0,1665	0	0,1512	0,1875	0	0,1332	0,207	0
0,1887	0,122	0	0,1789	0,1449	0	0,1663	0,167	0	0,1509	0,1879	0	0,1328	0,2074	0
0,1886	0,1225	0	0,1787	0,1453	0	0,166	0,1674	0	0,1505	0,1883	0	0,1325	0,2078	0
0,1884	0,1229	0	0,1785	0,1458	0	0,1657	0,1678	0	0,1502	0,1887	0	0,1321	0,2081	0
0,1882	0,1234	0	0,1782	0,1462	0	0,1654	0,1682	0	0,1499	0,1891	0	0,1317	0,2085	0
0,1881	0,1238	0	0,178	0,1466	0	0,1651	0,1686	0	0,1495	0,1895	0	0,1313	0,2089	0
0,1879	0,1243	0	0,1778	0,1471	0	0,1649	0,1691	0	0,1492	0,1899	0	0,1309	0,2092	0
0,1877	0,1247	0	0,1776	0,1475	0	0,1646	0,1695	0	0,1489	0,1903	0	0,1306	0,2096	0
0,1876	0,1252	0	0,1773	0,148	0	0,1643	0,1699	0	0,1485	0,1907	0	0,1302	0,2099	0
0,1874	0,1256	0	0,1771	0,1484	0	0,164	0,1703	0	0,1482	0,1911	0	0,1298	0,2103	0
0,1872	0,1261	0	0,1769	0,1488	0	0,1637	0,1707	0	0,1479	0,1915	0	0,1294	0,2107	0
0,187	0,1265	0	0,1767	0,1493	0	0,1635	0,1712	0	0,1475	0,1919	0	0,129	0,211	0
0,1869	0,127	0	0,1764	0,1497	0	0,1632	0,1716	0	0,1472	0,1923	0	0,1286	0,2114	0
0,1867	0,1274	0	0,1762	0,1502	0	0,1629	0,172	0	0,1469	0,1926	0	0,1282	0,2117	0
0,1865	0,1279	0	0,176	0,1506	0	0,1626	0,1724	0	0,1465	0,193	0	0,1278	0,2121	0
0,1863	0,1284	0	0,1757	0,151	0	0,1623	0,1728	0	0,1462	0,1934	0	0,1275	0,2125	0
0,1862	0,1288	0	0,1755	0,1515	0	0,162	0,1733	0	0,1458	0,1938	0	0,1271	0,2128	0
0,186	0,1293	0	0,1752	0,1519	0	0,1617	0,1737	0	0,1455	0,1942	0	0,1267	0,2132	0
0,1858	0,1297	0	0,175	0,1523	0	0,1614	0,1741	0	0,1451	0,1946	0	0,1263	0,2135	0
0,1856	0,1302	0	0,1748	0,1528	0	0,1611	0,1745	0	0,1448	0,195	0	0,1259	0,2139	0
0,1854	0,1306	0	0,1745	0,1532	0	0,1608	0,1749	0	0,1445	0,1954	0	0,1255	0,2142	0
0,1852	0,1311	0	0,1743	0,1537	0	0,1605	0,1753	0	0,1441	0,1957	0	0,1251	0,2146	0
0,185	0,1315	0	0,174	0,1541	0	0,1602	0,1757	0	0,1438	0,1961	0	0,1247	0,2149	0
0,1849	0,132	0	0,1738	0,1545	0	0,1599	0,1762	0	0,1434	0,1965	0	0,1243	0,2153	0
0,1847	0,1324	0	0,1736	0,155	0	0,1597	0,1766	0	0,1431	0,1969	0	0,1239	0,2156	0
0,1845	0,1329	0	0,1733	0,1554	0	0,1594	0,177	0	0,1427	0,1973	0	0,1235	0,216	0
0,1843	0,1333	0	0,1731	0,1558	0	0,1591	0,1774	0	0,1424	0,1977	0	0,1231	0,2163	0
0,1841	0,1337	0	0,1728	0,1563	0	0,1587	0,1778	0	0,142	0,1981	0	0,1227	0,2167	0

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
0,1223	0,217	0	0,1005	0,2336	0	0,0765	0,2478	0	0,0506	0,2594	0	0,0231	0,2679	0
0,1219	0,2174	0	0,1001	0,2339	0	0,076	0,2481	0	0,0501	0,2596	0	0,0225	0,2681	0
0,1215	0,2177	0	0,0996	0,2342	0	0,0755	0,2483	0	0,0496	0,2598	0	0,022	0,2682	0
0,1211	0,2181	0	0,0992	0,2345	0	0,0751	0,2486	0	0,049	0,26	0	0,0214	0,2683	0
0,1207	0,2184	0	0,0987	0,2348	0	0,0746	0,2488	0	0,0485	0,2602	0	0,0208	0,2685	0
0,1203	0,2187	0	0,0983	0,2351	0	0,0741	0,2491	0	0,048	0,2604	0	0,0203	0,2686	0
0,1198	0,2191	0	0,0978	0,2354	0	0,0736	0,2493	0	0,0474	0,2605	0	0,0197	0,2687	0
0,1194	0,2194	0	0,0973	0,2357	0	0,0731	0,2496	0	0,0469	0,2607	0	0,0192	0,2688	0
0,119	0,2198	0	0,0969	0,236	0	0,0726	0,2498	0	0,0464	0,2609	0	0,0186	0,269	0
0,1186	0,2201	0	0,0964	0,2363	0	0,0721	0,2501	0	0,0459	0,2611	0	0,0181	0,2691	0
0,1182	0,2204	0	0,096	0,2366	0	0,0716	0,2503	0	0,0453	0,2613	0	0,0175	0,2692	0
0,1178	0,2208	0	0,0955	0,2369	0	0,0711	0,2506	0	0,0448	0,2615	0	0,0169	0,2693	0
0,1174	0,2211	0	0,0951	0,2372	0	0,0706	0,2508	0	0,0443	0,2617	0	0,0164	0,2695	0
0,117	0,2214	0	0,0946	0,2375	0	0,0701	0,251	0	0,0437	0,2619	0	0,0158	0,2696	0
0,1165	0,2218	0	0,0941	0,2378	0	0,0696	0,2513	0	0,0432	0,262	0	0,0153	0,2697	0
0,1161	0,2221	0	0,0937	0,238	0	0,0691	0,2515	0	0,0427	0,2622	0	0,0147	0,2698	0
0,1157	0,2225	0	0,0932	0,2383	0	0,0686	0,2518	0	0,0421	0,2624	0	0,0141	0,2699	0
0,1153	0,2228	0	0,0927	0,2386	0	0,0681	0,252	0	0,0416	0,2626	0	0,0136	0,27	0
0,1149	0,2231	0	0,0923	0,2389	0	0,0676	0,2522	0	0,0411	0,2628	0	0,013	0,2702	0
0,1144	0,2234	0	0,0918	0,2392	0	0,0671	0,2525	0	0,0405	0,2629	0	0,0125	0,2703	0
0,114	0,2238	0	0,0914	0,2395	0	0,0666	0,2527	0	0,04	0,2631	0	0,0119	0,2704	0
0,1136	0,2241	0	0,0909	0,2398	0	0,0661	0,2529	0	0,0394	0,2633	0	0,0113	0,2705	0
0,1132	0,2244	0	0,0904	0,2401	0	0,0656	0,2532	0	0,0389	0,2634	0	0,0108	0,2706	0
0,1128	0,2248	0	0,09	0,2403	0	0,0651	0,2534	0	0,0384	0,2636	0	0,0102	0,2707	0
0,1123	0,2251	0	0,0895	0,2406	0	0,0646	0,2536	0	0,0378	0,2638	0	0,0096	0,2708	0
0,1119	0,2254	0	0,089	0,2409	0	0,064	0,2539	0	0,0373	0,264	0	0,0091	0,2709	0
0,1115	0,2257	0	0,0885	0,2412	0	0,0635	0,2541	0	0,0367	0,2641	0	0,0085	0,271	0
0,111	0,2261	0	0,0881	0,2415	0	0,063	0,2543	0	0,0362	0,2643	0	0,008	0,2711	0
0,1106	0,2264	0	0,0876	0,2417	0	0,0625	0,2545	0	0,0357	0,2645	0	0,0074	0,2712	0
0,1102	0,2267	0	0,0871	0,242	0	0,062	0,2548	0	0,0351	0,2646	0	0,0068	0,2713	0
0,1098	0,227	0	0,0867	0,2423	0	0,0615	0,255	0	0,0346	0,2648	0	0,0063	0,2714	0
0,1093	0,2274	0	0,0862	0,2426	0	0,061	0,2552	0	0,034	0,2649	0	0,0057	0,2715	0
0,1089	0,2277	0	0,0857	0,2428	0	0,0605	0,2554	0	0,0335	0,2651	0	0,0051	0,2716	0
0,1085	0,228	0	0,0852	0,2431	0	0,06	0,2556	0	0,0329	0,2653	0	0,0046	0,2717	0
0,108	0,2283	0	0,0848	0,2434	0	0,0594	0,2559	0	0,0324	0,2654	0	0,004	0,2718	0
0,1076	0,2286	0	0,0843	0,2436	0	0,0589	0,2561	0	0,0319	0,2656	0	0,0034	0,2719	0
0,1072	0,229	0	0,0838	0,2439	0	0,0584	0,2563	0	0,0313	0,2657	0	0,0028	0,272	0
0,1067	0,2293	0	0,0833	0,2442	0	0,0579	0,2565	0	0,0308	0,2659	0	0,0023	0,2721	0
0,1063	0,2296	0	0,0828	0,2445	0	0,0574	0,2567	0	0,0302	0,266	0	0,0017	0,2722	0
0,1058	0,2299	0	0,0824	0,2447	0	0,0569	0,2569	0	0,0297	0,2662	0	0,0011	0,2723	0
0,1054	0,2302	0	0,0819	0,245	0	0,0563	0,2571	0	0,0291	0,2663	0	0,0006	0,2723	0
0,105	0,2305	0	0,0814	0,2452	0	0,0558	0,2573	0	0,0286	0,2665	0	0	0,2724	0
0,1045	0,2308	0	0,0809	0,2455	0	0,0553	0,2576	0	0,028	0,2666	0	-0,0006	0,2725	0
0,1041	0,2311	0	0,0804	0,2458	0	0,0548	0,2578	0	0,0275	0,2668	0	-0,0011	0,2726	0
0,1036	0,2315	0	0,0799	0,246	0	0,0543	0,258	0	0,0269	0,2669	0	-0,0017	0,2727	0
0,1032	0,2318	0	0,0795	0,2463	0	0,0537	0,2582	0	0,0264	0,2671	0	-0,0023	0,2727	0
0,1027	0,2321	0	0,079	0,2466	0	0,0532	0,2584	0	0,0258	0,2672	0	-0,0029	0,2728	0
0,1023	0,2324	0	0,0785	0,2468	0	0,0527	0,2586	0	0,0253	0,2674	0	-0,0034	0,2729	0
0,1019	0,2327	0	0,078	0,2471	0	0,0522	0,2588	0	0,0247	0,2675	0	-0,004	0,273	0
0,1014	0,233	0	0,0775	0,2473	0	0,0517	0,259	0	0,0242	0,2676	0	-0,0046	0,273	0
0,101	0,2333	0	0,077	0,2476	0	0,0511	0,2592	0	0,0236	0,2678	0	-0,0051	0,2731	0

X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
-0,0057	0,2732	0	-0,0353	0,275	0	-0,0654	0,2736	0	-0,0956	0,2691	0	-0,1257	0,2614	0
-0,0063	0,2733	0	-0,0359	0,275	0	-0,066	0,2735	0	-0,0962	0,2689	0	-0,1263	0,2612	0
-0,0069	0,2733	0	-0,0365	0,275	0	-0,0666	0,2734	0	-0,0968	0,2688	0	-0,1269	0,2611	0
-0,0074	0,2734	0	-0,0371	0,275	0	-0,0671	0,2734	0	-0,0974	0,2687	0	-0,1275	0,2609	0
-0,008	0,2735	0	-0,0377	0,275	0	-0,0677	0,2733	0	-0,098	0,2686	0	-0,128	0,2607	0
-0,0086	0,2735	0	-0,0383	0,275	0	-0,0683	0,2733	0	-0,0986	0,2684	0	-0,1286	0,2605	0
-0,0092	0,2736	0	-0,0388	0,275	0	-0,0689	0,2732	0	-0,0991	0,2683	0	-0,1292	0,2603	0
-0,0097	0,2736	0	-0,0394	0,275	0	-0,0695	0,2731	0	-0,0997	0,2682	0	-0,1298	0,2601	0
-0,0103	0,2737	0	-0,04	0,275	0	-0,0701	0,2731	0	-0,1003	0,2681	0	-0,1304	0,2599	0
-0,0109	0,2738	0	-0,0406	0,2749	0	-0,0707	0,273	0	-0,1009	0,2679	0	-0,131	0,2597	0
-0,0115	0,2738	0	-0,0412	0,2749	0	-0,0713	0,2729	0	-0,1015	0,2678	0	-0,1316	0,2595	0
-0,0121	0,2739	0	-0,0418	0,2749	0	-0,0719	0,2728	0	-0,1021	0,2677	0	-0,1321	0,2594	0
-0,0126	0,2739	0	-0,0424	0,2749	0	-0,0725	0,2728	0	-0,1027	0,2675	0	-0,1327	0,2592	0
-0,0132	0,274	0	-0,0429	0,2749	0	-0,0731	0,2727	0	-0,1033	0,2674	0	-0,1333	0,259	0
-0,0138	0,274	0	-0,0435	0,2749	0	-0,0737	0,2726	0	-0,1039	0,2673	0	-0,1339	0,2588	0
-0,0144	0,2741	0	-0,0441	0,2749	0	-0,0743	0,2726	0	-0,1045	0,2671	0	-0,1345	0,2586	0
-0,0149	0,2741	0	-0,0447	0,2749	0	-0,0748	0,2725	0	-0,1051	0,267	0	-0,1351	0,2584	0
-0,0155	0,2742	0	-0,0453	0,2748	0	-0,0754	0,2724	0	-0,1057	0,2669	0	-0,1357	0,2582	0
-0,0161	0,2742	0	-0,0459	0,2748	0	-0,076	0,2723	0	-0,1062	0,2667	0	-0,1362	0,258	0
-0,0167	0,2743	0	-0,0465	0,2748	0	-0,0766	0,2722	0	-0,1068	0,2666	0	-0,1368	0,2578	0
-0,0173	0,2743	0	-0,0471	0,2748	0	-0,0772	0,2722	0	-0,1074	0,2664	0	-0,1374	0,2576	0
-0,0178	0,2744	0	-0,0477	0,2748	0	-0,0778	0,2721	0	-0,108	0,2663	0	-0,138	0,2574	0
-0,0184	0,2744	0	-0,0482	0,2747	0	-0,0784	0,272	0	-0,1086	0,2661	0	-0,1386	0,2571	0
-0,019	0,2744	0	-0,0488	0,2747	0	-0,079	0,2719	0	-0,1092	0,266	0	-0,1392	0,2569	0
-0,0196	0,2745	0	-0,0494	0,2747	0	-0,0796	0,2718	0	-0,1098	0,2659	0	-0,1397	0,2567	0
-0,0202	0,2745	0	-0,05	0,2747	0	-0,0802	0,2717	0	-0,1104	0,2657	0	-0,1403	0,2565	0
-0,0207	0,2745	0	-0,0506	0,2746	0	-0,0808	0,2717	0	-0,111	0,2656	0	-0,1409	0,2563	0
-0,0213	0,2746	0	-0,0512	0,2746	0	-0,0814	0,2716	0	-0,1116	0,2654	0	-0,1415	0,2561	0
-0,0219	0,2746	0	-0,0518	0,2746	0	-0,082	0,2715	0	-0,1122	0,2653	0	-0,1421	0,2559	0
-0,0225	0,2746	0	-0,0524	0,2745	0	-0,0826	0,2714	0	-0,1127	0,2651	0	-0,1427	0,2557	0
-0,0231	0,2747	0	-0,053	0,2745	0	-0,0831	0,2713	0	-0,1133	0,2649	0	-0,1432	0,2554	0
-0,0236	0,2747	0	-0,0536	0,2745	0	-0,0837	0,2712	0	-0,1139	0,2648	0	-0,1438	0,2552	0
-0,0242	0,2747	0	-0,0541	0,2744	0	-0,0843	0,2711	0	-0,1145	0,2646	0	-0,1444	0,255	0
-0,0248	0,2748	0	-0,0547	0,2744	0	-0,0849	0,271	0	-0,1151	0,2645	0	-0,145	0,2548	0
-0,0254	0,2748	0	-0,0553	0,2744	0	-0,0855	0,2709	0	-0,1157	0,2643	0	-0,1456	0,2546	0
-0,026	0,2748	0	-0,0559	0,2743	0	-0,0861	0,2708	0	-0,1163	0,2642	0	-0,1461	0,2543	0
-0,0266	0,2748	0	-0,0565	0,2743	0	-0,0867	0,2707	0	-0,1169	0,264	0	-0,1467	0,2541	0
-0,0271	0,2748	0	-0,0571	0,2742	0	-0,0873	0,2706	0	-0,1175	0,2638	0			
-0,0277	0,2749	0	-0,0577	0,2742	0	-0,0879	0,2705	0	-0,1181	0,2637	0			
-0,0283	0,2749	0	-0,0583	0,2742	0	-0,0885	0,2704	0	-0,1186	0,2635	0			
-0,0289	0,2749	0	-0,0589	0,2741	0	-0,0891	0,2703	0	-0,1192	0,2633	0			
-0,0295	0,2749	0	-0,0595	0,2741	0	-0,0897	0,2702	0	-0,1198	0,2632	0			
-0,0301	0,2749	0	-0,06	0,274	0	-0,0903	0,2701	0	-0,1204	0,263	0			
-0,0306	0,2749	0	-0,0606	0,274	0	-0,0909	0,27	0	-0,121	0,2628	0			
-0,0312	0,2749	0	-0,0612	0,2739	0	-0,0914	0,2699	0	-0,1216	0,2627	0			
-0,0318	0,275	0	-0,0618	0,2739	0	-0,092	0,2697	0	-0,1222	0,2625	0			
-0,0324	0,275	0	-0,0624	0,2738	0	-0,0926	0,2696	0	-0,1228	0,2623	0			
-0,033	0,275	0	-0,063	0,2738	0	-0,0932	0,2695	0	-0,1233	0,2621	0			
-0,0336	0,275	0	-0,0636	0,2737	0	-0,0938	0,2694	0	-0,1239	0,262	0			
-0,0342	0,275	0	-0,0642	0,2737	0	-0,0944	0,2693	0	-0,1245	0,2618	0			
-0,0347	0,275	0	-0,0648	0,2736	0	-0,095	0,2692	0	-0,1251	0,2616	0			