

MÁRCIO PERES DE SOUZA

**DISPOSITIVO DE RESISTÊNCIA COM VIBRAÇÕES MECÂNICAS
PARA TREINAMENTO MUSCULAR**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2012

MÁRCIO PERES DE SOUZA

**DISPOSITIVO DE RESISTÊNCIA COM VIBRAÇÕES MECÂNICAS
PARA TREINAMENTO MUSCULAR**

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 Amaral de Araújo

UBERLÂNDIA – MG

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU , MG, Brasil

S729d Souza, Márcio Peres de, 1981-
2012 Dispositivo de resistência com vibrações mecânicas para treinamento muscular / Márcio Peres de Souza. - 2012.
126 f. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Músculos - Teses. 4. Vibração - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de, 1963-
II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 621

MÁRCIO PERES DE SOUZA

DISPOSITIVO DE RESISTÊNCIA COM VIBRAÇÕES MECÂNICAS PARA TREINAMENTO MUSCULAR

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 Amaral de Araújo – FEMEC/UFU – Orientador

Prof. Marcos Pinotti Barbosa – DEMEC/UFMG – Co-orientador

Prof. Dr. Francisco Paulo Lépore Neto – FEMEC/UFU

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos – FAEFI/UFU

Uberlândia, 13 de Abril de 2012.

*Aos meus queridos e amados pais, e irmãos
pelo estímulo, carinho, luta e compreensão.*

AGRADECIMENTOS

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

Aos meus pais, Celso e Maria Augusta, vindos de famílias humildes e sem condições financeiras para estudar, fizeram de tudo para que eu tivesse a oportunidade. A eles, o meu eterno agradecimento.

À minha namorada Juliana Silva de Melo pelo apoio, compreensão e o carinho prestados durante esta etapa da minha vida.

Ao professor Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, mentor e orientador, por acreditar no meu potencial e dar todo apoio e suporte necessários. Sem sombra de dúvida, um exemplo de dedicação e companheirismo.

Aos colegas do Laboratório de Projetos Mecânicos, que de forma direta e indireta contribuíram na realização deste trabalho.

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

E acima de tudo a Deus, por estar ao meu lado e me carregar no colo nos momentos mais difíceis, não só desta etapa mas da minha vida.

Souza, M. P. **Dispositivo de resistência com vibrações mecânicas para treinamento muscular**, 2012., 126 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Uberlândia, MG, Brasil.

Resumo

Atualmente, a prática de exercícios resistidos visando obter melhorias no desempenho atlético, estético ou com objetivos fisioterápicos vêm se tornando uma prática importante e comum na sociedade. Em geral, a prática destes exercícios utilizam equipamentos convencionais através de cabos e pilhas de pesos. Recentemente, outros tipos de treinamento foram incorporados aos equipamentos convencionais utilizando sistemas com vibração mecânica. Sabe-se que as vibrações mecânicas possuem ação direta sobre os sistemas biológicos sendo utilizados até mesmo na prevenção de algumas doenças degenerativas. Porém ainda não se conhece claramente os fenômenos biomecânicos relacionados ao uso das vibrações mecânicas, principalmente, quando a vibração é aplicada na direção da contração muscular. O objetivo deste trabalho foi propor uma estrutura de sustentação com vibração mecânica aplicada ao braço humano para o treinamento dos músculos flexores do braço. A concepção e discussão do projeto desta estrutura é apresentada neste trabalho. No entanto suas dimensões finais e validação serão feitas em futuros trabalhos. A principal contribuição está no desenvolvimento de um modelo dinâmico simplificado através da criação e utilização de uma metodologia experimental apropriada, visando identificar um modelo dinâmico para o braço humano, estimando os parâmetros de rigidez, inércia e amortecimento. Estes parâmetros serão utilizados para validar o modelo da estrutura de sustentação com vibrações. O dispositivo proposto será fabricado em fibra de carbono em formato cilíndrico com possibilidade de variação da frequência e da amplitude através de um sistema de massas desbalanceadas. A utilização deste dispositivo com sistema de came deverá possibilitar o treinamento em velocidades mais altas juntamente com a aplicação adicional de vibração mecânica de forma controlada na direção do encurtamento do músculo bíceps braquial do indivíduo que realiza o treinamento dinâmico de força. Acredita-se que, após sua construção e validação este dispositivo possa auxiliar no entendimento das reais influências das vibrações mecânicas no sistema músculo esquelético.

Palavras-chave: *Treinamento Muscular, Biomecânica, Elementos Finitos, Modelo Dinâmico, Vibração Mecânica.*

Souza, M. P. Resistance device with mechanical vibration to muscle training, 2012., 126 p. Master Science Dissertation, Federal University of Uberlândia, School of Mechanical Engineering, Uberlândia, MG, Brazil.

Abstract

Currently, the practice of resistance exercises in order to obtain improvements in athletic performance, aesthetic or physical therapy goals are becoming an important and common practice in society. In general, the practice of these exercises use conventional equipment with cables and weight stacks. Recently, other training types were incorporated into the conventional equipment's using mechanical vibration systems. It is known that mechanical vibrations have direct action on biological systems and have been used to prevent degenerative diseases. But is not known clearly yet the biomechanical phenomena related to the use of mechanical vibrations, mainly, when the vibration is applied into direction muscles contraction. The objective of this work was to design a support structure with mechanical vibration applied to human arm to brachial biceps muscle training. The design conception and discussion of this structure is presented. However their final dimensions and validation will be done in future works. The principal contribution of this dissertation is the development of computational models and experimental modeling to identify a dynamic model to human arm, estimating the stiffness parameters values, inertia and damping. These parameters will be used to validate the structure sustention model with vibrations. The proposed device will be manufactured in cylindrical shape carbon fiber with possibility to vary the frequency and amplitude by unbalanced mass system. The use of this device with cam system will enable to train at higher speeds with additional mechanical vibration application controlled in to direct brachial biceps muscle shortening of the individual who performs the dynamic training strength. It is believed that after construction and validation, this device will help to understand the real influences of mechanical vibration in skeletal muscle system.

Key-words: *Muscles training, Biomechanical, Finite Element, Dynamic Model, Mechanical Vibration.*

Lista de Símbolos

| Símbolos | Significado |
|-------------------|----------------------------------------------------------------------------|
| d_1 | Comprimento da barra de contrapesos |
| d_2 | Distância entre a ancoragem móvel da mola e o centro de rotação do sistema |
| pC/m/s^2 | Unidade de medida (pico coulumb por metro por segundo ao quadrado) |
| mV/m/s^2 | Unidade de medida (mili volt por metro por segundo ao quadrado) |
| SD380 | Modelo do analisador de sinais |
| FREE RUN | Modo de aquisição do analisador de sinais (aquisição livre) |
| GRP TIME | Modo de aquisição do sinal no tempo |
| TIME SPEC | Apresenta o sinal no tempo e na frequência |
| Imp | Modo de sinal de entrada |
| RT | Modo de sinal em tempo real |
| CH A | Canal A |
| WTG R | Janelamento retangular do sistema |
| ω_n | Frequência natural (rad/s) |
| k_t | Rigidez torcional equivalente do sistema |
| I | I – Inércia equivalente |
| ω_{n1} | Frequência natural do sistema utilizando um contrapeso de 2 kg (rad/s) |
| ω_{n2} | Frequência natural do sistema utilizando um contrapeso de 4 kg (rad/s) |

| | |
|--------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| I_M | Inércia do sistema utilizando contrapeso de 2 kg |
| I_c | Inércia conhecida adicionada ao sistema |
| f_{n_1} | Frequência natural do sistema utilizando um contrapeso de 2 kg (Hz) |
| $f_{n_1\text{média}}$ | Frequência natural média do sistema utilizando um contrapeso de 2 kg (Hz) |
| f_{n_2} | Frequência natural do sistema utilizando um contrapeso de 4 kg (Hz) |
| $f_{n_2\text{média}}$ | Frequência natural média do sistema utilizando um contrapeso de 4 kg (Hz) |
| $f_{n_{2b}}$ | Frequência natural do sistema utilizando um contrapeso de 4 kg mais a inércia do braço do voluntário (Hz) |
| $f_{n_{2b\text{média}}}$ | Frequência natural média do sistema utilizando um contrapeso de 4 kg mais a inércia do braço do voluntário (Hz) |
| $\omega_{n_{2b}}$ | Frequência natural do sistema utilizando um contrapeso de 4 kg e com a inércia do braço do voluntário (rad/s) |
| I_{M2} | Inércia estimada do sistema utilizando um contrapeso de 2 kg e com a inércia do braço do voluntário |
| I_b | Inércia estimada do braço do voluntário |
| GRP TF | Modo de aquisição do sinal na frequência |
| TF & COH | Apresenta a transformada de Fourier do sinal e a coerência do sinal |
| DUAL | Entrada de sinal nos dois canais |
| AVG | Modo de média |
| 80 DB | 80 decibel |
| CH AB | Canais A e B |
| FRF | Transformada de Fourier |
| θ | Ângulo de inclinação utilizado para medir a força do voluntário |
| x | deslocamento da mola durante aplicação de força do voluntário |
| k_2 | Constante elástica da mola utilizada |

| | |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| d_3 | Comprimento do suporte do braço |
| F | Força em Newton |
| T | Torque aplicada pelo voluntário durante os testes |
| I_{M3} | Inércia do dispositivo com 5 kg de contrapeso |
| ω_{n3} | Frequência natural do dispositivo com 5 kg de contrapeso (rad/s) |
| ω_{n3b} | Frequência natural do dispositivo com 5 kg de contrapeso mais a inércia do braço do voluntário (rad/s) |
| f_{n3} | Frequência natural do dispositivo com 5 kg de contrapeso (Hz) |
| $f_{n3mádia}$ | Frequência natural média do dispositivo com 5 kg de contrapeso (Hz) |
| f_{n3b} | Frequência natural do dispositivo com 5 kg de contrapeso mais a inércia do braço do voluntário (Hz) |
| $f_{n3bmádia}$ | Frequência natural média do dispositivo com 5 kg de contrapeso mais a inércia do braço do voluntário (Hz) |
| k_b | Rigidez estimada do braço do voluntário |
| K_{medio} | Rigidez média da mola utilizada no dispositivo |
| S | Desvio padrão |
| n | Quantidade de valores |
| $ A/F $ | Módulo dos valores de aceleração por força |
| k_{tmedio} | Rigidez torcional média do sistema |
| ξ | Fator de amortecimento |
| I_{bmedio} | Valor médio estimado para a inércia do braço do voluntário |
| k_{bmedio} | Rigidez torcional média estimada para o braço do voluntário |
| C | Coeficiente de amortecimento [kg*m ² /s] |

Lista de Abreviaturas

| Símbolos | Significado |
|-----------------|---------------------------------------------------------------------|
| EV | exercício sob vibração ou exercício vibratório |
| VCI | vibração de corpo inteiro |
| WBV | Whole body vibration |
| RTV | reflexo tônico da vibração |
| OTG | Órgão Tendinoso de Golgi |
| MCV | Máxima contração voluntária |
| eVDV | estimated vibration dose value (Valor da dose estimada de vibração) |
| ISO | Norma reguladora |
| GH | Hormônio do crescimento |
| CIQ | Contração isométrica de quadríceps |
| CMJSBB | Salto contra movimento sem balanço dos braços |
| CMJCBB | Salto contra movimento com balanço dos braços |
| EMG | EMG – Eletromiografia |

SUMÁRIO

| | |
|-------------------------------------------------------------------------|-----------|
| Agradecimentos..... | .ix |
| Resumo | xi |
| Abstract | xiii |
| Lista de Símbolos | xv |
| Lista de Abreviaturas | xix |
| | |
| CAPÍTULO I | 1 |
| INTRODUÇÃO..... | 1 |
| | |
| CAPÍTULO II | 7 |
| FISIOLOGIA MUSCULAR..... | 7 |
| 3.1 – A estrutura e a função do músculo esquelético..... | 7 |
| 3.1.1 – A fibra muscular | 8 |
| 3.1.1.1 – Tipos de fibras musculares | 9 |
| 3.1.1.2 – A miofibrila..... | 10 |
| 3.1.2 – Junção neuromuscular | 11 |
| 3.1.2.1 – Placa motora | 12 |
| 3.1.3 – Tipos de contração muscular..... | 13 |
| 3.1.4 – O tronco cerebral, a medula espinal e o estímulo sensorial..... | 13 |
| 3.1.5 – A atividade reflexal | 14 |
| 3.1.5.1 – O fuso muscular | 15 |
| 3.1.5.2 – Reflexo miotático | 16 |
| 3.1.5.3 – Órgão Tendinoso de Golgi..... | 17 |
| 3.1.5.4 – Reflexo miotático inverso ou estiramento inverso | 18 |
| 3.1.6 – Os centros encefálicos superiores..... | 19 |
| | |
| CAPÍTULO III | 21 |
| REVISÃO DA LITERATURA..... | 21 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.1 – Treinamento resistido convencional | 22 |
| 2.2 – Treinamento com vibração mecânica | 23 |
| 2.2.1 – Vibrações no corpo humano..... | 24 |
| 2.2.2 – A segurança no treinamento vibratório | 28 |
| 2.2.3 – Treinamentos em plataforma vibratória | 30 |
| 2.2.4 – Treinamentos com vibrações localizadas | 35 |
| 2.2.5 – Aplicação de vibrações mecânicas na direção do encurtamento muscular | 39 |
| CAPÍTULO IV | 45 |
| MODELAGEM MATEMÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO | 45 |
| 4.1 – Modelo do dispositivo de resistência | 45 |
| CAPÍTULO V | 53 |
| DISPOSITIVO DE TREINAMENTO MUSCULAR COM VIBRAÇÃO APLICADA AOS MÚSCULOS FLEXORES DO BRAÇO | 53 |
| 5.1 – Introdução | 53 |
| 5.2 – Dispositivo com came acoplado | 55 |
| 5.2.1 – Projeto do sistema de vibração..... | 55 |
| 5.3 Modelagem por elementos finitos | 67 |
| 5.3.1 – Calibração da constante da mola..... | 68 |
| 5.3.2 – Ajuste do dispositivo experimental..... | 68 |
| 5.3.3 – Modelo dinâmico do braço humano | 70 |
| 5.4 – Dispositivo de sustentação do braço proposto..... | 72 |
| CAPÍTULO VI | 75 |
| RESULTADOS..... | 75 |
| 6.1 – Calibração da mola..... | 75 |
| 6.2 – Parâmetros dinâmicos do dispositivo | 76 |
| 6.3 – Parâmetros dinâmicos do braço | 81 |
| 6.4 – Simulações numéricas | 87 |
| 6.4.1 – Ajuste da mola..... | 87 |
| 6.4.2 – Ajuste do dispositivo experimental..... | 88 |
| 6.4.3 – Ajuste do dispositivo com influência do braço humano | 89 |
| 6.5 – Discussão dos resultados..... | 89 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| CAPÍTULO VII | 93 |
| CONCLUSÃO | 93 |
| SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS..... | 94 |
| | |
| CAPÍTULO VIII | 95 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 95 |
| | |
| CAPÍTULO IX | 103 |
| APÊNDICE | 103 |
| 9.1 – Programa para ajustar a frequência natural utilizando a transformada de Fourier | 103 |
| 9.2 – Programa para ajustar o fator de amortecimento utilizando o sinal de oscilação livre no tempo (utilizado para o caso sem a aplicação de força) | 106 |
| 9.3 – Programa para ajustar o fator de amortecimento utilizando o sinal de oscilação livre no tempo (utilizado para o caso de aplicação de força) | 108 |

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O ser humano, enquanto organismo vivo, tem suas necessidades de sobrevivência dependentes de sua capacidade de locomoção e movimentação e de sua capacidade de resistir aos ataques de outros organismos vivos, como bactérias, vírus entre outros.

Um condicionamento físico adequado confere ao ser humano uma melhor capacidade de executar as tarefas necessárias para sua sobrevivência, sejam essas tarefas executadas de forma voluntária ou involuntária. Portanto, um ser humano devidamente treinado tem maiores chances de realizar atividades físicas cotidianas além de ter uma melhor resistência às doenças crônicas quando comparado a um indivíduo fisicamente debilitado.

Neste cenário, os exercícios resistidos têm cada vez mais se mostrado como um ótimo método para se obter saúde e qualidade de vida, sendo indicado para pessoas de qualquer idade e sexo. Sendo assim, sua aplicabilidade em programas de treinamento específicos para idosos e deficientes físicos é de grande interesse, sendo extremamente úteis e eficazes. Portanto, a utilização de máquinas é indispensável, pois nestes casos o praticante necessita de apoio e equilíbrio para realizar os exercícios. O uso de máquinas por si só ajuda no desenvolvimento e recuperação de capacidades simples que doenças ou mesmo a idade avançada debilitam no indivíduo, como por exemplo, recuperar a capacidade de caminhar de um idoso, trabalhando separadamente e com segurança os grupos musculares debilitados e responsáveis pela postura, equilíbrio e locomoção.

Um dos tipos mais comuns de exercício físico é a musculação que pode ser definida como uma 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 (GODOY, 1994).

Na musculação existem os exercícios isométricos e os exercícios dinâmicos, os exercícios isométricos podem ser realizados com o uso de barras e halteres, com ou sem o

suporte de uma estrutura própria, devido a sua característica, estes exercícios não necessitam de máquinas com mecanismos especializados para serem realizados, uma vez que não há movimento e as cargas são estáticas, enquanto na realização dos exercícios dinâmicos podem envolver encurtamento ou alongamento do músculo e, portanto as cargas envolvidas devem ser móveis.

A grande maioria das máquinas existentes para realização de exercícios dinâmicos possuem cargas (massas) móveis para geração de resistência, isto ocasiona em deslocamento de grandes inércias, dificultando a possibilidade de treinamento com maiores velocidades. Outro problema observado dessas máquinas é a variação discreta de carga que dificulta a possibilidade de treinamento com uma carga específica para um determinado indivíduo. Por exemplo, um atleta que precisa executar um determinado treinamento com carga e velocidade específicas poderia encontrar dificuldades de executar este treinamento em um equipamento convencional. Idosos e pessoas com necessidades especiais também encontram dificuldades de utilizar os equipamentos de musculação convencionais, portanto existe uma necessidade de desenvolver novos equipamentos e novos métodos de treinamento muscular que atendam essas carências.

Nas últimas décadas vários estudos veem sendo abordados acerca dos efeitos das vibrações mecânicas no corpo humano, sobretudo os efeitos que a vibração pode causar sobre exercícios de reabilitação e treinamento muscular bem como sua influência no tratamento de algumas doenças degenerativas (RUBIN et al., 1998; BOSCO et al., 1999).

As primeiras experiências acerca dos efeitos da vibração nos músculos humanos foram realizadas por Rood (1860, cit. CARLSOO, 1982). Ele aplicou vibração com frequências de 60 Hz e amplitude de 6 mm na mão, e verificou que a vibração era acompanhada de fortes contrações involuntárias na mão e no braço.

O chamado exercício sob vibração (EV) é um método recente de treinamento neuromuscular que pode ser aplicado no condicionamento físico, ou no tratamento e na prevenção de doenças como a osteoporose (RITTWEGER et al., 2000). O EV representa um possível treinamento específico das fibras musculares tipo II dependendo da frequência da vibração utilizada.

O método de EV mais estudado até o momento é o método de aplicação da vibração de corpo inteiro (VCI), que usualmente é aplicada através de uma plataforma de vibração que funciona com uma placa de sustentação montada sobre um eixo de rotação. Normalmente a pessoa é posicionada em pé na plataforma, com os dois pés posicionados de forma equidistante em cada lado do eixo de rotação (RITTWEGER et al., 2000).

A vibração aplicada nos músculos normalmente tem como consequência o reflexo tônico de vibração (RTV), em resposta à estimulação dos fusos musculares e que se

assemelha ao clássico reflexo miotáctico (CARLSOO, 1982). Os efeitos causados pela vibração no corpo humano dependem de vários fatores, como frequência da vibração, amplitude, duração do estímulo, direção da vibração e da área corporal em contato com a fonte vibratória.

O aparecimento do RTV é proveniente na maior parte da atividade de vibração induzida das fibras aferentes /a dos fusos musculares (DE GAIL et al. 1966). A resposta ao reflexo tônico de vibração (RTV) pode causar um aumento na capacidade de recrutamento de unidades motoras através da ativação dos fusos musculares e das vias polissinápticas. Entretanto, se houver exposição dos músculos à vibração por um tempo muito longo, os fusos musculares atingirão o estado de fadiga (MARTIN e PARK, 1997).

Na maioria dos estudos, até então realizados, existem dificuldades de se controlar os parâmetros de amplitude e frequência que efetivamente chegam ao músculo alvo. Esta dificuldade existe principalmente devido ao modo como a vibração é aplicada, pois a grande maioria dos estudos avaliou a aplicação de VCI ou de vibrações localizadas no músculo alvo ou em seu tendão, porém aplicadas na direção perpendicular à direção do encurtamento muscular.

Como a influência da vibração no corpo humano parece estar principalmente ligada os mecanismos reflexos e uma vez que esses mecanismos são mediados pelos proprioceptores, mais especificamente os Fusos musculares e dos Órgãos Tendinosos de Golgi (OTG), e como esses têm a mesma direção de trabalho do músculo ao qual pertencem é de se esperar que a real parcela da vibração que influencia no comportamento muscular é aquela que chega ao músculo alvo na direção de trabalho do mesmo.

Alguns trabalhos tentaram estudar este problema aplicando vibração mecânica na direção do encurtamento muscular, alguns de forma estática e outros de forma dinâmica (ISSURIN et al., 1994; ISSURIN; TENENBAUM, 1999; SILVA, et al., 2008; SILVA, H. R., 2009; COUTO, B. P., 2009;). Porém, em nenhum dos trabalhos encontrados na literatura houve uma modelagem dinâmica do grupo muscular trabalhado ou do membro exposto à vibração para tentar estimar os parâmetros de vibração que efetivamente chegam ao músculo e seus proprioceptores.

Outro fator observado é que mesmo nos estudos que aplicaram vibração na direção da contração muscular, os dispositivos utilizados na grande maioria não são portáteis nem de fácil adaptação nos equipamentos de treinamento já existentes no mercado. Além disso, nenhum deles permite seu uso em conjunto com treinamentos em alta velocidade devido principalmente aos efeitos da alta inércia dos dispositivos de treinamento muscular convencionais.

No trabalho de Siquerolli W. A. (2007) foi desenvolvido um novo dispositivo de resistência para treinamento muscular que permite a realização de variações de exercício impossíveis de serem realizados em equipamentos convencionais. Trata-se de um dispositivo simples e de fácil utilização e adaptação aos equipamentos convencionais. O projeto dispensa a utilização de elementos mecânicos como cabos, correntes, correias e massas (conhecidas como “pilhas de pesos”), normalmente presentes nas máquinas convencionais, para produzir a resistência à contração muscular.

Diante disto, o objetivo deste trabalho é estimar os valores dos parâmetros dinâmicos de um braço humano propondo um modelo dinâmico simplificado de forma a permitir o desenvolvimento do projeto de um dispositivo portátil para aplicação de vibração mecânica de forma controlada na direção do encurtamento muscular. Sendo assim será possível em uma análise posterior, utilizando o dispositivo projetado e conhecendo o modelo dinâmico simplificado do braço humano, estudar os reais efeitos dos parâmetros de vibração diretamente no músculo alvo e na direção de contração do mesmo.

Este trabalho foi organizado da seguinte forma:

No capítulo I é feita a introdução do problema com comentários sobre o tema estudado, sua importância e o objetivo deste estudo.

No capítulo II é feita um revisão da literatura, onde são realizadas buscas bibliográficas de informações de estudos precedentes sobre o tema estudado.

No capítulo III é feita uma pequena revisão e apresentação das características fisiológicas e biomecânicas do sistema músculo-esquelético.

No capítulo IV são apresentados de forma resumida o dispositivo de geração de resistência ao qual o dispositivo de geração de vibração deve ser acoplado e os modelos matemáticos relacionados.

No capítulo V é apresentado o estudo de caso indicando a metodologia utilizada na estimativa dos valores dos parâmetros dinâmicos do braço humano e a metodologia utilizada na simulação numérica do modelo simplificado do dispositivo utilizado e do braço humano.

No capítulo VI são apresentados e discutidos os resultados obtidos na estimativa dos parâmetros dinâmicos do braço humano e do dispositivo utilizado, aqui também são apresentados os resultados obtidos nas simulações numéricas e o projeto do sistema de vibração acoplado.

No Capítulo VII são apresentadas as conclusões deste trabalho e as sugestões para trabalhos futuros.

No Capítulo VIII são apresentadas as referências consultadas relacionadas ao tema estudado.

No Capítulo IX encontra-se o apêndice onde são apresentadas informações complementares utilizadas pelos autores durante a realização do trabalho.

CAPÍTULO II

FISIOLOGIA MUSCULAR

O corpo humano possui uma grande capacidade de adaptação às mais adversas condições de atividade física, explicada pelo princípio da individualidade biológica e princípio da adaptação à sobrecarga (LUSSAC, 2008). O condicionamento físico é adquirido com treinamento específico direcionado ao esporte praticado e ao objetivo esperado. Neste caso, ocorrem alterações neuromusculares, hormonais, cardiovasculares, e bioquímicas, modificando a resposta muscular com uma melhora no seu desempenho. Neste sentido, profissionais da educação física e fisiologistas utilizam este princípio para uma melhora do desempenho de atletas profissionais, amadores e daqueles que necessitam praticar uma atividade física como forma de recuperação, condicionamento ou melhoria de sua qualidade de vida.

O ser humano é capaz de melhorar a sua força física, sua flexibilidade, potência e resistência de acordo com cada tipo de treinamento oferecido. Os exercícios de musculação buscam promover o aumento da massa magra e diminuição da gordura corporal. O sobrepeso e a obesidade são fatores que aumentam a possibilidade de infartos, diabetes, doenças coronarianas e muitas outras alterações maléficas à saúde (LOPES, 2007).

Conhecendo melhor a estrutura do corpo, no que diz respeito aos aspectos anatômicos, biomecânicos, cinesiológicos, bioquímicos e fisiológicos, pode-se entender como o conjunto destes fatores melhora o desempenho do indivíduo e sua qualidade de vida, além de permitir um treinamento mais intenso por parte do atleta.

3.1 A ESTRUTURA E A FUNÇÃO DO MÚSCULO ESQUELÉTICO

O músculo esquelético é um dos tecidos mais ativos metabolicamente, ele é o responsável pela locomoção, pelos movimentos articulares e auxilia a homeostasia do corpo sendo o maior sistema orgânico com cerca de 45% da massa corpórea, conforme mostra a

Fig. 2.1. O músculo é composto por um conjunto de fascículos envolvidos por uma camada de tecido conjuntivo (epimísio). Cada fascículo por sua vez é um aglomerado de fibras musculares envolvidas também por tecido conjuntivo (perimísio), e envolvendo cada fibra aparece o endomísio, outra camada de tecido conjuntivo (GUYTON, 1993; WILMORE; COSTILL, 2001; BOFF, 2008). Esta organização pode ser observada na Fig. 2.2.

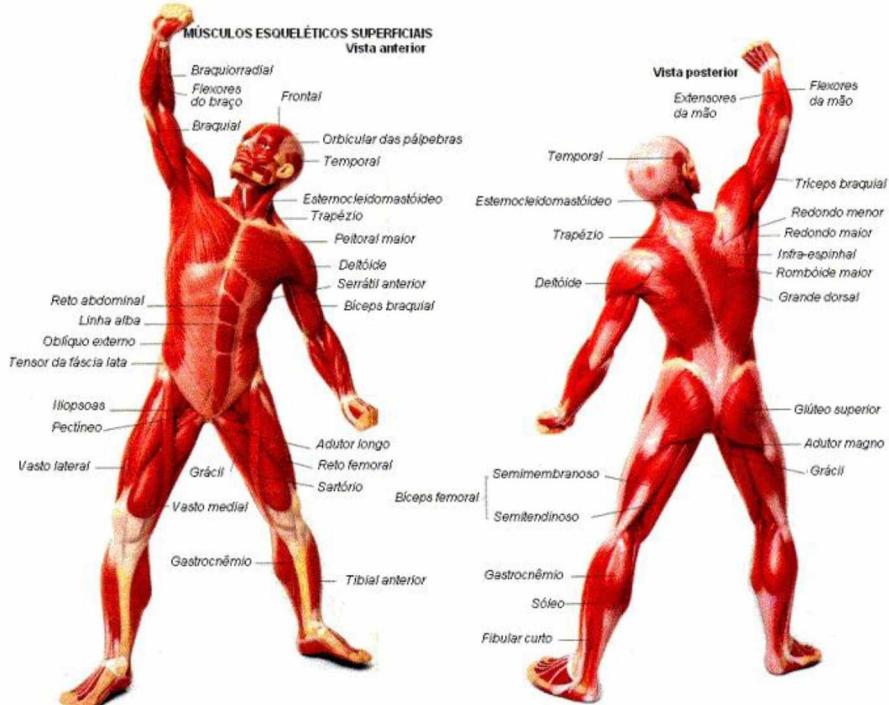


Figura 2.1 - Sistema muscular estriado esquelético (Fonte: adaptado de <http://www.afh.bio.br>)

3.1.1 A fibra muscular

A fibra muscular é uma célula longitudinal multinucleada de formato cilíndrico, composta por miofilamentos de actina e miosina com capacidade de se encurtar e produzir movimento. As fibras são diferenciadas em fibras do tipo I e do tipo II, esta ultima por sua vez se subdivide em *Ia* e *Iib* (BOFF, 2008; PIOVESAN et al, 2009).

O sarcolema da fibra muscular é uma bicamada lipídica, responsável pela condução do impulso elétrico através da fibra, que chega à placa motora por terminações nervosas que se invaginam na fibra muscular de acordo com a Fig. 2.3. O sarcoplasma por sua vez, é a parte líquida da fibra onde estão contidas as organelas musculares, o retículo sarcoplasmático uma das organelas presentes no sarcoplasma é responsável pela armazenagem de íons de cálcio estando situados longitudinalmente na fibra, se ramificam e formam alças em torno das miofibrilas e os túbulos transversos ou túbulos T, que são extensões do sarcolema e estão dispostos perpendicularmente pela fibra, responsável por

aumentar a transmissão do impulso nervoso na fibra muscular (GUYTON, 1993; BOFF, 2008).

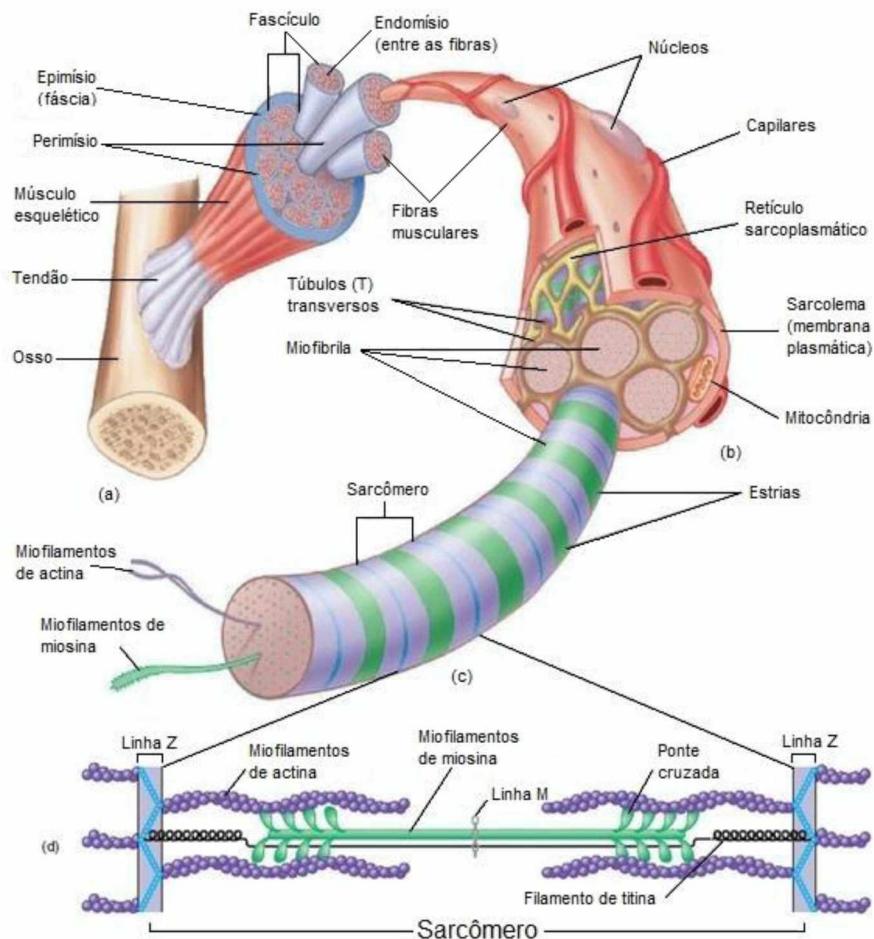


Figura 2.2 - Estrutura anátomo-funcional do músculo estriado esquelético (fonte: <http://bodybuilding-pt.com>).

3.1.1.1 Tipos de Fibras musculares (fibras de contração rápida e de contração lenta)

Existem dois tipos de fibras musculares, as fibras de contração lenta e as de contração rápida, conhecidas como fibras do tipo I e II, respectivamente. As do tipo II são subdivididas em IIA e IIB. Essa variação na velocidade de contração das fibras se deve às formas de miosina ATPase, responsáveis pela quebra do ATP para gerar energia no músculo. Em fibras lentas o ATP é quebrado de forma mais lenta enquanto em fibras rápidas o ATP é quebrado mais rapidamente e libera energia de forma mais rápida (GUYTON, 1993; PIOVESAN et al, 2009).

As Fibras de Contração Lenta possuem características contráteis de caráter lento, se comparadas aos demais tipos de fibras. Entretanto, elas se contraem totalmente em cerca

de 90 a 140 ms, mais rápido até mesmo que um piscar de olhos. Essas fibras possuem uma grande quantidade de mitocôndrias (organelas responsáveis pelo metabolismo aeróbio), enzimas aeróbias e capilares sanguíneos (microvasos sanguíneos que facilitam a perfusão de oxigênio pelos músculos). Possuindo, portanto uma alta capacidade para oxidar (queimar) gorduras, carboidratos e até mesmo ácido láctico.

As Fibras de Contração Rápida podem ser subdivididas em dois subtipos: fibras tipo A (*Ia*) e fibras tipo B (*Ib*) (PIOVESAN et al, 2009). As Fibras *Ia* são mais rápidas que as fibras tipo I, se contraem totalmente em cerca de 40 a 90 ms. Porém, elas possuem ainda uma boa capacidade oxidativa, inferior às fibras de contração lenta, mas que pode aumentar consideravelmente. No entanto, seu verdadeiro potencial está no metabolismo anaeróbio de média duração (1 a 3 minutos). As fibras *Ia* são capazes de gerar energia independentemente da presença de oxigênio, produzindo ácido láctico como subproduto de seu trabalho (PIOVESAN et al, 2009;). As Fibras *Ib* são chamadas de verdadeiras fibras de contração rápida, pois sua velocidade de contração também é rápida, se contraendo completamente em cerca de 40 a 90 ms. Seu metabolismo tem baixo caráter oxidativo e um alto potencial para o fornecimento de energia de curta (1 a 50 segundos) e média (1 a 3 minutos) duração (PIOVESAN et al, 2009).

3.1.1.2 A miofibrila

As miofibrilas são os elementos contráteis do músculo com diâmetros entre 1 e 2 μm , são compridas e delgadas, preenchem longitudinalmente a fibra e são subdivididos em unidades menores chamados de sarcômeros. São os sarcômeros que dão ao músculo esquelético seu aspecto estriado, é onde estão situados os miofilamentos de miosina e actina (LUTZ; LIEBE, 1999; BOTTINELLI; REGGIANI, 2000; HERZOG; AIT-HADDOU, 2002).

A miosina também chamada de filamento grosso é formada por filamentos que tem nas extremidades uma proteína de globular, essa proteína é responsável por formar as pontes cruzadas se ligando ao sítio ativo da actina enquanto o filamento de actina (filamento fino) é constituído por duas cadeias de actina torcida, a tropomiosina está paralela à actina entre os sulcos e a troponina um complexo proteico que é constituído por três subunidades e tem afinidade pelo cálcio, quando o cálcio se liga a troponina libera o sítio ativo da actina. A actina é inserida na linha Z e o sarcômero é definido entre duas linhas Z consequentes, havendo de um lado e do outro do sarcômero actina e no meio a miosina (WILMORE e COSTILL, 2001; BOFF, 2008; GUYTON, 1993; LUTZ E LIEBE, 1999; HERZOG e AIT-HADDOU, 2002; BOTTINELLI E REGGIANI, 2000).

3.1.2 Junção neuromuscular

A junção neuromuscular é a região da fibra muscular onde terminações nervosas de um moto neurônio liberam mediadores químicos para que aconteça a contração muscular. Os axônios possuem em sua extremidade botões terminais que armazenam substâncias chamadas de neurotransmissores, uma vez liberados na fenda sináptica, espaço entre o neurônio e a fibra muscular, inicia-se a contração muscular. Chega ao botão terminal do motoneurônio o potencial de ação que faz com que o neurotransmissor acetilcolina seja liberado e se ligue a receptores específicos do sarcolema na junção neuromuscular. Com isso há a abertura dos canais iônicos de sódio, permitindo que mais íons sódio penetrem na fibra muscular havendo despolarização da membrana e o potencial de ação é disseminado pelo sarcolema, conforme apresentado na Fig. 2.3. Após o potencial de ação chegar ao retículo sarcoplasmático o cálcio ali estocado é liberado e se liga a troponina liberando o sítio ativo da actina e assim a miosina pode ser acoplada e promovendo a contração muscular (GUYTON, 1993; WILMORE; COSTILL, 2001).

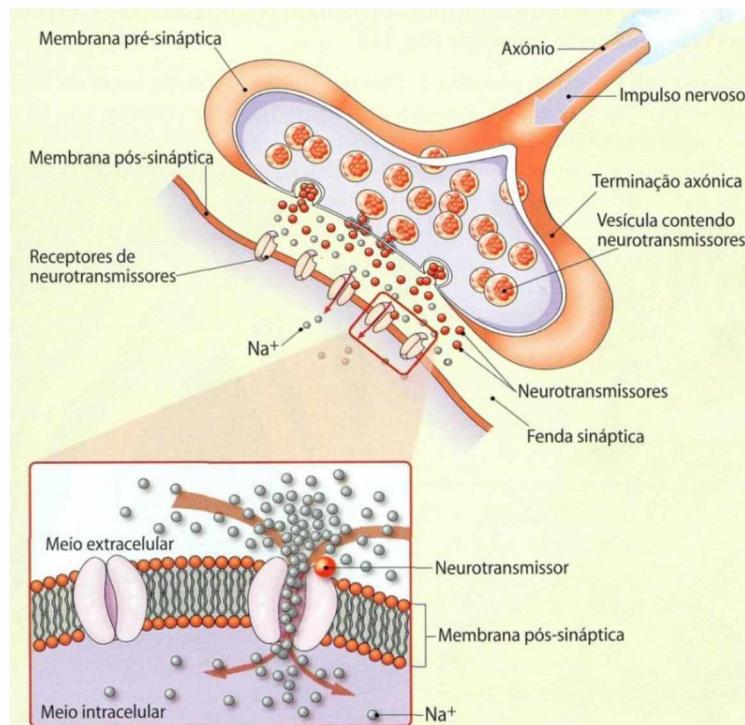


Figura 2.3 - Esquema de um moto neurônio liberando neurotransmissores (fonte: <http://sites.google.com>).

Assim como acontece com o neurônio, no sarcolema logo após a despolarização acontece a repolarização. No período de repolarização os canais de sódio estão fechados impedindo a entrada do íon de sódio pela membrana enquanto os canais de potássio estão

abertos permitindo somente a entrada de íon potássio. Nesse período a fibra muscular fica impossibilitada de responder a algum novo estímulo, esse período é conhecido como período refratário. A fibra muscular responderá a outro estímulo somente depois de serem reestabelecidos os valores de repouso do seu gradiente elétrico. Portanto, o período refratário exerce controle, limitando a frequência de disparo da unidade motora (WILMORE; COSTILL, 2001).

A sinapse é a comunicação entre neurônios ou entre o neurônio com placa motora, a fenda sináptica é o local onde ocorre a sinapse, tanto entre neurônios quanto entre o neurônio e placa motora, o impulso nervoso passa pelo axônio e chega aos botões terminais axônicos.

3.1.2.1 Placa Motora

A placa motora é o local onde a fibra muscular é inervada por um motoneurônio através da junção neuromuscular, é o local onde ocorre a sinapse. Chegam impulsos motores nas terminações nervosas dos motoneurônios na fenda sináptica liberando um neurotransmissor que gera um potencial de ação. O potencial de ação despolariza o Reticulo Sarcoplasmático fazendo com isso que o cálcio seja liberado e se ligue a troponina, com isso ocorre uma mudança conformacional, liberando o sítio ativo do filamento da actina gerando movimento (WILMORE e COSTILL, 2001; GUYTON, 1993). A Figura 2.4 mostra como ocorre a inervação da fibra com destaque para a placa motora, e na sequência, na Fig. 2.5, é possível ver uma imagem microscópica da placa motora com sua inervação.

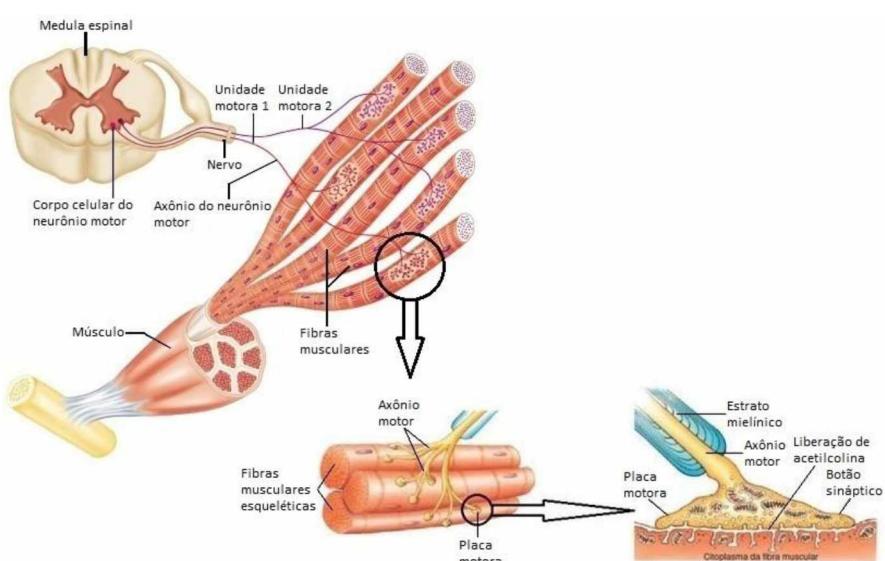


Figura 2.4 - Hierarquia da fibra muscular (Fonte: Adaptado de <http://sistemaesquelético303.blogspot.com/>)

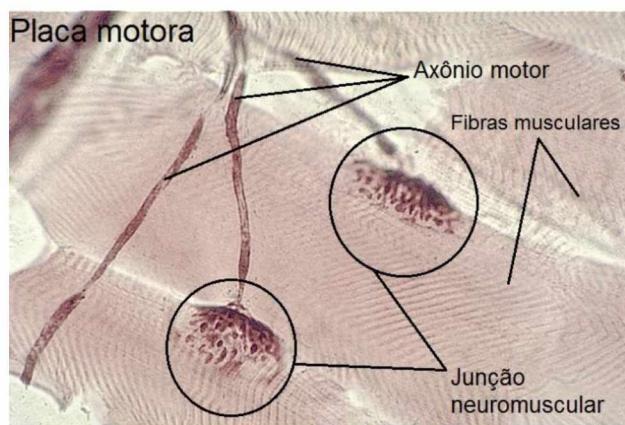


Figura 2.5 - Imagem das estruturas da placa motora (fonte: adaptado de <http://quandoeudissertes.blogspot.com>).

3.1.3 Tipos de contração muscular

A contração muscular pode ocorrer com ou sem a realização de movimento, quando não há a realização de movimento a contração é chamada de isométrica. Existe produção de força, gerando uma tensão na musculatura, porém não há encurtamento dos sarcômeros, consequentemente não havendo mudança no comprimento dos músculos nem mudança da angulação da articulação, com isso não haverá realização de trabalho. No caso em que há a realização de movimento a contração pode ser isotônica ou isocinética. A contração muscular isotônica é aquela onde o músculo gera tensão constante e há variação angular da articulação devido ao encurtamento ou ao alongamento dos músculos envolvidos. Portanto, nesse tipo de contração há a produção de trabalho diferente da contração isométrica. A contração isotônica é subdividida em concêntrica e excêntrica, encurtamento e alongamento dos sarcômeros respectivamente. A contração isocinética se diferencia da contração isotônica no fato de ser realizada com velocidade constante e a tensão no músculo não se matém constante.

3.1.4 O tronco cerebral, a medula espinhal e o estímulo sensorial

O tronco cerebral é o principal eixo do encéfalo, fazendo a ligação entre o encéfalo e a medula espinhal, conforme pode ser visto na Fig. 2.6. Ele é composto pelo mesencéfalo, ponte e bulbo, e contém os principais centros reguladores autônomos que exercem o controle sobre os sistemas respiratório e cardiovascular. Todos os nervos sensoriais e motores passam através do tronco cerebral fazendo a retransmissão de informações entre o encéfalo e a medula espinhal. Esse é o local de origem de 10 dos 12 pares de nervos cranianos (GUYTON, 1993; WILMORE; COSTILL, 2001).

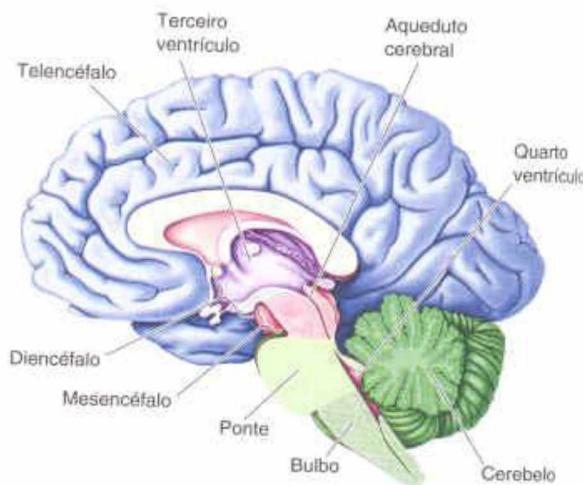


Figura 2.6. Corte sagital do SNC mostrando o tronco cerebral (fonte: <http://www.afh.bio.br>)

A medula espinal é um conjunto de fibras nervosas que conduzem os estímulos nervosos a partir do bulbo até os órgãos terminais, também é responsável por captar estímulos e levar até o SNC. São chamadas aferentes as fibras sensórias capazes de captar e transmitir impulsos nervosos dos receptores sensoriais para o SNC, e eferentes são as fibras que levam o impulso nervoso do cérebro para seus órgãos efetores. Os estímulos sensoriais são impulsos nervosos captados por receptores sensoriais e enviados pelas fibras aferentes e podem provocar um reflexo local, em áreas superiores da medula espinhal ou ao encéfalo. Os estímulos são transmitidos para vias sensoriais do encéfalo, são enviados para o centro de integração, onde o estímulo é compreendido e o envia ao sistema motor (GUYTON, 1993; WILMORE; COSTILL, 2001).

3.1.5 Atividade reflexa

A atividade reflexa corresponde a uma resposta rápida e involuntária devido a um estímulo sensorial externo captado por um órgão receptor como, por exemplo, o fuso muscular captando uma variação repentina no comprimento do músculo, esses impulsos são enviados à medula espinal através dos neurônios sensitivos aferentes (chegam pela raiz dorsal). Na medula, neurônios associativos recebem a informação e emitem uma ordem de ação através dos neurônios motores eferentes (saem da medula através da raiz ventral). Os neurônios eferentes enviam esse estímulo ao órgão efetor que realizará uma resposta ao estímulo inicial. Esse caminho seguido pelo impulso nervoso e que permite a execução de um ato reflexo é chamado arco reflexo, conforme representado na Fig. 2.7 (GUYTON, 1993; SILVA, 2009).

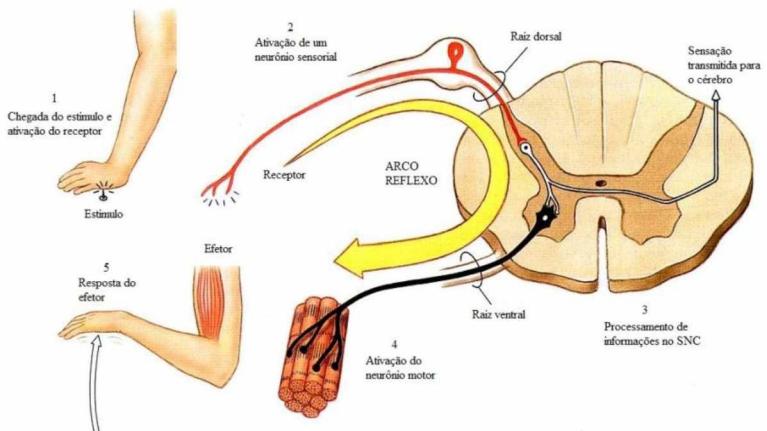


Figura 2.7 - Representação esquemática do arco reflexo (fonte: <http://www.docstoc.com>)

O fuso muscular e o OTG (órgãos sensoriais presentes no músculo) têm grande importância na mediação da propriocepção subconsciente, sendo essa sinalização responsável pelo controle muscular intrínseco. Essa sinalização comunica-se com a medula espinal e com centros superiores, o cerebelo e o córtex cerebral, auxiliando cada região do SNC na contração muscular (CHEN, et al, 2003).

3.1.5.1 O fuso muscular

O fuso muscular é um sensor de estiramento localizado entre as fibras musculares esqueléticas paralelamente às mesmas. Cada fuso contém normalmente entre 4 e 20 fibras e terminações nervosas, sensoriais e motoras envolvidas por uma bainha de tecido conjuntivo presa ao endomílio das fibras extrafusais (fibras musculares). As fibras intrafusais (fuso muscular) são enervadas por motoneurônios gama e as extrafusais são enervadas pelos motoneurônios alfa (SILVA, 2009). Uma representação do fuso muscular com suas inervações pode ser observada na Fig. 2.8.

Nas fibras intrafusais a região mediana não se contrai, pois não contém ou contém poucas unidades contráteis, apenas as extremidades dessas fibras possuem capacidade de se contrair mesmo que muito pouco. Quando necessário, as fibras intrafusais são estimuladas pelos motoneurônios gama contraindo as extremidades, mesmo que essa contração seja muito pequena, pela pouca quantidade de material contrátil, estendendo a parte central das fibras intrafusais fazendo com que o fuso muscular fique muito sensível ao estiramento. Como as fibras intrafusais estão ligadas fisicamente com as extrafusais, quando essas se alongam as fibras intrafusais se alongam junto. Quando o músculo sofre uma extensão repentina, são ativadas as terminações nervosas sensoriais que estão em volta da parte central das fibras intrafusais, e essas informações são transmitidas à medula espinal e ao SNC desencadeando uma atividade reflexa das fibras extrafusais aumentando

o tônus muscular. Essa atividade reflexa acontece a nível de medula espinal onde o neurônio sensorial se comunica com o motoneurônio alfa e faz com que o músculo se encurte (WILMORE; COSTILL, 2001).

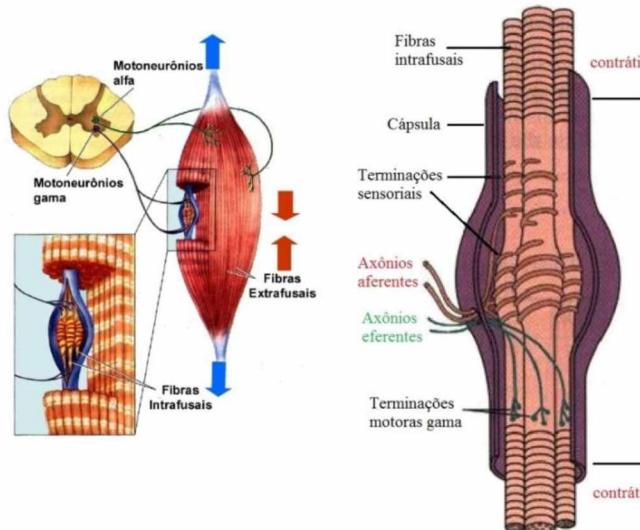


Figura 2.8 - Representação esquemática do fuso muscular e suas inervações (Fonte: Adaptado de <http://dc180.4shared.com>)

As informações provenientes dos neurônios aferentes *Ia*, são enviadas também ao SNC dizendo o comprimento exato e estado contrátil do músculo e a velocidade com que esses estados estão mudando. Assim o encéfalo processa e envia a resposta ao músculo para a manutenção do tônus muscular e da postura e para a execução dos movimentos. Portanto, a ação dos fusos musculares é importante no bom funcionamento do controle das contrações musculares.

3.1.5.2 Reflexo miotáxico

Quando ocorre um estiramento repentino da musculatura, o Fuso Muscular envia estímulos à medula através das fibras nervosas *Ia*, causando a excitação dos motoneurônios alfa e provocando a contração da musculatura agonista e o relaxamento da musculatura antagonista, na tentativa de retornar o músculo distendido à posição original (CHEN et al., 2003).

O exemplo clássico é o reflexo patelar, com a aplicação de um golpe com martelo de borracha no tendão patelar com o joelho flexionado a 90 graus causando um estiramento do músculo quadríceps, esse estiramento é captado pelo fuso muscular e enviado um estímulo para a medula via neurônios aferentes *Ia*, a medula então envia um impulso de resposta via motoneurônios α fazendo a perna se estender subitamente para frente conforme apresentado na Fig. 2.9.

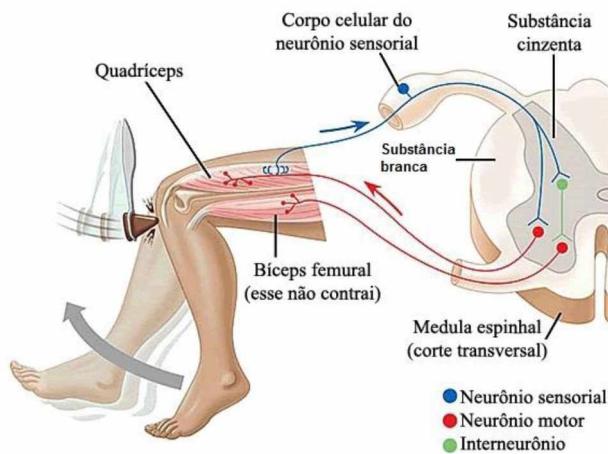


Figura 2.9 – Esquema de funcionamento do reflexo patelar (Adaptado de: <http://crentinho.wordpress.com>)

3.1.5.3 Órgão Tendinoso de Golgi

Os órgãos tendinosos de Golgi (OTG) são receptores sensoriais que atuam em série com as fibras musculares, estão compreendidos entre o músculo e o tendão e possuem aproximadamente 1 milímetro de comprimento e 0,1 milímetro de diâmetro. Em geral existem aproximadamente de 5 a 25 fibras musculares conectadas a cada órgão tendinoso de Golgi. Os feixes colágenos se dividem em fascículos finos que formam uma estrutura trançada e se fixam às extremidades das fibras extrafusais, no interior da cápsula do OTG, conforme ilustrado na Fig. 2.10 (TANEDA; POMPEU, 2006; GUYTON, 1993).

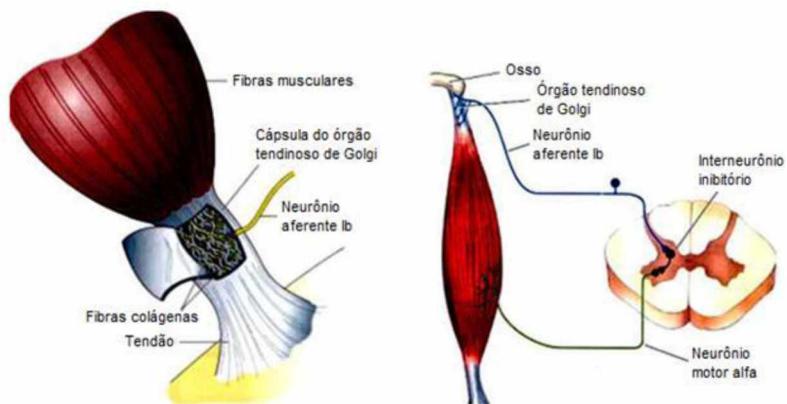


Figura 2.10 – Órgão Tendinoso de Golgi e suas inervações (Fonte: <http://www.portalsaofrancisco.com.br>)

Os Órgãos Tendinosos de Golgi são responsáveis por monitorar a tensão no músculo, sendo sensíveis à tensão que o músculo exerce sobre o tendão. Eles funcionam como sensores musculares e trabalham inibindo o músculo agonista e ativando os antagonistas de

modo a não permitir que uma tensão excessiva possa danificar o músculo. Essa inibição dos agonistas e sinergistas e contração recíproca dos antagonistas indica que o OTG exerce ação protetora sobre a estrutura musculo-tendão diminuindo a possibilidade de que haja algum tipo de lesão (TANEDA; POMPEU, 2006).

Quando o OTG sofre um estiramento ocorre a deformação dos terminais sensoriais provocando a ativação dos sensores que enviam uma sinalização ao SNC sobre o nível de tensão no músculo. Uma diminuição na sensibilidade de ativação do OTG através de adaptação poderia ocasionar menor inibição dos músculos agonistas permitindo que se tenha mais força na ação muscular, esclarecendo assim os ganhos de força muscular que acompanham o treinamento de força (WILMORE; COSTILL, 2001).

3.1.5.4 Reflexo miotático inverso ou estiramento inverso

Quando ocorre uma variação repentina na tensão aplicada ao músculo, o Órgão Tendinoso de Golgi detecta essa variação e envia estímulos à medula através das fibras aferentes *Ib*, havendo por consequência a excitação das fibras motoras alfa e provocando o relaxamento da musculatura agonista e a contração da antagonista (WILMORE; COSTILL, 2001). Se, por exemplo, um peso de 100 Kg é lançado sobre as mãos de uma pessoa que segura um peso de 1 Kg, o resultado será o imediato relaxamento da musculatura flexora e a contração da extensora do cotovelo, pois a tensão gerada será mais alta do que a musculatura seria capaz de suportar. Esse sistema funciona como uma válvula de segurança, aliviando a tensão no músculo e impedindo ou minimizando a possibilidade de danos ao sistema muscular. Um exemplo deste funcionamento pode ser observado na Fig. 2.11.

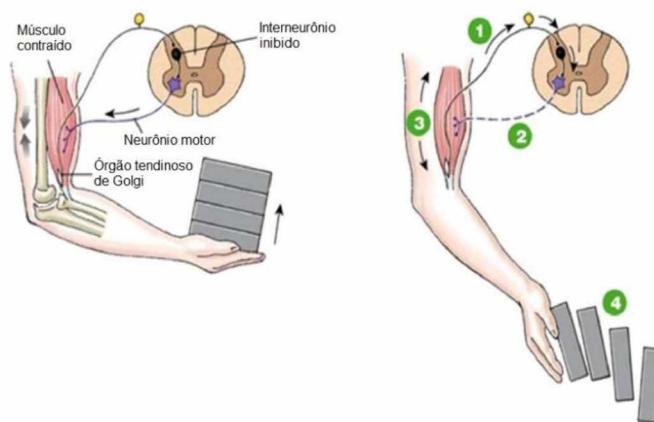


Figura 2.11 - Representação esquemática do reflexo miotático inverso (Fonte: adaptado de <http://aprendizagemecontrolomotor.blogspot.com>)

3.1.6 Os centros encefálicos superiores

O reflexo é o tipo mais simples de integração neural existente, sendo importante na prática esportiva e nas atividades diárias atuando no controle e na coordenação através dos centros encefálicos superiores, especificamente o córtex motor primário, os gânglios da base e o cerebelo. O córtex primário situa-se no lobo frontal, no giro pré-central e exerce controle dos movimentos musculares finos e definidos. Há um tipo de neurônio ali presente que nos dá a autonomia de controlar por vontade própria como será movimentada a musculatura esquelética, são denominadas células piramidais. Os gânglios da base são aglomerados de corpos de células nervosas, presentes na substância branca situados mais internamente no encéfalo. Os gânglios da base são essenciais para dar origem aos movimentos de natureza sustentada e repetitiva, são responsáveis pelos movimentos complexos semivoluntários, auxiliando também na manutenção da postura e do tônus muscular. O cerebelo tem como função coordenar as ações musculares rápidas e complexas, servindo para monitorar e ajustar as funções motoras de outras partes do cérebro, ajudando o córtex motor primário e os gânglios da base, na sincronização e suavizando os movimentos, sem o cerebelo teríamos movimentos espasmódicos e descontrolados. A ação de integração é responsável por receber os sinais reais que vem de toda parte do corpo e comparar com as ações ideais, regulando por meio do sistema motor. As informações que chegam ao cerebelo vindas de diferentes localidades do encéfalo, proprioceptores, informações visuais e de equilíbrio são processadas e determinam respostas para a melhor forma de produzir o movimento desejado (WILMORE e COSTILL, 2001).

CAPÍTULO III

REVISÃO DA LITERATURA

O ser humano enquanto organismo vivo tem suas necessidades de sobrevivência dependentes de sua capacidade de locomoção e movimentação e de sua capacidade de resistir aos ataques de outros organismos vivos, como bactérias, vírus entre outros. Um condicionamento físico adequado confere ao ser humano uma melhor capacidade de executar as tarefas necessárias para sua sobrevivência, sejam essas tarefas executadas de forma voluntária ou involuntária. Portanto, um ser humano devidamente treinado tem maiores chances de realizar as atividades físicas inerentes ao ser humano além de ter uma melhor resistência às doenças crônicas quando comparado a um indivíduo fisicamente debilitado.

Neste cenário, os exercícios resistidos sempre foram um ótimo método para se obter saúde e da qualidade de vida, sendo indicado para pessoas de qualquer idade e sexo, variando apenas o protocolo utilizado. Sendo assim, sua aplicabilidade em programas de treinamento específicos para idosos e deficientes físicos é de grande interesse, sendo extremamente úteis e eficazes. Nestes casos em especial a utilização de máquinas é indispensável, pois nestes casos o praticante necessita de apoio e equilíbrio para realizar os exercícios. O uso de máquinas por si só pode ajudar no desenvolvimento e recuperação de capacidades simples que doenças ou mesmo a idade avançada debilitam no indivíduo, como por exemplo, recuperar a capacidade de caminhar de um idoso, trabalhando separadamente e com segurança os grupos musculares debilitados e responsáveis pela postura, equilíbrio e locomoção. Mais recentemente, o método de treinamento muscular com utilização de vibrações mecânicas tem se mostrado uma ótima opção para substituir ou complementar os treinamentos de resistência convencionais, vários estudos acerca dos efeitos das vibrações mecânicas no corpo humano têm sido encontrados na literatura, sobretudo os efeitos que a vibração pode causar sobre exercícios de reabilitação e

treinamento muscular bem como sua influência no tratamento de algumas doenças degenerativas (RUBIN et al., 1998; BOSCO et al., 1999).

2.1 Treinamento Resistido Convencional

O treinamento resistido sempre foi uma modalidade muito difundida quando o foco do praticante é o aumento do volume muscular (hipertrofia), força, aumento da massa magra e diminuição da massa gorda. Porém, já há algum tempo esse tipo de treinamento deixou de ser utilizado apenas com essas finalidades e passou a ser entendido como uma prática saudável de ser utilizado por jovens, adultos e idosos na melhoria das atividades vida diária, como alternativa no tratamento médico e na prevenção doenças e lesões em atletas e amadores, por isso tem se tornado uma prática cada vez mais comum tanto na vida do cidadão comum como no mundo dos esportes (SILVA, 2009).

O exercício resistido utiliza como princípio a realização de força para vencer uma determinada resistência contrária ao movimento, essa resistência pode ser proveniente da utilização de pesos livres (alteres) ou produzida por algum equipamento específico de treinamento, a exemplo dos equipamentos existentes em academias como mostra a figura 2.1. Os exercícios resistidos podem ou não produzir movimentos articulares, ou seja, podem ser estáticos ou dinâmicos e com relação aos exercícios dinâmicos são divididos em dois tipos, concêntrico e excêntrico. O exercício concêntrico é aquele realizado com uma diminuição no grau da articulação enquanto no excêntrico existe um aumento no grau da articulação (POLITO, 2003).



Figura 2.1 - Equipamentos convencionais existentes no mercado para a prática dos exercícios resistidos (Fonte <http://profitness-profitness.blogspot.com/>)

Segundo Silva, (2009) esse tipo de treinamento atua aplicando uma sobrecarga no músculo a fim de gerar estímulos que provoquem a adaptação desse músculo à condição de sobrecarga imposta melhorando a capacidade de esse músculo produzir força e potência. Ainda segundo esse autor, os exercícios podem ser classificados em uni ou multiarticulares, dependendo do número de articulações envolvidas na atividade desenvolvida.

Além das melhoras causadas na hipertrofia muscular, na força e na potência máximas, o treinamento resistido também tem sido bastante estudado com relação aos seus efeitos no tratamento de varias doenças, na melhoria das atividades diárias de jovens adultos e idosos. Para isso devem ser analisadas detalhadamente todas as variáveis envolvidas e as diversas metodologias utilizadas nos treinamentos (BARQUILHA, 2010).

Existem na literatura diversas pesquisas realizadas acerca das diversas metodologias de treinamento resistido e suas influências na melhoria da resposta adaptativa, embora nenhuma diga qual interfira mais no treinamento. São utilizados como parâmetros básicos para composição de um treinamento muscular, a intensidade, o volume, a frequência, o intervalo de descanso suficiente, entre outras. É recomendado entre 2 e 6 sessões de treinos por semana, 8 a 12 exercícios por treino, de 1 a 3 séries. Cada série deve conter uma determinada quantidade de repetições de acordo com a finalidade pretendida, entre 1 e 6 repetições para ganho de força, de 7 a 12 repetições para hipertrofia muscular e de 13 a 20 repetições para aumento da resistência muscular. (BARQUILHA, 2010; FETT et al., 2002; MATERKO et al., 2010; SILVA; FARINATTI, 2007)

2.2 Treinamento com Vibração Mecânica

Vibração é a oscilação mecânica de um sistema em torno de uma posição de referência, sendo geralmente produzida quando este é deslocado de sua posição de equilíbrio estável (BEER; JOHNSTON, 1991; CARDINALE; WAKELING, 2005). É caracterizada por sua amplitude e frequência, onde a amplitude é definida pela extensão do movimento oscilatório e a frequência é o numero de ciclos por unidade de tempo (GRIFFIN, 1996; CARDINALE; WAKELING, 2005; LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005). Cotidianamente o ser humano está exposto a fatores externos que podem influenciar direta ou indiretamente o seu organismo, seja de forma benéfica ou maléfica. Esta exposição se dá das mais diversas formas e nos mais variados locais como no trabalho, no lazer, na prática de atividades físicas entre outras. Uma exposição com duração adequada, frequências e amplitudes corretamente controladas pode ser um fator de estímulo favorável ao organismo, por exemplo, em estímulo de treinamento muscular (CARDINALE; WAKELING, 2005). Existem várias estruturas no corpo humano que regulam a transmissão de choques e

vibrações, podendo ser usadas pelo corpo para mudar as respostas vibratórias em relação às forças externas.

As vibrações mecânicas geralmente são nocivas aos sistemas estruturais em geral, sendo grandes causadoras de falhas nas mesmas e as falhas originadas de vibrações induzidas na estrutura normalmente estão relacionadas com fadiga do material. Esse tipo de falha é crítico quando as frequências das vibrações induzidas na estrutura estão próximas de suas frequências naturais.

Era de se esperar que as vibrações mecânicas tivessem a mesma influência negativa quando induzida no corpo humano, e isso pode ser verdade dependendo de vários fatores como o tempo de exposição, frequência da vibração, amplitude da vibração e área corporal em contato com a fonte vibratória, entre outros. Existem na literatura alguns relatos de efeitos negativos da aplicação de vibrações mecânicas no corpo humano, porém a grande maioria relata efeitos benéficos desse tipo de utilização.

2.2.1 Vibrações no corpo humano

Kouzaki, Shinohara e Fukunaga (2000) verificaram diminuições da força de extensão do joelho em MCV e na atividade eletromiográfica do músculo alvo após a aplicação de longos períodos de vibração com frequência de 30 Hz e amplitudes de 2 a 3 mm no músculo reto femural. Bongiovanni, Hagbarth e Stjernberg (1990) também observaram diminuições da MCV de dorsiflexão e da atividade eletromiográfica do músculo alvo depois de prolongada aplicação de vibração no tendão. Induzindo a acreditar que se houver exposição a períodos prolongados de vibrações, esse fato poderia ser prejudicial ao organismo.

Por outro lado, vários estudos mencionam os efeitos benéficos da aplicação de vibrações mecânicas não só no tratamento, mas na prevenção de algumas doenças, diminuição dos efeitos do envelhecimento do sistema neuromuscular e o combate aos efeitos maléficos da exposição à microgravidade causados em astronautas, além de uma melhora no desempenho esportivo (RITWEGER; BELLER; FELSENBERG, 2000; CARDINALE; WAKELING, 2005).

Neste cenário, vários estudos vêm mostrando que o fato da influência das vibrações no corpo humano serem benéficas ou prejudiciais depende de variáveis tais como o tempo de exposição, ponto de aplicação, as faixas de frequências, a amplitude das excitações entre outras.

Os exercícios vibratórios normalmente são realizados utilizando-se frequências dentro da faixa de 25 a 40 Hz e tem apresentado resultados positivos e significativos no aumento do desempenho com treinamento da potência máxima (ISSURIN et al., 1999), da altura máxima alcançada em saltos com contra movimento (DELECLUSE et al., 2003).

Luo et al. (2005) relataram que a ativação muscular seria mais eficaz quando utilizada uma frequência de estimulação dentro da faixa de 30 a 50 Hz. Randall et al. (1997), relatam a existência de vários estudos demonstrando que a frequência natural do corpo humano está situada entre 2,5 e 16 Hz (dependendo de a região e da posição do corpo). Mester; Kleinöder; Yue, (2006) sugerem que não devem ser utilizadas excitações mecânicas no corpo humano em frequências abaixo de 20 Hz de modo a evitar lesões causadas pela ressonância do corpo humano. Segundo Goel et al. (1994), a utilização vibrações mecânicas com frequências, entre 5 e 15 Hz, é capaz de induzir a coluna lombar à ressonância.

As primeiras experiências acerca dos efeitos da vibração nos músculos humanos foram realizadas em 1860 (ROOD, 1860 apud CARLSOO, 1982). Esse autor aplicou vibração com frequências de 60 Hz e amplitude de 6 mm na mão, e verificou que a vibração era acompanhada de fortes contrações involuntárias na mão e no braço.

Nas últimas décadas, a quantidade de estudos que veem sendo abordados acerca dos efeitos das vibrações mecânicas no corpo humano tem crescido consideravelmente, sobretudo, com relação aos efeitos relacionados com exercícios de reabilitação e treinamento muscular bem como sua influência no tratamento e prevenção de algumas doenças degenerativas como osteoporose e doença de Parkinson. Com relação aos trabalhos que avaliaram aumento de força e potência musculares, a maioria deles sugere um favorecimento ao aumento da força e da potência através estimulação do sistema reflexo pelo chamado reflexo tônico à vibração (RTV) (RITTWEGER; BELLER; FELSENBERG, 2000; SEIDEL, 1988; RUBIN et al., 1998; WILHELM et al., 1998; BOSCO et al., 1999a; BOSCO et al., 1999 b).

Contudo, a ideia de utilizar a vibração mecânica no treinamento esportivo é relativamente recente e foi utilizada pela primeira vez durante a década de 1980 quando cientistas russos utilizaram este tipo de artifício para melhorar a força e a flexibilidade de ginastas treinados. Apesar de haver pouca informação a respeito dos resultados obtidos eles verificaram aumentos significativos na força e na flexibilidade após a utilização da vibração mecânica. Desde então, vários estudos têm abordado os efeitos agudos e crônicos da aplicação do treinamento com vibração mecânica, utilizando as mais diferentes maneiras de aplicação e abordagem (CARDINALE; BOSCO, 2003).

Para Carlsoo (1982), a influência que a vibração pode ter sobre o corpo humano depende de vários fatores, além das características de amplitude e frequência da vibração e do tempo de exposição. Depende também da direção da vibração e da área corporal em contato com a fonte vibratória. Quando se trata de utilizar vibração para obter melhora no desempenho do treinamento esportivo, existem ainda outros fatores importantes como as

características do individuo treinado, gênero, força e nível de treinamento (BAZETT-JONES; FINCH; DUGAN, 2008).

Existem três focos principais de pesquisa com relação à aplicação de vibrações no corpo humano, a aplicação de vibração de corpo inteiro (VCI), a aplicação de vibração localizada perpendicular ao tendão ou ao músculo e a aplicação de vibração localizada na direção do encurtamento muscular.

A grande maioria dos estudos existentes se concentra no estudo da VCI, principalmente sobre o uso das chamadas plataformas vibratórias que inclusive podem ser encontradas no mercado com diversas marcas e modelos. Essa crescente comercialização do produto é devido aos resultados positivos da maioria dos estudos realizados que sugerem melhorias significativas na força muscular, equilíbrio corporal e na competência mecânica dos ossos (BOSCO et al. ,1998; BOSCO et al. ,1999a; BOSCO et al. ,1999b; DE RUITER et al., 2003).

Outros estudos abordaram a aplicação da vibração, diretamente no músculo alvo através de excitações perpendiculares no tendão ou no próprio músculo. A maioria desses estudos também apresentaram resultados positivos, por exemplo, na da flexibilidade (SANDS et al., 2006), aumento da força de contração máxima (BONGIOVANNI; HAGBARTH, 1990), melhora das propriedades neuromusculares (BONGIOVANNI; HAGBARTH, 1990; BOSCO; CARDINALE; TSARPELA, 1999), modulação da taxa de estimulação das unidades motoras (GRIFFIN et al., 2001). Kossev et al. (1999) ainda indicaram a ocorrência de um aumento significativo do potencial motor através da aplicação de vibração no músculo ou no tendão. Eles sugerem que a vibração afeta a modulação da excitabilidade no córtex motor.

A quantidade de estudos relacionados à aplicação de vibrações na direção do encurtamento muscular ainda é bastante precária provavelmente devido à dificuldade de se aplicar as vibrações na direção da contração muscular. Alguns autores desenvolveram dispositivos para possibilitar o estudo desse tipo de aplicação de forma isométrica (SILVA et al., 2008, POSTON et al., 2007) e de forma dinâmica (COCHRANE et al., 2008, ISURIN; TENENBAUM, 1999).

No caso da aplicação de vibração em conjunto com exercício resistido (EV), para melhorar o desempenho esportivo, é necessário determinar as características da vibração que será utilizada, como amplitude e frequência, pois são estes fatores que determinam a intensidade da sobrecarga. É muito importante também a determinação do protocolo de exercício relacionado ao tipo de treinamento, a intensidade do treinamento, o tempo de treinamento, o número e a duração dos períodos de recuperação e a frequência do treinamento (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005b; MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2006).

Independentemente do tipo de aplicação da vibração, a grande maioria dos estudos que apontam melhora nos ganhos de potência e força, musculares indicam que esses aumentos ocorrem por causa da excitabilidade das vias reflexas. A resposta muscular à vibração normalmente é expressa na forma de reflexo tônico de vibração (RTV). Esta resposta se assemelha ao clássico reflexo miotáctico e é proveniente da estimulação dos fusos musculares. Sua transmissão acontece pela ativação das fibras aferente *Ia*, ativando (via motoneurônio alfa) a maioria das fibras musculares do tipo II (RITTWEGER; BELLER; FELSENBERG, 2000).

O RTV é causado principalmente pela atividade de vibração induzida nas fibras *Ia* que inervam os fusos musculares e pode causar um aumento temporário da atividade muscular, aumentando o recrutamento de unidades motoras por meio da ativação dos fusos musculares e de vias polissinápticas (ROLL; VEDEL; RIBOT, 1989; DE GAIL; LANCE; NEILSON, 1966). Alguns trabalhos indicam que o RTV é mediado por vias monossinápticas e polissinápticas (ROMAIGUERE et al., 1991; MATTHEWS, 1966). Porém uma exposição por tempo prolongado pode levar os fusos musculares ao estado de fadiga (BONGIOVANNI; HAGBARTH; STJERNBERG, 1990; MARTIN; PARK, 1997).

Existe todo um mecanismo por trás da ativação do RTV, esse mecanismo começa na ativação dos fusos musculares levando à mediação de sinais neurais pelas fibras aferentes *Ia* e finalmente a ativação das fibras musculares através dos motoneurônios alfa (RITTWEGER; BELLER; FELSENBERG, 2000).

Apesar do reflexo de vibração atuar predominantemente ou exclusivamente via motoneurônios alfa e não utilize as vias eferentes originadas no córtex como no caso dos movimentos voluntários (BURKE; RYMER; WALSH, 1976), Rothmuller e Cafarelli (1995) demonstraram que a aplicação de vibrações gera força de forma involuntária por meio do acionamento dos motoneurônios alfa a partir das fibras aferentes *Ia*.

A vibração aplicada a um determinado músculo ou tendão afeta também os músculos vizinhos de acordo com a transmissibilidade dos mesmos que ocasiona a ativação dos fusos musculares no músculo em que foi aplicada a vibração e também nos músculos vizinhos (KASAI; KAWANISHI; YAHAGI, 1992).

Rittweger et al. (2000) indicaram que o RTV ocorre em vibrações induzidas em torno de 100 Hz ou mais, aplicadas em um único músculo ou tendão em equilíbrio estático. Porém, foi demonstrado que o RTV pode ser obtido com vibrações induzidas diretamente no músculo ou no tendão na faixa de 10 a 200 Hz. Existe ainda a indicação de que o RTV também possa ser obtido através de VCI com frequências entre 1 e 30Hz, sendo que a faixa de vibração necessária para gerar o RTV ainda é muito controversa (SEIDEL, 1988).

2.2.2 A segurança no treinamento vibratório

Uma padronização da International Organization for Standardization, (1997) estipula sistemas de coordenadas para aplicação de vibrações mecânicas no corpo humano. A padronização utilizada para aplicação da vibração localizada na mão está representada na Fig. 2.2.

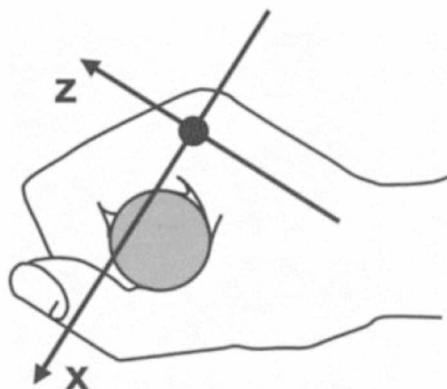


Figura 2.2 – Sistema de coordenadas para análise de vibrações transmitidas a partir da mão. O eixo Y encontra-se perpendicular ao plano XZ (Fonte: MANSFIELD, 2005).

O treinamento vibratório possui maior necessidade de cuidados com relação à segurança que os treinamentos convencionais de força devido aos efeitos danosos que a exposição à vibração de forma inadequada pode causar, como dores de cabeça, hemorragias internas ou até mesmo a morte (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2006). Ainda segundo esses autores os efeitos causados na região da cabeça merecem maior atenção e por isso é importante mensurar a transmissibilidade entre a fonte vibratória e a cabeça de indivíduo a ela exposto. Eles relatam também, que o fator de transmissibilidade depende ainda de variáveis como a posição corporal, massa corporal, rigidez muscular e não exclusivamente da frequência de vibração.

A transmissibilidade é mensurada a partir da relação entre as acelerações medidas na cabeça e as acelerações impostas pela fonte vibratória, quando o indivíduo é exposto a VCI. Geralmente quando o corpo humano é exposto às vibrações verticais, as maiores amplitudes de movimento medidas na cabeça no eixo X é quando a frequência de vibração está entre 5 e 10 Hz, e no eixo Z em frequências superiores a 20 Hz. O gráfico do modelo de cálculo utilizado por estes autores está representado na Fig. 2.3.

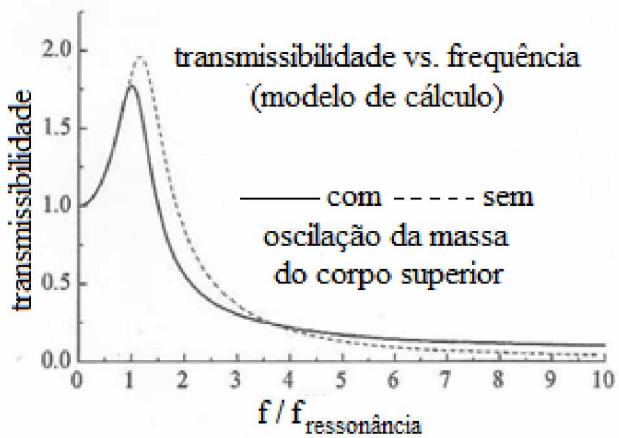


Figura 2.3 – Modelo de cálculo de transmissibilidade por frequência (Fonte: MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2006)

Segundo Yue e Mester (2002) as frequências de ressonância do corpo humano variam entre 5 e 10 Hz quando este é exposto à VCI. No trabalho de Mester et al., (1999) também foi considerado que os maiores valores de transmissibilidade de vibração no corpo humano acontece em baixas frequências, 5 e 24 Hz.

A gravidade da exposição do corpo humano à VCI pode ser medida através de técnicas de medida quantitativas (CARDINALE e POPE, 2003; MANSFIELD, 2005a). Essa gravidade de exposição pode ser analisada usando o parâmetro eVDV (*estimated vibration dose value*) que estima a quantidade de vibração imposta ao indivíduo por um determinado período de tempo, esse período utilizado é geralmente diário. O cálculo desse parâmetro é efetuado utilizando-se como base a direção, a frequência, a magnitude e a duração da vibração aplicada ao corpo humano, em que se considera nocivo ao organismo os valores de eVDV maiores que 17 (ISO 2631-1, 1997). Ainda segundo essa norma existe um sistema de coordenadas a partir do qual as vibrações aplicadas ao corpo humano devem ser medidas, de acordo com a Fig. 2.4.

De acordo com Abercromby *et al.* (2007) existem riscos relativos ao treinamento com VCI (4 mm e 30 Hz). Esses relatos se baseiam na análise da impedância mecânica, da aceleração da cabeça e nos valores de referência e colocam em discussão os benefícios desse tipo de treinamento. Ainda, segundo esses autores os possíveis danos da exposição do organismo humano à vibração são decorrentes do acúmulo dos efeitos ao longo do tempo, não havendo evidência científica de riscos reais à saúde devido à intermitência da exposição.

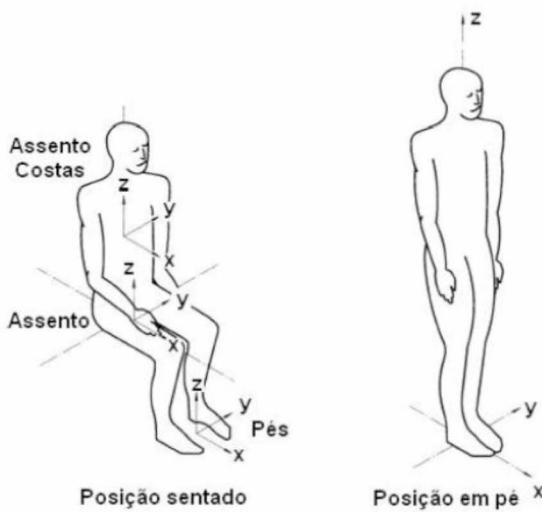


Figura 2.4 – Sistema de coordenadas utilizado na medição de vibrações aplicadas ao corpo humano (fonte: ISO 2631-1, 1997).

2.2.3 Treinamentos em plataforma vibratória

Quando se trata de treinamento em plataforma vibratória, existem autores que defendem que as alterações no desempenho neuromuscular causadas pelo método de treinamento com vibração se devem ao fato do corpo ser exposto a uma variação do campo gravitacional durante a aplicação da vibração em uma plataforma (CARDINALE; BOSCO, 2003; RONNESTAD, 2004; KVORNING et al., 2006). Dependendo das combinações de frequências e amplitudes da vibração, o centro de massa do corpo de uma pessoa submetida ao treinamento vibratório pode ser exposto a uma aceleração 15 vezes maior que aceleração da gravidade, fazendo com que os músculos do indivíduo submetido a esse treinamento sejam exigidos a produzir forças 15 vezes maiores que aquelas produzidas normalmente para o equilíbrio do corpo devido à ação da gravidade. Esse esforço adicional explicaria a melhora no rendimento dos indivíduos treinados com esse método.

A hipótese da melhora no desempenho ser causada pela indução do RTV é bastante aceita e discutida entre vários autores. O RTV é o aumento da atividade neuromuscular de um determinado músculo quando este ou seu tendão são expostos à vibração (CARLSOO, 1982). Um dos prováveis responsáveis por esse aumento é a ativação de unidades motoras de alto limiar de excitação, proporcionando um aumento na capacidade de produzir força do músculo agonista durante a aplicação da vibração e alguns minutos após a exposição à vibração (BOSCO; CARDINALE; TSARPELA, 1999).

Outro foco indicado para explicar esse fenômeno é a ocorrência de alterações temporárias na excitabilidade das estruturas neurais centrais e periféricas, supostamente facilitando a ativação de unidades motoras nos minutos seguintes à aplicação de vibração e

gerando uma melhora no desempenho quando utilizando vibração (CARDINALE; BOSCO, 2003; RITTWEGER; MUTSCHELKNAUSS; FELSENBERG, 2003; ARMSTRONG et al., 2008; BOWTELL; KOSSEV, 2009).

BOSCO et al., (1999b) investigaram os efeitos de VCI no comportamento mecânico da musculatura extensora do joelho. Para isso foram utilizadas 6 atletas de voleibol do gênero feminino. A vibração utilizada no tratamento possuía frequência de 26 Hz e amplitude de 10 mm, a mesma foi aplicada durante um período de 10 minutos, sendo que em um mesmo voluntário, aleatoriamente um dos membros inferiores foi exposto à vibração e o outro utilizado como controle. Os resultados encontrados por esses autores mostram um aumento estatisticamente significativo, nos membros expostos à vibração em relação ao membro utilizado como controle, da velocidade média de movimento, da potência média e da força média.

Bosco et al. (2000) pesquisaram as respostas hormonais agudas provocadas pela exposição do organismo à VCI. Nesse estudo foram utilizados catorze voluntários expostos à vibração senoidal VCI (10 séries com duração de 60s cada uma, 60s de intervalo de recuperação entre as séries e 6 minutos de recuperação após as 5 primeiras séries). Esses autores relatam um aumento significativo nas concentrações plasmáticas de testosterona e do hormônio do crescimento (GH) e uma diminuição nos níveis de cortisol após a exposição à vibração. Segundo esses autores, os efeitos agudos observados após exposição à vibração do tipo VCI são semelhantes àqueles encontrados após sessões de treinamento de força muscular. Neste trabalho especula-se que as adaptações agudas de força, potência e ativação elétrica muscular e as respostas hormonais, estão provavelmente relacionadas aos mesmos mecanismos.

Da Silva et al., (2006) utilizaram 31 voluntários jovens saudáveis do sexo masculino com idade média de 19,7 anos e desvio padrão de 1,9 anos, altura média de 176,5 cm e desvio padrão de 5,3 cm e peso médio de 71,5 Kg com desvio padrão de 10,7 Kg. O protocolo de treinamento consistiu de 6 séries de vibração com duração 60s, com 2 min de descanso entre cada série de VCI senoidal vertical com a aplicação de três frequências diferentes em três dias diferentes. As frequências utilizadas foram 20, 30 e 40 Hz enquanto a amplitude foi mantida constante em 4 mm. Esses autores compararam os efeitos agudos da aplicação de vibração no desempenho em saltos verticais com a utilização de cada uma das diferentes frequências utilizadas. Neste estudo foram encontradas diferenças significativas nos saltos com contra movimento e no salto agachado quando utilizada a frequência de 30 Hz. Foi observado também um aumento significativo no salto agachado quando utilizada a frequência de 20 Hz, enquanto o salto com contra movimento não apresentou diferenças significativas nesta frequência. Em ambos os tipos de saltos

observou-se um decréscimo na altura dos saltos quando utilizada a frequência de 40 Hz no tratamento vibratório. A Figura 2.5 mostra os resultados para o salto vertical agachado antes e após a aplicação da vibração.

Da Silva *et al.* (2007) analisaram o gasto energético durante e após exercício para hipertrofia com adição de VCI (meio agachamento), em sujeitos ativos fisicamente. Dezessete estudantes universitários saudáveis do gênero masculino participaram voluntariamente deste projeto de pesquisa. Esses participantes foram submetidos a um período de 2 semanas iniciais de familiarização com o treinamento, após o qual todos os indivíduos realizaram 2 diferentes sessões de treinamento, separadas por intervalos de 48 a 72 horas. A ordem em que cada participante foi submetido a 2 sessões diferentes foi atribuído aleatoriamente. Cada participante atuou como seu próprio controle. Em cada sessão, o gasto energético foi medido juntamente com a relação de trocas respiratórias, a fim de determinar o efeito da VCI sobre essas variáveis, a frequência cardíaca e a percepção esforço também foram registradas, uma vez que estas variáveis são representativas da intensidade do esforço. Os resultados indicaram que a energia utilizada e a percepção de esforço, foram significativamente maiores no grupo treinado com acréscimo de vibração, em comparação com o exercício convencional. Essa diferença foi encontrada tanto durante o exercício como durante a fase de recuperação. Não foi registrada diferença significativa na frequência cardíaca nos grupos de estudo. Estes autores ainda sugerem que seria possível a introdução de vibração mecânica nos treinamentos que visam hipertrofia e emagrecimento.

Kvorning *et al.*, (2006) estudaram os efeitos, nas respostas hormonais, de três tipos de exercícios, VCI, VCI combinada com treinamento de força e do treinamento de força isolado. Para isso foram utilizados vinte e oito indivíduos jovens do gênero masculino, moderadamente treinados (que praticavam atividades esportivas de lazer uma ou duas vezes por semana) participaram do estudo. Os indivíduos não tinham experiência ou tinham apenas uma pequena experiência anterior com treinamento de resistência (1 h / semana) e ninguém estava participando de treinamento de resistência regular. Os indivíduos foram familiarizados com os procedimentos experimentais e divididos em três grupos: somente exercício de agachamento (S), combinação do agachamento com a VCI (S + V) e somente VCI (V). O treinamento do grupo (S) consistiu em 6 séries de 8 repetições máximas com sobrecarga e 2 minutos de intervalo de recuperação, o treinamento do grupo (S + V) consistiu em 6 séries de 8 repetições máximas com sobrecarga sobre a plataforma vibratória e 2 minutos de intervalo de recuperação e o treinamento do grupo (V) consistiu em 6 séries de 8 repetições máximas sem sobrecarga sobre a plataforma vibratória e 2 minutos de intervalo de recuperação. Foi utilizada nos grupos (S) e (S + V) uma vibração senoidal com

frequência de 20Hz nas 5 primeiras semanas de treinamento e 25Hz nas últimas 4 semanas de treinamento e amplitude foi mantida constante em 4mm. Os autores relatam um aumento agudo na concentração de testosterona e de hormônio de crescimento (GH) logo após as sessões de treinamento convencional e de treinamento convencional com adição de vibração. No entanto, não houve diferença entre o aumento dos níveis de testosterona entre esses dois grupos, embora o aumento na concentração de GH tenha sido significativamente diferente entre os grupos e o exercício combinado provocou um aumento significativo na concentração de cortisol após o exercício. A exposição à vibração, de forma isolada, não provocou alteração aguda nos níveis de testosterona sanguínea, embora tenha aumentado a concentração de GH e diminuído os níveis de cortisol. Com relação à máxima contração voluntária, esses autores não observaram aumento de desempenho utilizando combinação de VCI com resistência e VCI apenas em comparação com treinamento de resistência sozinho depois de um período de treinamento de curto prazo. Os resultados encontrados por esses autores em relação às alterações hormonais estão apresentados na Fig. 2.6.

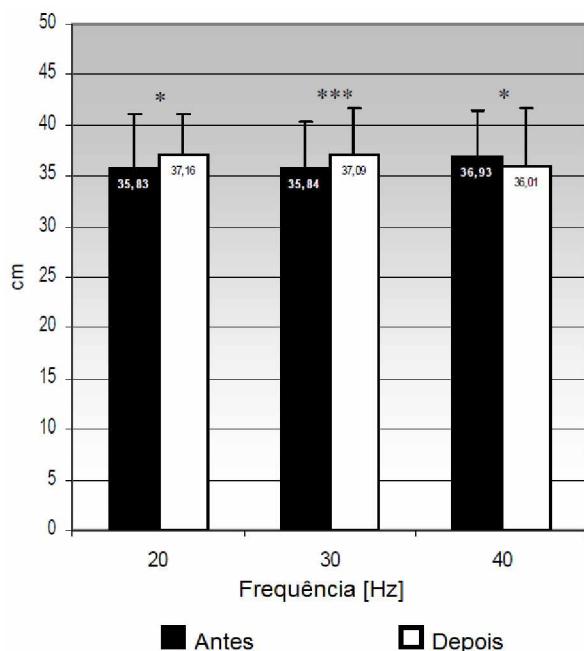


Figura 2.5 - Altura do salto vertical agachado usando três diferentes frequências de vibração. Nível de significância $p < 0,05$ é representado por um asterisco (*) e nível de significância $p < 0,01$ é representado por três asteriscos (***) (Fonte: Adaptado de Da Silva *et al.*, 2006)

Ronnestad (2004) utilizou dezesseis indivíduos saudáveis do gênero masculino divididos aleatoriamente em dois grupos de treinamento diferentes, um dos grupos foi submetido à VCI simultaneamente ao treinamento de força em exercícios de agachamento e o outro grupo foi submetido ao mesmo treinamento de agachamento sem aplicação de VCI.

Os exercícios com VCI foram realizados sobre uma plataforma vibratória em uma máquina Smith como mostra a Fig. 2.7.

Os testes foram administrados no início e no final das cinco semanas de treinamento e o autor relata ganhos significativos no desempenho de treino no grupo treinado com adição de vibração em relação ao grupo que realizou treinamento convencional.

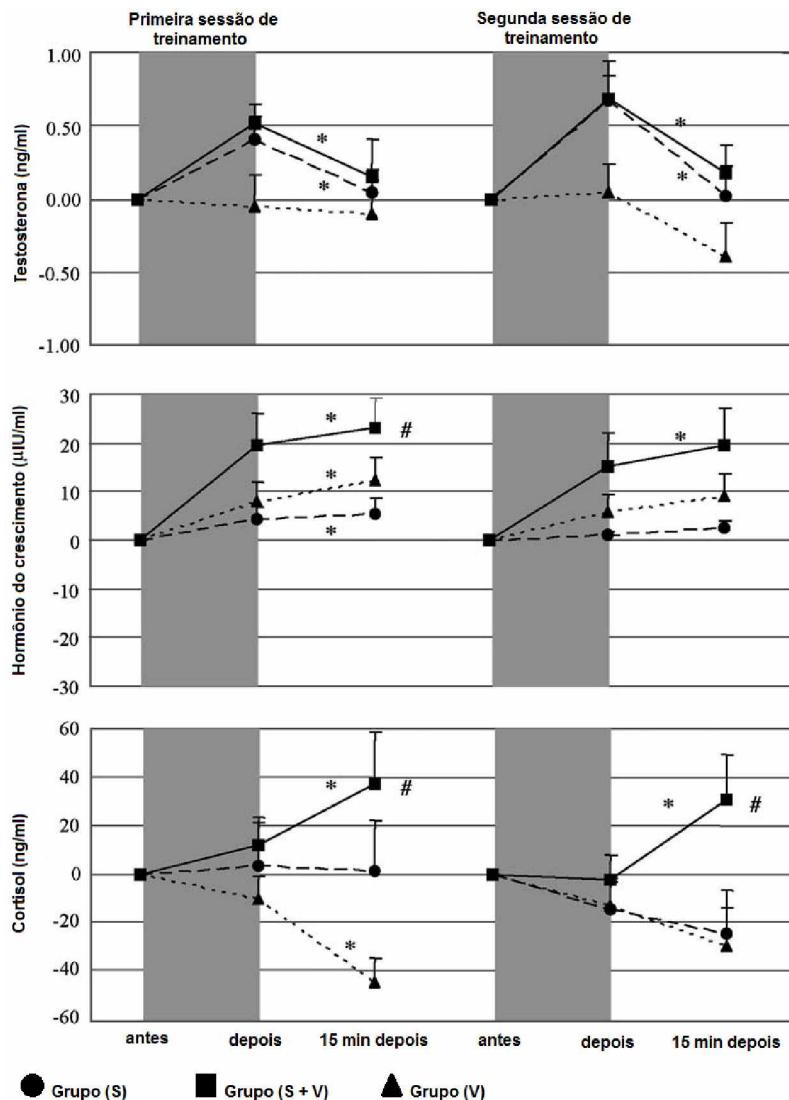


Figura 2.6 - Variações nos níveis de Cortisol, Hormônio do crescimento e testosterona após a primeira e a segunda seção de treinamento. (*) indica efeito significativo do tempo dentro de um grupo com $P < 0,05$ e (#) significa efeito significativo do tempo entre os grupos; S + V maior do que S e V com $P < 0,05$. (Fonte: Adaptado de Kvorning *et al.*, 2006).

Oliveira et al., (2011) analisaram a influência do uso da Plataforma Vibratória no desempenho do salto vertical de atletas de futebol. Eles utilizaram 30 atletas de futebol saudáveis do gênero masculino com idade média de $18,57 \pm 0,81$ anos. Os indivíduos foram

divididos aleatoriamente em dois grupos: Grupo 1 (VCI) e Grupo 2 (CIQ). Os autores relatam que a altura do CMJSBB aumentou significativamente ($p = 0,0001$) após ambas as intervenções (VCI e CIQ) reduzindo também de forma significativa quatro semanas após os treinamentos ($p = 0,0003$). No CMJCBB, houve um aumento significativo na altura do salto ao se comparar o grupo antes e depois das intervenções por VCI e CIQ ($p = 0,001$) e uma diminuição significativa comparando as medidas após as intervenções com as medidas de quatro semanas após os treinamentos. Em relação aos tratamentos (G1 vs G2) não houve diferença estatística entre eles em todos os períodos ($p = 0,675$). No CMJCBB, houve um aumento significativo na altura do salto ao se comparar o grupo antes e depois das intervenções por VCI e CIQ ($p = 0,001$) e uma diminuição significativa comparando as medidas pós-testes com as medidas de quatro semanas após os treinamentos.



Figura 2.7 - Realização de agachamento com sobrecarga sobre a plataforma vibratória. (Fonte: RONNESTAD, 2004).

2.2.4 Treinamentos com vibrações localizadas

Os músculos esqueléticos humanos possuem comportamento bastante não linear, isso dificulta a compreensão de como os fenômenos físicos realmente afetam esses órgãos. O próprio encurtamento muscular, uma de suas principais características, não se dá de maneira uniforme (BLEMKER, PINSKY; DELP, 2005). Esses autores relatam ainda que estudos recentes utilizando ressonâncias magnéticas dinâmicas do bíceps braquial

mostraram que o encurtamento é não uniforme ao longo de alguns fascículos musculares durante a baixa carga de flexão do cotovelo. Esses autores criaram um modelo tridimensional de elementos finitos do bíceps braquial e compararam o comportamento dos tecidos previstos pelo modelo com o comportamento dos tecidos medidas experimentalmente. O modelo de elementos finitos previu deslocamentos que estavam dentro de um desvio padrão dos deslocamentos experimentalmente medidos.

Apesar de o conhecimento do comportamento biomecânico dos tecidos musculoesqueléticos e as alterações causadas em seu comportamento, devido às ações externas ainda serem bastante restritos, vários estudos veem discutindo alguns pontos importantes relacionados à influência das vibrações mecânicas no comportamento biomecânico desses tecidos, em sua maioria relacionados à melhora no desempenho de treinamento.

Kouzaki *et al.* (2000) estudaram os efeitos da aplicação prolongada de vibrações mecânicas em um músculo sinergista na máxima contração voluntária (MCV) e na taxa de produção de força. Foram utilizados nesse experimento 8 voluntários saudáveis com idade média de 25,5 anos, sendo 7 do gênero masculino e 1 do gênero feminino. Os indivíduos ficavam sentados em uma cadeira e aplicavam força de extensão unilateral do joelho, enquanto isso, a vibração de 30Hz com amplitudes entre 2 e 3mm era aplicada no músculo sinergista por um período de 30 minutos. Os parâmetros de análise foram, a máxima contração voluntária (MCV) dos músculos extensores do joelho e a eletromiografia (EMG) do reto femoral, vasto medial e vasto lateral. As medições ocorreram antes e após o período de vibração do reto femoral e os resultados obtidos mostraram um decréscimo significativo da MCV e dos sinais de EMG no reto femoral, fato não ocorrido nos demais músculos não submetidos à vibração. Os autores sugerem que a redução da força na MCV, após aplicação de vibrações prolongadas, estaria relacionada não a uma inibição dos motoneurônios alfa, mas provavelmente a uma diminuição dos motoneurônios acessíveis para os comandos voluntários devido a atenuação das funções dos neurônios aferentes *Ia*, sendo que a falta de realimentação dos fusos musculares poderia limitar a excitação dos motoneurônios de limiar elevado.

Martin e Park (1997) estudaram as alterações causadas no RTV devido à aplicação de vibrações mecânicas nos tendões. Eles utilizaram vibrações com frequências 40, 80, 100, 120, 150 e 200 Hz e amplitudes de 0.2 e 0.3 mm. Dez indivíduos saudáveis com idade média de 22,6 anos sem histórico de doenças neurológicas ou musculoesqueléticas foram utilizados nesse experimento. Os indivíduos foram instruídos a aplicar MCV na mão enquanto o estímulo de vibração era aplicado perpendicularmente aos tendões distais dos músculos flexores da mão, conforme Fig. 2.8. Os resultados foram analisados por meio do

sinal de atividade eletromiográfica dos flexores do punho e dos dedos. Os principais resultados mostraram que o aumento na atividade EMG e do grau de sincronização das unidades motoras, devido à vibração induzida, eram dependentes da frequência de vibração e do nível de contração inicial. Os autores relatam ainda uma correlação entre o estímulo de vibração e a atividade da unidade motora sendo que em frequências inferiores a 100 Hz, a magnitude da RTV aumentou com o aumento da vibração, enquanto a variação de amplitude não provocou diferença significativa nos resultados.

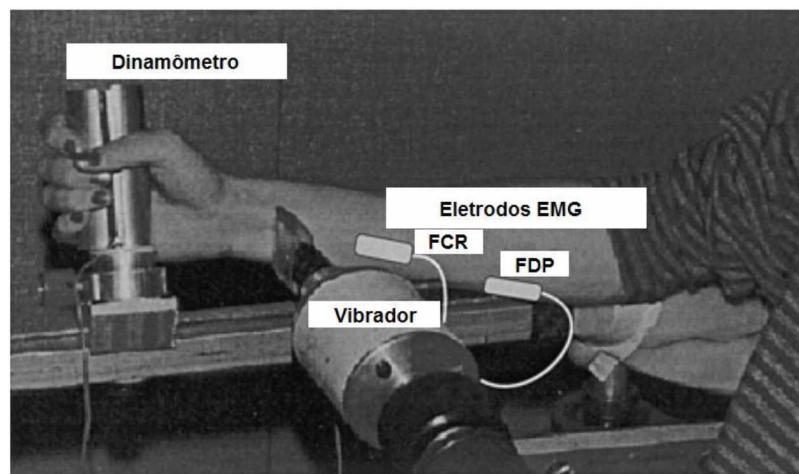


Figura 2.8 - Vibração aplicada perpendicularmente aos tendões distais dos músculos flexores dos dedos (Fonte: Adaptado de MARTIN; PARK, 1997).

Griffin et al., (2001) estudaram a influência da aplicação de períodos de vibração mecânica na modulação da taxa de estimulação das unidades motoras, medida durante a manutenção de contrações isométricas submáximas até a exaustão. Dezessete voluntários com idades entre 25 e 41 anos de idade, sendo 13 do gênero masculino e 4 do gênero feminino, todos sem histórico de desordem metabólica ou neuromuscular, estavam sentados em uma cadeira com seu ombro direito em 90 graus de flexão e antebraco direito na frente deles com a palma virada para dentro e foram instruídos a manterem uma contração isométrica submáxima (20% MCV) até a exaustão. Durante a manutenção da contração foram aplicados períodos de vibração (110 Hz e 3 mm de amplitude) no tendão distal do músculo tríceps braquial (2s de vibração a cada 10s de contração). Dos testes, foram obtidos resultados na forma de dados mecanomiográficos e eletromiográficos que segundo esses autores, indicaram que a estimulação dos fusos musculares causada pela vibração fez com que a taxa de estimulação das unidades motoras se mantivesse constante durante a manutenção de contrações isométricas submáximas, ou seja, a estimulação vibratória impediou a redução da taxa de estimulação das unidades motoras.

Luo et al., (2005) desenvolveram um dispositivo vibrador portátil com princípio de funcionamento baseado na rotação de massas excêntricas para geração de vibrações mecânicas dentro da faixa de frequências de 30 a 200 Hz e faixa de amplitudes de 0,2 a 2 mm, como mostra a Fig. 2.9. Com o uso desse dispositivo eles analisaram o efeito das vibrações mecânicas aplicadas perpendicularmente ao tendão do músculo bíceps braquial durante a realização de treinamento de força, como mostrado na Fig. 2.10. Esses autores analisaram o sinal de EMG para verificar a influência dos parâmetros, amplitude e frequência, de vibração, identificando valores ótimos para utilização desses parâmetros, além disso, foi verificada a influência do nível de força e do ângulo da articulação durante o treinamento. Os resultados desses autores mostraram que o nível de força e o ângulo da articulação não tiveram efeito significativo no sinal de EMG. Porém amplitudes de 0,5 e 1,2 mm com todas as frequências utilizadas (30, 65 e 100 Hz) mostraram aumento significativo no sinal de EMG ($p < 0,05$), aumentos maiores foram observados na utilização de amplitude de 1,2 mm e frequências de 65 e 100 Hz.

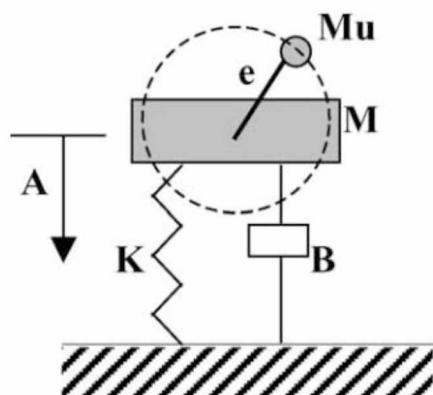


Figura 2.9 – Princípio de funcionamento de um vibrador com rotação de massa excêntrica (Fonte: Luo et al., 2005).

Fattorini et al., (2006) avaliaram a possibilidade da estimulação mecânica atuar diretamente no sistema nervoso e induzir alterações crônicas no desempenho motor dos membros inferiores. Para isso foram utilizados 21 voluntários adultos saudáveis sendo 15 do gênero masculino e 6 do gênero feminino. Eles foram divididos aleatoriamente em três grupos com 5 homens e 2 mulheres em cada grupo. Todos os grupos realizaram pré-testes de força isométrica, isocinética e isotônica em três dias diferentes. O equipamento desenvolvido e utilizado por estes autores pode ser visto na Fig. 2.11. Sete dias após a realização dos pré-testes, dois destes grupos (VC) e (VR) tiverem os membros inferiores esquerdos tratados com aplicação de vibrações mecânicas localizadas com frequência de 100Hz e amplitude entre 0,005 e 0,015mm pico a pico, porém os indivíduos do grupo (VC) foram instruídos a manterem uma contração isométrica do músculo tratado de 20% da MCV,

enquanto os indivíduos do grupo (VR) foram instruídos a ficarem com os membros relaxados durante a aplicação da vibração. O terceiro grupo (NV) não realizou qualquer tipo de treinamento. Os pós-testes foram realizados quinze dias após o final dos treinamentos. Os autores constataram que, através do protocolo especial de treinamento é possível induzir uma melhoria crônica no desempenho motor, eles relatam também que o protocolo pode melhorar o desenvolvimento de força e a resistência à fadiga.

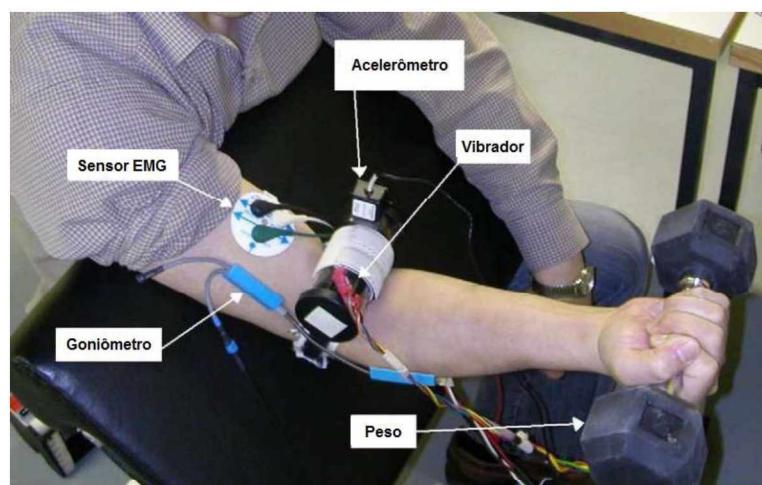


Figura 2.10 – Aplicação de vibrações mecânicas localizadas no tendão por um dispositivo de massa excêntrica (Fonte: Adaptado de LUO et al., 2005).

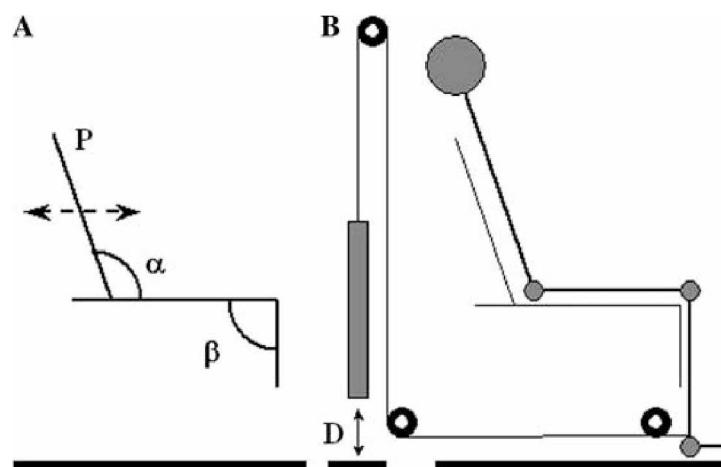


Figura 2.11 – Montagem experimental utilizada para tarefas isométricas e isotônicas (Fonte: Fattorini et al., 2006).

2.2.5 Aplicação de vibrações mecânicas na direção do encurtamento muscular

A maioria dos trabalhos que estudaram a aplicação de vibração localizada em determinado músculo fizeram isso aplicando vibração diretamente no músculo alvo ou no tendão na direção perpendicular à direção de trabalho do mesmo. Alguns autores, no

entanto, desenvolveram equipamentos para permitir a aplicação da vibração na direção da contração muscular, alguns desses equipamentos permitem a aplicação do estímulo vibratório em contração isométrica e outros permitem a aplicação em exercícios dinâmicos. Porém, não se tem registro de um equipamento que permita a aplicação do estímulo vibratório na direção do torque muscular durante a realização de um exercício isotônico.

Issurin *et al.* (1994) e Issurin e Tenenbaum (1999) desenvolveram um equipamento que possibilitava a aplicação de estímulos vibratórios na direção da contração muscular durante a realização do exercício de força e flexibilidade. O equipamento utilizado por esses autores é mostrado na Fig. 2.12. Apesar de o equipamento possibilitar a realização de exercícios dinâmicos de força e flexibilidade com adição de vibração mecânica (44 Hz, 30 m/s²), o mesmo não possibilitava que o estímulo vibratório estivesse realmente na direção da contração muscular, além de não proporcionar a possibilidade de realização de exercício isotônico de força e não ser um dispositivo portátil ou de fácil adaptação às máquinas e equipamentos utilizados atualmente. Os resultados obtidos por esses estudos sugeriram que a aplicação de estímulo vibratório foi efetiva em melhorar a resposta ao treinamento em atletas de elite, eles observaram apenas adaptações agudas na força, na amplitude de movimento articular e na potência muscular.

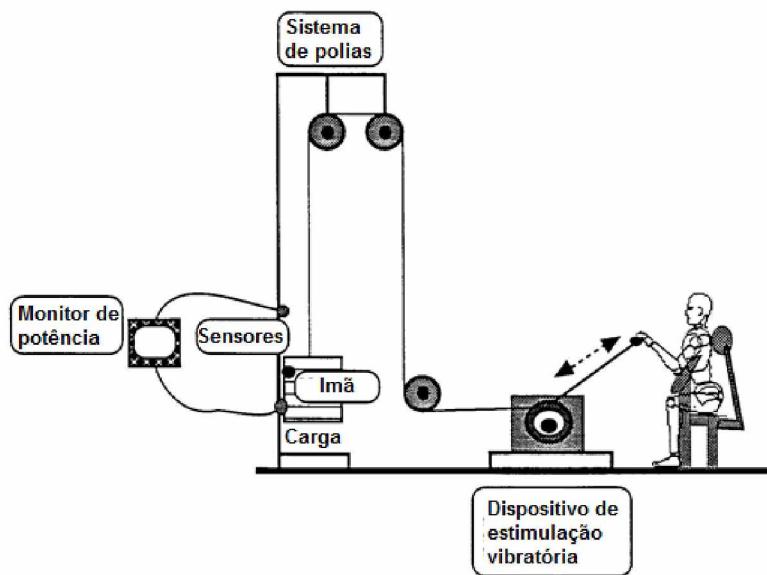


Figura 2.12 – Equipamento utilizado para aplicação de vibrações mecânicas na direção do torque muscular (Fonte: Adaptado de ISSURIN; TENENBAUM, 1999).

Bosco *et al.*, (1999a) estudaram a influência das vibrações mecânicas nas propriedades mecânicas dos músculos flexores do cotovelo, mostrado na Fig. 2.13. Para isso, foram utilizados 12 voluntários atletas de elite do boxe, todos eles foram submetidos a

dois tipos de tratamento diferentes. Aleatoriamente, em um dos braços foram aplicadas 5 repetições de 60 segundos de vibração mecânica (frequência de 30 Hz, 6 mm de amplitude) e intervalo de 60 segundos entre cada repetição durante a flexão do cotovelo em condições isométricas enquanto o voluntário segurava o aparelho de vibração com o cotovelo semiflexionado. O outro braço foi considerado como controle. Os testes foram realizados antes (pré-testes) e 5 minutos após a aplicação da vibração (pós-testes) e os resultados mostraram um aumento significativo da potência média no braço tratado com vibração. A análise eletromiográfica mostrou um aumento significativo da atividade neural durante o tratamento com vibração, em comparação com a atividade eletromiográfica registrada antes do tratamento, embora a atividade eletromiográfica antes e após o tratamento não tenha sido estatisticamente diferente. O índice de eficiência neural (EMG_{rms} / potência mecânica) teve um aumento estatisticamente significante ($p < 0,001$). Esses autores concluíram que a aplicação de vibrações seria um recurso capaz de estimular o sistema neuromuscular de forma superior a outros tratamentos utilizados para aumentar as propriedades neuromusculares.

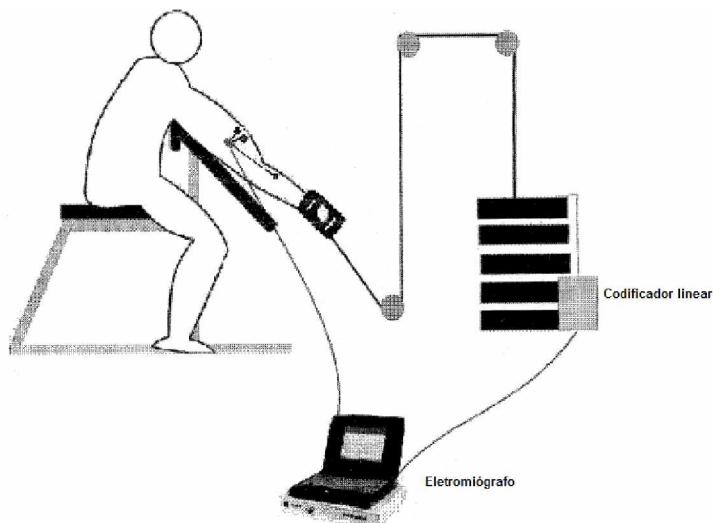


Figura 2.13 – Aplicação de vibrações mecânicas na direção do encurtamento muscular em condições isométricas (fonte: Adaptado de BOSCO et al., 1999a).

Silva *et al.* (2008) estudaram os efeitos do treinamento isométrico de força com aplicação de vibração mecânica na direção do encurtamento muscular. Para isso, desenvolveram o equipamento mostrado na Fig. 2.14. Foram realizados treinamentos isométricos convencionais com contrações isométricas máximas (MCV) e treinamento isométrico com as vibrações. Esses autores utilizaram dezenove homens sedentários, com idade media de $24 \pm 3,28$ anos. Os indivíduos foram divididos em 2 grupos de treinamento.

Grupo 1 realizou formação isométrica convencional e formação grupo 2 isométrica com vibrações mecânicas (frequência de 8 Hz e amplitude de 6 mm). Ambos os grupos executaram 12 MCVs com durações de 6 segundos e intervalos de 2 minutos entre as repetições. Os indivíduos foram treinados 3 vezes por semana durante 4 semanas. A força do grupo sujeito a vibrações aumentou significativamente em $26 \pm 11\%$ ($p < 0,05$), enquanto que a força do grupo treinado com contração isométrica convencional aumentou $10 \pm 5\%$ ($p < 0,05$). Segundo esses autores, a vibração possivelmente teria causado um maior impulso total, gerado pelo aumento de mecanismos involuntários da ação muscular, durante súbitos e consecutivos períodos de ação excêntrica. Eles ressaltam ainda que a consecutiva exposição a cargas muito elevadas pode ter interferido no mecanismo de controle involuntário da ação muscular por meio da diminuição da ação dos órgãos tendinosos de Golgi.



Figura 2.14 – Equipamento utilizado para aplicação da vibração mecânica na direção do encurtamento muscular em exercício isométrico. (Fonte: SILVA *et al.*, 2008).

Wakeling; Nigg, (2001) desenvolveram um método para caracterizar a frequência e de amortecimento de vibrações nos tecidos moles da perna. Eles colaram um acelerômetro à pele que recobre o músculo quadríceps para registrar as acelerações locais de vibrações livres geradas por um impacto. Durante a aplicação do impacto o indivíduo realizava contração isométrica do músculo em 0, 50 e 100% da força máxima com o joelho em três ângulos diferentes, 20, 40 e 60º de flexão. Esses autores relatam que os sinais de aceleração indicaram oscilação subamortecida no tecido mole, contrariando alguns relatos anteriores da literatura que sugerem que os tecidos moles são criticamente amortecidos, a fim de minimizar as vibrações, e que a frequência de amortecimento das vibrações são

controladas pela atividade muscular dentro do tecido (Nigg, 1997). Os coeficientes de frequência e de amortecimento para estas vibrações foram estimados a partir de um modelo de oscilações sinusoidais utilizando decremento logarítmico que obteve os coeficientes de vibração para frequência e amortecimento com erro padrão médio de 2 e 7%, respectivamente. Para as condições experimentais utilizadas, o intervalo obtido para o fator de amortecimento foi $0,14 < \xi < 0,73$, como mostra a Fig. 2.15.

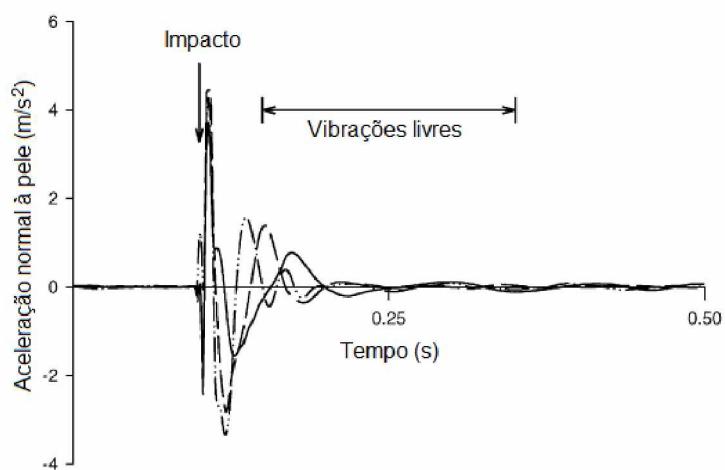


Figura 2.15 – Aceleração de vibração dos tecidos moles normal à superfície da pele durante a aplicação de impactos no músculo quadríceps (Fonte: Adaptado de WAKELING; NIGG, 2001).

CAPÍTULO IV

MODELAGEM MATEMÁTICA DO DISPOSITIVO PROPOSTO

Diante das dificuldades encontradas em alguns tipos de treinamentos específicos com equipamentos convencionais, Siquerolli, (2007) desenvolveu um dispositivo de geração de resistência para ser adaptado aos equipamentos de treinamento muscular que propõe solucionar ou minimizar algumas dessas dificuldades, levando em consideração os aspectos biomecânicos de produção de força e possibilitar os treinamentos em alta velocidade através do controle da inércia. O dispositivo também deveria atender a aspectos socioeconômicos, sendo seguro, amplamente utilizável e de baixo custo. Por todos esses motivos e principalmente devido à sua capacidade de trabalhar com reduzida inércia, é que este equipamento foi escolhido como base deste estudo, e no qual o dispositivo de vibração aqui proposto deve ser adaptado.

4.1 MODELO DO DISPOSITIVO DE RESISTÊNCIA

O princípio de funcionamento do dispositivo de resistência para treinamento muscular foi proposto por Siqueroli, (2007). O princípio de funcionamento deste equipamento é diretamente acoplado com o sistema de vibração e por isso, os modelos são utilizados diretamente acoplados.

O modelo matemático do sistema prevê uma curva de torque gerada pela máquina que deve se ajustar à curva de torque disponível no braço do indivíduo dentro de uma faixa de movimentação do braço entre 0 e 120 graus.

Por causa da vibração imposta, em um primeiro momento, o dispositivo de vibração gera uma oscilação senoidal sobre o perfil dessa curva de modo que a linha média da curva senoidal se ajuste com a curva de torque disponível no braço do indivíduo. No entanto, levando em consideração o comportamento dinâmico do sistema e considerando a variação

da força aplicada no dispositivo em presença da vibração, espera-se que esta curva se desloque para cima, aumentando a capacidade de treinamento do indivíduo.

O modelo matemático desenvolvido está diretamente relacionado ao princípio de funcionamento do dispositivo. A Figura 4.1 ilustra o seu funcionamento que é baseado em um sistema com came, mola e seguidor. Neste caso, a força aplicada pela mola exerce uma pressão no ponto de contato do seguidor e came que modifica o nível de torque no eixo da came dependendo do ângulo de pressão (α) projetado. O perfil da came deve ser estimado em função das necessidades do torque no músculo e aceleração imposta.

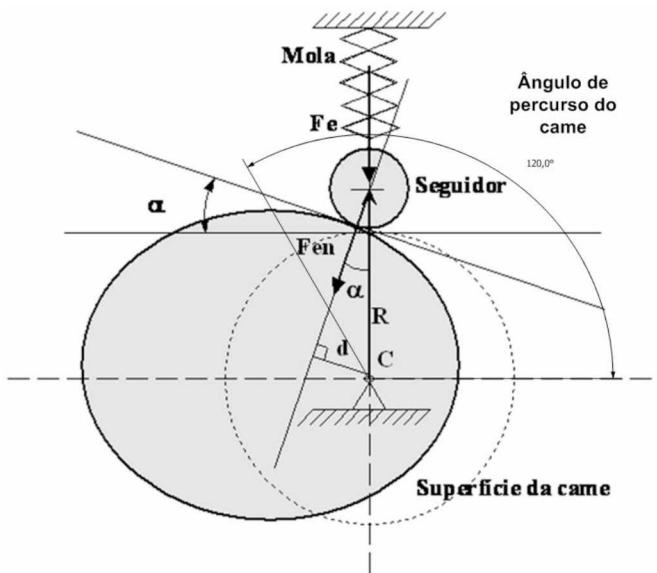


Figura 4.1 - Esquema do mecanismo proposto por Siquierolli (2009), mostrando o arranjo came-seguidor-mola.

A força de contato (Fen) é uma componente da força elástica da mola (Fe) 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.

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

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

Onde,

$$Fe \cdot \cos\alpha = Fen \quad (4.3)$$

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

$$Fe = Fe_i + Kdy \quad (4.4)$$

Onde (Fe_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.

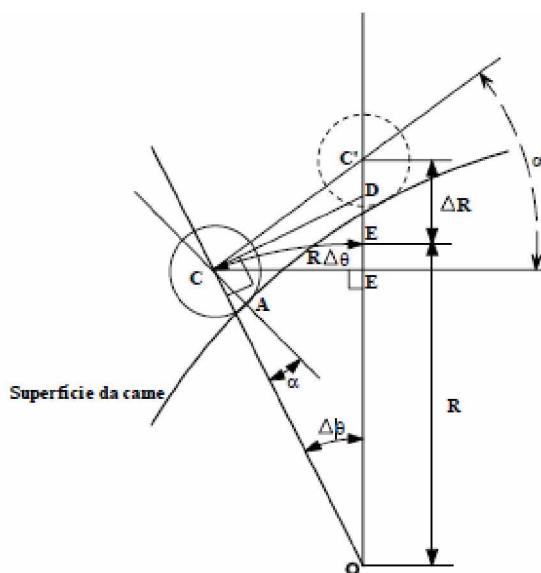


Figura 4.2 - Geometria de um sistema de came com seguidor de rolete (Fonte: SIQUIEROLLI, 2009).

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,

$$dy = dR \quad (4.5)$$

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:

$$\alpha' = \tan^{-1} \left(\frac{CE'}{CE} \right) \quad (4.6)$$

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:

$$\lim_{\alpha' \rightarrow 0} \alpha' = \tan^{-1} \left(\frac{1}{R} \frac{dR}{d\theta} \right) \quad (4.7)$$

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

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

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

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

$$\tan \alpha = \frac{1}{R} \frac{dR}{d\theta} \quad (4.11)$$

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:

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

Onde,

$$\Delta R = (R \tan \alpha) \Delta \theta \quad (4.13)$$

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

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

A solução numérica da Eq. 4.14 foi obtida através de uma rotina implementada em MATLAB®. Para o desenvolvimento do modelo do sistema com vibração, considere o sistema mostrado na Fig. 4.1. Neste caso, um sinal de vibração foi introduzido no eixo da came provando um torque variável no tempo dependendo dos níveis de amplitude e frequência selecionados, como mostra a Fig. 4.3.

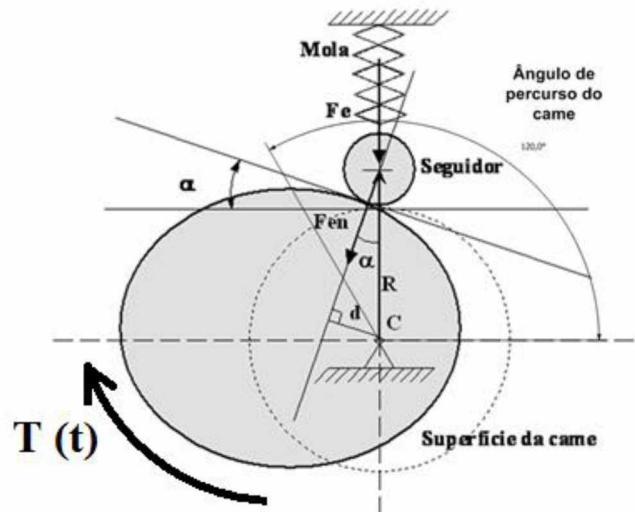


Figura 4.3 - Esquema do mecanismo proposto por Siquierolli (2009), mostrando o arranjo came-seguidor-mola com acréscimo de uma parcela de torque variável no tempo.

Visando aproveitar as vantagens do protótipo do dispositivo de resistência direcionando principalmente para o treinamento com maiores velocidades, devido as reduções de inércia e o controle da curva do perfil do came, a Eq. 4.14 pode ser utilizada introduzindo adicionalmente o efeito do torque variável no tempo na sua condição mais desfavorável, ou seja,

$$Tm(\theta) = (Fe_i R) \sin(\alpha) \cos(\alpha) + K(\sin(\alpha) \cos(\alpha) \cdot R^2 \cdot \tan \alpha) \Delta \theta + Ti(\theta) + T(t) \quad (4.15)$$

Como essa excitação deve ser proveniente de uma força de desbalanceamento $F(t)$, causada pela rotação de uma massa excêntrica, tem-se que,

$$T(t) = F(t) \cdot d \quad (4.16)$$

Onde (d) é a distância entre o ponto de aplicação de $F(t)$ e o centro de rotação do sistema.

Considerando os parâmetros do sinal de vibração relacionados à amplitude (A), a frequência (ω) e o tempo decorrido (t), tem-se que,,

$$F(t) = m \cdot \omega^2 \cdot r \cdot \sin(\omega t) \quad (4.17)$$

Onde:

(m) é o valor da massa excêntrica

(ω) é a frequência de rotação da massa excêntrica

(r) é o raio da excentricidade da massa (m).

Portanto, a frequência da excitação é controlada pela frequência de rotação da massa excêntrica (ω), ou seja,

$$T(t) = m \cdot \omega^2 \cdot r \cdot \sin(\omega t) \cdot d \quad (4.18)$$

Finalmente, das Eqs. 4.15 a 4.18, tem-se que:

$$T_m(\theta) = (F_{e_i} R) \sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) + K \left(\sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) \cdot R^2 \cdot \tan(\alpha) \right) \Delta\theta + T_i(\theta) + m \cdot \omega^2 \cdot r \cdot d \cdot \sin(\omega t) \quad (4.19)$$

Finalmente, considerando a frequência na Eq. 4.19, tem-se que,

$$T_m(\theta) = (F_{e_i} R) \sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) + K \left(\sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) \cdot R^2 \cdot \tan(\alpha) \right) \Delta\theta + T_i(\theta) + m \cdot (2\pi f t)^2 \cdot r \cdot d \cdot \sin(2\pi f t) \quad (4.20)$$

A Eq. 4.21 apresenta a relação do torque motor que é o torque disponível no braço em função dos parâmetros geométricos do came, da ação da mola de compressão, do torque de inércia e dos efeitos do torque proveniente da vibração imposta ao conjunto.

A curva de torque disponível pode ser utilizada para a obtenção do perfil do came utilizado no dispositivo de resistência. Deve-se observar que na Eq. 4.21 a curva de torque disponível é regida, principalmente, pelos efeitos instantâneos dos ângulos do movimento (θ) e de pressão (α). A parcela de vibração imposta ao dispositivo é governada apenas pelo tempo. Neste caso, independentemente das posições angulares θ e α , sempre ocorrerá um movimento oscilatório no came de acordo com os níveis de frequência e amplitude da vibração, gerando uma oscilação senoidal no sinal do torque disponível.

De acordo com alguns relatos encontrados na literatura, uma boa faixa de frequências de vibração localizada a ser imposta ao corpo humano pode variar de 20 a 40 Hz (DELECLUSE et al., 2003) e a faixa de amplitudes varia de 0,2 a 2 mm (MARTIN; PARK, 1997; LUO et al., 2005). Considerando que os deslocamentos causados pela vibração serão pequenos, as variações causadas nos valores de θ e α também serão pequenos. Com isso, a nova curva de torque disponível pode ser considerada uma oscilação senoidal em torno da curva original sem afetar o perfil do came utilizado.

CAPÍTULO V

DISPOSITIVO DE TREINAMENTO MUSCULAR COM VIBRAÇÃO APLICADO AO MÚSCULO BÍCEPS BRAQUIAL

5.1 INTRODUÇÃO

O treinamento muscular com exercícios resistidos é uma das melhores maneiras de se melhorar o condicionamento físico e a saúde do ser humano. Embora não seja possível manter uma taxa constante de melhora dos parâmetros físicos durante o treinamento ao longo prazo, uma adequada manipulação das variáveis do programa (escolha da resistência, seleção e ordem dos exercícios, número de séries e de repetições, duração do período de descanso) pode ajudar a neutralizar os platôs naturais do treinamento (STONE, FLECK, *et al.*, 1991).

Parâmetros característicos de condicionamento treináveis incluem força, potência, hipertrofia e resistência musculares. Porém, outras variáveis tais como velocidade, equilíbrio, coordenação, capacidade de saltar, flexibilidade e outras medidas do desempenho motor também têm se mostrado susceptíveis às melhorias causadas pelo treinamento resistido (STONE, O'BRYANT e GARHAMMER, 1981), (RUTHERFORD e JONES, 1986), (ADAMS, O'SHEA, *et al.*, 1992), (DELECLUSE, COPPENOLLE, *et al.*, 1995).

O aumento da atividade física e a participação em programas gerais de exercício, incorporando atividades de resistência aeróbia, treinamento resistido e exercícios de flexibilidade, é um importante fator que colabora na redução dos riscos provenientes de várias doenças crônicas como a doença cardíaca coronariana, a obesidade, o diabetes, a osteoporose e a dor lombar. Porém, as adaptações fisiológicas são dependentes da especificidade dos tipos de ações musculares envolvidas no protocolo de treinamento escolhido (DUDLEY, TESCH, *et al.*, 1991), (DUDLEY, TESCH, *et al.*, 1991), (HATHER, TESCH, *et al.*, 1991), (ADAMS, BARNARD, *et al.*, 1999), da velocidade de movimento

(DUDLEY, TESCH, *et al.*, 1991), (ADAMS, O'SHEA, *et al.*, 1992), da amplitude de movimento (BANDY e HANTEN., 1993), (KNAPIK, 1983), (ADEYANJU, CREWS e MEADORS., 1983), dos grupos musculares treinados (FLECK e KRAEMER., 1997), (ALEXANDER, 1989), dos sistemas energéticos envolvidos (KRAEMER, NOBLE, *et al.*, 1987), (ROBERGS, PEARSON, *et al.*, 1991), (TESCH, THORSSON e ESSEN-GUSTAVSSON., 1989), e da intensidade e do volume de treinamento (BERGER, 1963), (HÄKKINEN, PAKARINEN, *et al.*, 1985), (O'SHEA, 1966), (SCHLUMBERGER, STEC e SCHMIDTBLEICHER., 2001).

Normalmente os programas de treinamento resistido são mais efetivos quando estes são destinados a alcançar objetivos específicos. Este processo é denominado como princípio da “especificidade” que diz que a eficiência do treinamento é otimizada quando são treinados exercícios específicos para a modalidade ou objetivos em questão, e a especificidade do treinamento está diretamente relacionada com os sistemas energéticos predominantes, o segmento corporal envolvido, as características coordenativas, técnicas e táticas da atividade. Dessa forma, estímulos específicos produzirão correspondentes adaptações específicas.

Comumente os aparelhos para treinamento muscular com pesos, como exemplificados na Fig. 5.1, têm sido considerados como os mais seguros e acessíveis e permitem a realização de alguns exercícios que podem ser difíceis com pesos livres como, por exemplo, extensão de joelhos (FORAN, 1985).



Figura 5.1 – Exemplos de equipamentos de treinamento resistido para flexores de cotovelo.

O papel fundamental das máquinas de treinamento muscular sempre foi de ajudar na estabilização do corpo e limitar os movimentos nas articulações, reduzindo assim, a necessidade da ação dos músculos sinergistas e, enfatizando a ativação dos músculos motores primários (FORAN, 1985). Esses fatores não mudaram, porém, não são mais os únicos benefícios que uma máquina de treinamento pode trazer, pois diante das recentes descobertas das vantagens da utilização de vibrações mecânicas em paralelo com o treinamento de força, se a máquina utilizada no treinamento de força também for capaz de proporcionar, de forma adequada, tal estímulo enquanto o indivíduo realiza o exercício resistido convencional, estaria também contribuindo para aumentar a resposta neuromuscular melhorando então a capacidade do indivíduo de responder imediatamente ao treinamento realizado.

Essa é uma visão geral do treinamento muscular com utilização de vibração em conjunto com o exercício resistido convencional, e não é diferente quando se trata do treinamento do músculo bíceps braquial. Portanto, esta é a principal motivação deste trabalho que se propõe ao desenvolvimento de um dispositivo de vibração para ser utilizado em conjunto com o treinamento resistido convencional em uma máquina de treinamento para o músculo bíceps braquial.

Este capítulo mostra as etapas de elaboração desde dispositivo e todos os procedimentos de calibração e testes realizados visando projetar tal dispositivo. A metodologia é apresentada neste capítulo e os resultados das etapas descritas aqui são mostrados no Capítulo VI.

5.2 DISPOSITIVO COM CAME ACOPLADO

Na dissertação de mestrado de Warner Artur Siquierolli foi projetado e construído um torquímetro para obter a curva de torque disponível no músculo bíceps braquial utilizando máxima contração voluntária isométrica em vários pontos dentro de um intervalo angular de interesse do antebraço que foi de 0° até 120°. Este dispositivo é mostrado na Fig. 5.2.

Siquierolli (2007) desenvolveu um protótipo de um novo equipamento para a realização de exercícios de resistência dinâmica. A característica principal deste equipamento é sua baixa inércia que o torna capaz de produzir um nível de torque resistente mais próximo da curva de torque disponível no músculo podendo aplicar acelerações mais altas, sendo esta a principal inovação quando comparado com equipamentos de treinamento muscular convencional (sistemas com cabo, polias e pesos discretos). Neste caso, este novo equipamento se aproxima o máximo possível de um exercício realmente

isotônico. O primeiro protótipo desenvolvido por Siquierolli é mostrado na Fig. 5.3 e foi utilizado para treinamento do músculo bíceps braquial. No estudo apresentado aqui, pretende-se aproveitar todo o potencial e vantagens do protótipo desenvolvido por Siquierolli (2007) acoplando ou adaptando um sistema vibratório ao protótipo. Portanto, o dispositivo de geração de vibração deve ser passível de adaptação a este equipamento e deve permitir um ajuste dos parâmetros de vibração como amplitude e frequência dentro de faixas previamente estipuladas de acordo com informações obtidas na literatura.



Figura 5.2 – Torquímetro construído para obtenção da curva de torque disponível no braço (SIQUIEROLLI, 2007).



Figura 5.3 – Protótipo do dispositivo de treinamento muscular para treinamento do músculo bíceps braquial (SIQUIEROLLI, 2011).

5.2.1 Projeto do sistema de vibração

Considerando o dispositivo com came mostrado na Fig. 5.3, várias possibilidades de sistemas para gerar vibração foram estudadas de tal forma que os níveis de vibração mecânica pudessem ser controlados na direção do encurtamento muscular durante a realização de exercícios dinâmicos de força. Após a avaliação das diferentes configurações verificou-se que a aplicação de vibração direta na base de sustentação do braço utilizando uma massa desbalanceada poderia gerar diferentes possibilidades de controle das frequências e amplitudes de movimento desde que a inércia da base de sustentação do braço foi pequena. A Fig. 5.4 mostra um dos testes realizados com um motor 11400 rpm (38 W) e uma massa desbalanceada fixada ao conjunto.

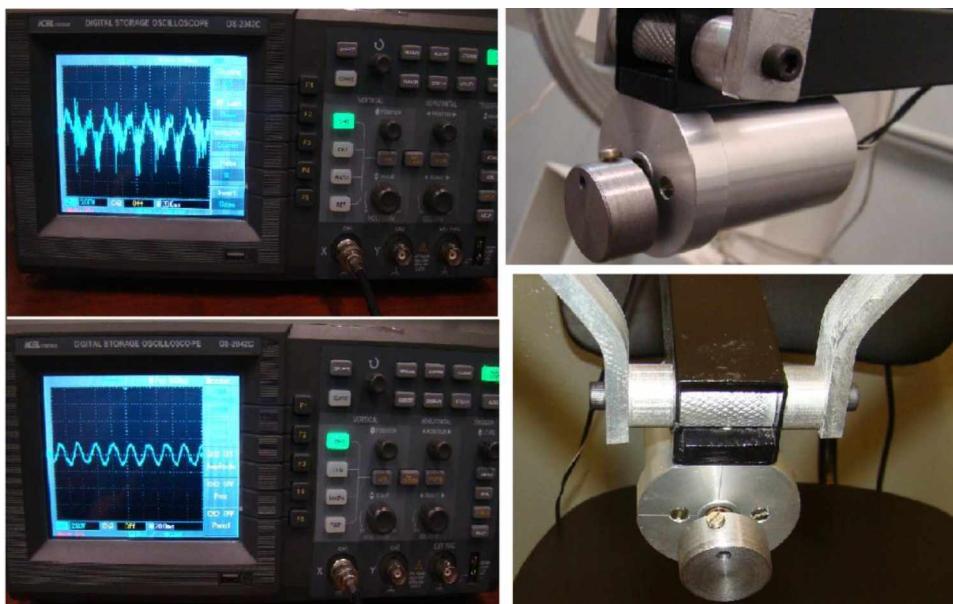


Figura 5.4 – Testes iniciais realizados na base de sustentação do braço utilizando um motor com massa desbalanceada.

A escolha da força de desbalanceamento causada pela rotação de uma massa excêntrica deve ser dimensionada para um sistema mecânico com motor elétrico e massa desbalanceada que gere vibrações na faixa de 20 a 40 Hz, e dentro da faixa de amplitudes de 0,2 a 2 mm. Portanto, é indispensável conhecer o comportamento dinâmico do sistema acoplado com o braço humano.

Para avaliar o modelo dinâmico do braço humano adaptado à estrutura da sua base de sustentação foi proposta uma nova metodologia utilizando como referência a estrutura do protótipo do dispositivo de treinamento resistido, como mostrado na Fig. 5.5. Para isto, foi acoplada ao eixo principal uma mola de tração utilizada para gerar resistência à aplicação de um torque na base de sustentação do braço. A mola poderia ser ajustada em diferentes

ângulos da base de sustentação (0 a 120°) através de parafusos. Para equilibrar a inércia do conjunto e aplicar uma pequena pré-carga na mola foi adaptado uma massa excêntrica na estrutura do eixo principal, ver Fig. 5.5. Este conjunto foi adaptado desta forma porque em um pré-teste com um sistema rígido, o sinal dinâmico possuía muito ruído e os não-linearidades do sistema não permitem a oscilação do conjunto em torno de um ponto de equilíbrio.

A estrutura de movimentação do eixo com mola de tração e massa excêntrica foi implementada para poder obter um sinal dinâmico da estrutura sem os efeitos do sistema came e seguidor, uma vez que o objetivo principal nesta primeira etapa era ajustar um modelo dinâmico para o braço humano. Essa metodologia se mostrou interessante pelo fato de poder proporcionar meios de simular numericamente os efeitos mecânicos da vibração nas fibras musculares do músculo alvo, dentro das restrições e simplificações do modelo utilizado para o mesmo.

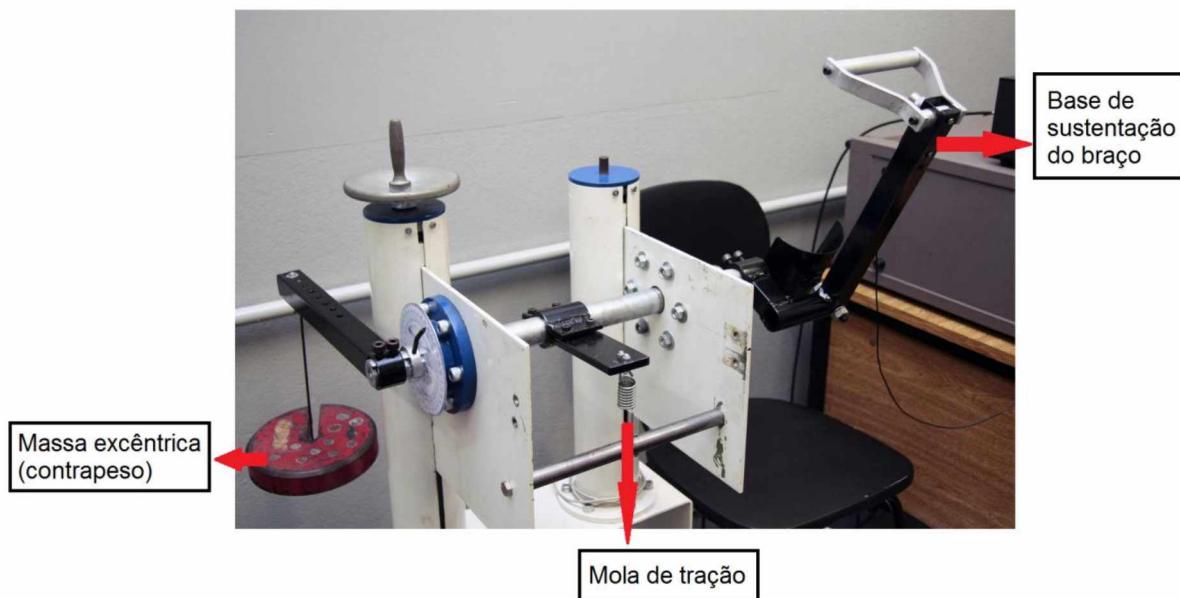


Figura 5.5 – Dispositivo montado estimar os valores dos parâmetros dinâmicos do braço.

A mola utilizada nessa modificação foi calibrada utilizando um aparelho experimental composto por um relógio comparador fixado na extremidade móvel da mola, na direção do deslocamento da mesma, conforme mostrado na Fig. 5.6. As forças utilizadas para variar o comprimento da mola foram provenientes da força peso utilizando massas conhecidas adicionadas na extremidade da barra de contrapeso como mostrado na Fig. 5.6. A força chegava até a mola por meio da relação entre os braços d_1 e d_2 considerando o equilíbrio de momentos no mancal de giro, como mostrado na Fig. 5.7.

As forças causadas pela adição das massas foram calculadas, juntamente com os respectivos deslocamentos. O procedimento foi repetido três vezes com adição de massas de formas diferentes, esses valores são mostrados no Capítulo VI. Utilizando os dados experimentais foram criadas retas de ajuste.

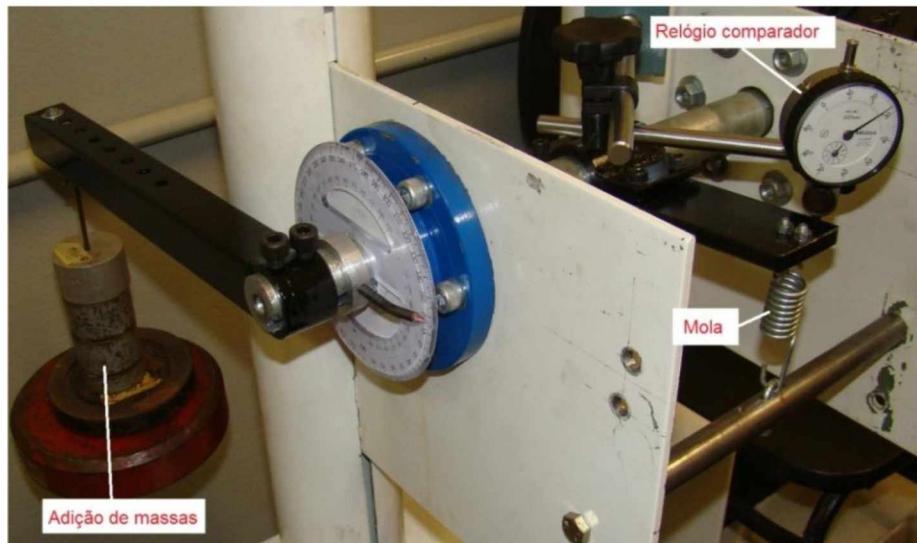


Figura 5.6 – Montagem utilizada para calibração da mola do dispositivo.

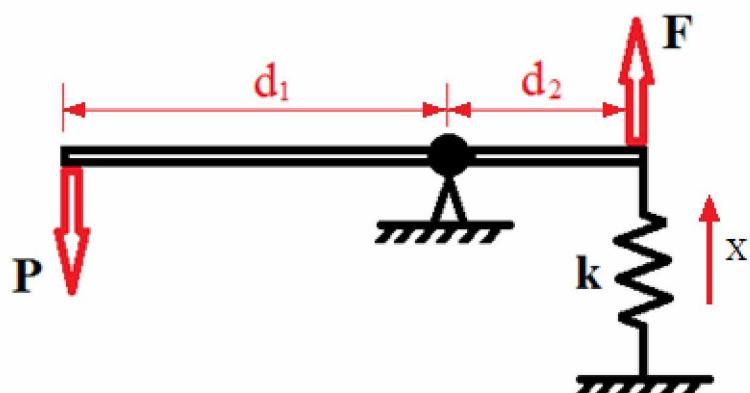


Figura 5.7 – Esquema de forças utilizando braços de alavancas para calibração da mola.

Para a identificação dinâmica do braço humano era necessário inicialmente conhecer o comportamento dinâmico de todo o conjunto, visto na Fig. 5.5. Para isto foi utilizado uma instrumentação mostrada nas Figs. 5.8 e 5.9.

A instrumentação utilizada era composta por um analisador de sinais SD380, um acelerômetro unidirecional da B&K com sensibilidade de $1,94 \text{ pC/m/s}^2$, um amplificador de sinais ajustado com ganho de 100 mV/m/s^2 , placa de aquisição de sinais e um micro computador para obtenção dos dados.

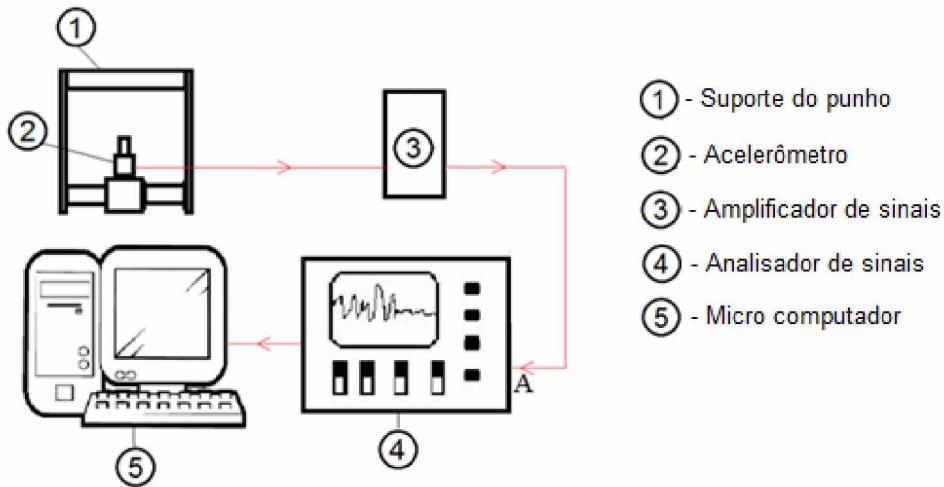


Figura 5.8 – Esquema de instrumentação utilizado na estimativa da inércia do braço.

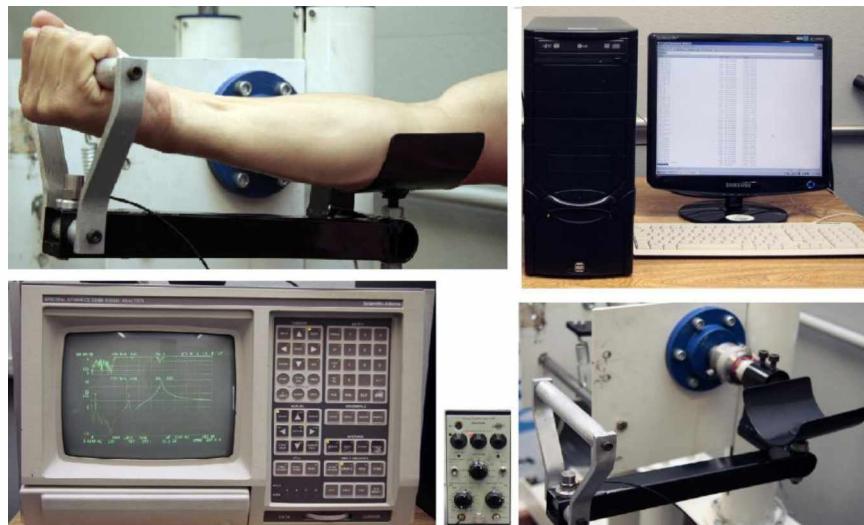


Figura 5.9 – Ilustrações da instrumentação utilizada na estimativa da inércia do braço.

O analisador de sinais foi ajustado de acordo com as seguintes especificações:

- Modo FREE RUN
- GRP TIME
- TIME ESPEC
- Imp e RT
- CH A
- WTG R
- $A = 0,5V$
- Fundo de escala de 100 Hz.

Inicialmente foram obtidos os sinais no tempo e na frequência para a oscilação livre colocando a base de sustentação do braço em três posições angulares distintas (15° , 60° e 105°) e, em seguida, o braço humano de um voluntário foi fixado ao dispositivo, por meio de fita adesiva, de tal modo que o mesmo não exercesse nenhum tipo de contração para posicionar o braço diante das diferentes configurações e pequenas oscilações. Com o braço do voluntário devidamente posicionado no dispositivo, o mesmo era instruído a mantê-lo completamente relaxado, enquanto isso o sistema era excitado utilizando uma massa de desbalanceamento e o sinal da oscilação livre era adquirido em cada uma das respectivas posições angulares. Foram adquiridos os sinais no tempo e na frequência. Para a análise dos sinais foi implementado um código em linguagem MATLAB® para ajustar os valores das frequências naturais e calcular os fatores de amortecimento através do método do decreimento logarítmico (MEIROVITCH L., 1986). Uma cópia deste aplicativo é apresentada no apêndice 8.1.

$$\delta = \frac{1}{n} * \ln \left(\frac{x_0}{x_n} \right) \quad (5.1)$$

$$\xi = \frac{\delta}{\sqrt{4*\pi^2 + \delta^2}} \quad (5.2)$$

Esses valores de frequência foram utilizados para estimar a inércia do braço do voluntário, utilizando a inércia do dispositivo e sua frequência natural, considerando que não haja variação da rigidez devido ao completo relaxamento do braço. Neste caso, o cálculo da inércia pode ser feito considerando um sistema equivalente massa-mola torcional, ou seja,

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k_t}{I}} \quad (5.3)$$

Onde,

$$k_t = \text{Rigidez torcional equivalente (N} \times \text{m/rad)}$$

$$I = \text{Inércia equivalente (Kg} \times \text{m}^2)$$

O procedimento de análise proposto foi medir a frequência natural do sistema ω_{n1} e posteriormente acrescentar uma inércia conhecida no dispositivo (massa de 2 kg concentrada em um ponto 0,292 m distante do centro de giro) e novamente medir a nova

frequência natural ω_{n_2} . Desta forma, as relações entre rigidez equivalente da estrutura k_t , inércia da máquina (I_M) e inércia conhecida (I_c) é dada por:

$$I_c = m * d_1^2 \quad (5.4)$$

$$\omega_{n_1}^2 = \frac{k_t}{I_M} \quad (5.5)$$

$$\omega_{n_2}^2 = \frac{k_t}{I_M + I_c} \quad (5.6)$$

Portanto, das Equações 5.2 e 5.3 e sabendo que a frequência (ω_n) é equivalente a $2\pi f_n$, tem-se que:

$$I_M = \frac{I_c}{\left(\frac{f_{n_1}^2}{f_{n_2}^2} - 1\right)} \quad (5.7)$$

Portanto, conhecendo o valor de I_M é possível estimar o valor da inércia do braço da seguinte forma,

$$\omega_{n_{2b}}^2 = \frac{k_t}{I_M + I_c + I_b} \quad (5.8)$$

Em termos das frequências do sistema com e sem o braço, tem-se que,

$$I_b = \frac{f_{n_2}^2}{f_{n_{2b}}^2} * I_M - I_M - I_c \quad (5.9)$$

Em seguida foi utilizada outra instrumentação para analisar a vibração livre do conjunto utilizando excitação por através de um martelo de impacto. O analisador de sinais utilizado foi o mesmo SD380, juntamente com um acelerômetro unidirecional da B&K com sensibilidade de 1,94 pC/m/s² ligado ao canal B do analisador. O martelo de impacto era da B&K com sensibilidade de 4,08 pC/m/s² ajustado como sinal de trigger no canal A do analisador. Foram utilizados dois amplificadores de sinais, ambos ajustados em 31,6 mV/m/s², um micro computador para retirada dos dados e um sistema de feedback com

câmera e monitor interligados com comunicação em tempo real. Esta montagem experimental e a instrumentação utilizada podem ser vistos nas Figs. 5.10 e 5.11 mostra a representação esquemática dessa montagem.

O analisador de sinais foi ajustado de acordo com as seguintes especificações:

- Modo de trigger externo repetitivo
- GRP |TF|
- TF & COH
- DUAL
- AVG (10 médias)
- 80 DB
- CH AB
- WTG R
- A = 1V
- B = 1V
- Fundo de escala de 100Hz.



Figura 5.10 – Aparato experimental e instrumentação utilizada na estimativa da rigidez do braço.

Para a estimativa do valor de rigidez do braço, foi utilizada a configuração mostrada na Fig. 5.10 com uma variação angular de 15° em 15° , totalizando 9 medidas dentro do intervalo de análise que foi de 0° a 120° . Esta variação é uma representação média para o movimento de treinamento do bíceps braquial com o braço estendido (0°) e totalmente fechado (120°). Em cada ângulo analisado, o sistema foi excitado através da aplicação de

impactos na posição do punho e na direção perpendicular ao braço da máquina, e foram adquiridas as FRF's do movimento rotacional livre considerando-o como sistema massa-mola amortecida equivalente com um grau de liberdade.

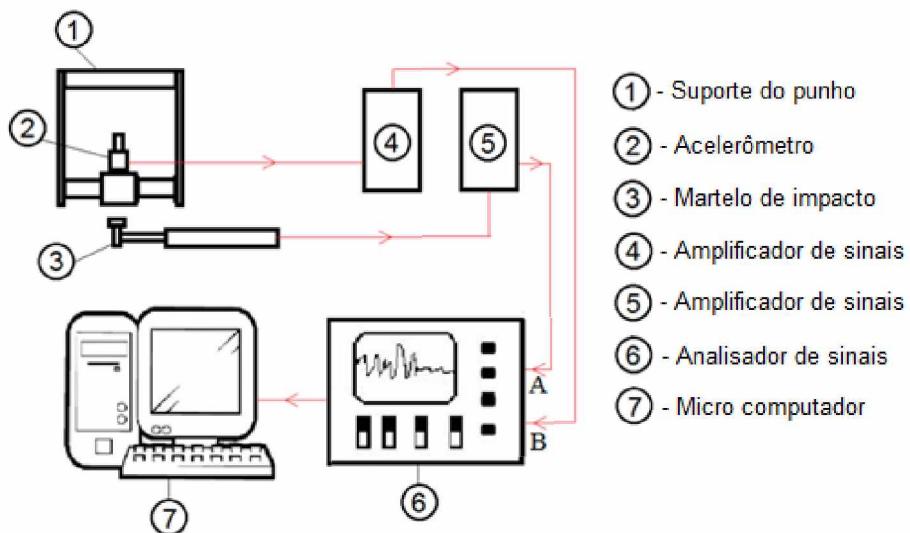


Figura 5.11 – Esquema de instrumentação utilizado na estimativa da rigidez do braço.

Em seguida os mesmos testes foram repetidos utilizando o mesmo intervalo de 0° a 120° e a mesma variação de 15° em 15° totalizando 9 medidas dentro do intervalo de análise, com a máquina ajustada sempre com dois graus a menos para que o voluntário pudesse aplicar uma força suficiente para provocar um deslocamento relativo a estes dois graus. Neste caso, este procedimento foi utilizado para tentar aplicar um torque constante proveniente do braço. Os dois graus foram escolhidos por ser uma posição de maior aplicação de torque em que o voluntário se sentia confortável e ainda conseguia manter a estabilidade durante a coleta dos dados. Para melhor ajuste e manutenção dos dois graus durante todo o teste, foi montado um sistema de feedback com uma câmera para efetuar a gravação da posição angular conforme mostra a Fig. 5.12. A imagem gerada servia de controle para o voluntário que pode visualmente observar a imagem por uma tela em sua frente, mostrando em tempo real a posição angular aplicada pelo braço no conjunto.

Durante o instante de tempo da manutenção da posição angular pelo voluntário, se aplicava uma excitação externa do tipo impacto na posição do punho e na direção perpendicular ao antebraço no mesmo sentido da contração, conforme ilustrado na Fig. 5.13. Um acelerômetro instalado também na posição do punho oposto ao ponto de aplicação da excitação media as acelerações causadas pelo impacto sobre o sistema braço mais máquina durante a oscilação livre. As excitações eram aplicadas através do martelo de impacto, onde o sinal de força também era registrado. Os sinais de força e aceleração (FRF)

eram adquiridos através do analisador de sinais SD380 e transferidos para o microcomputador onde foram armazenados para tratamento posterior.



Figura 5.12 – Sistema de feedback utilizado para manutenção de força constante.

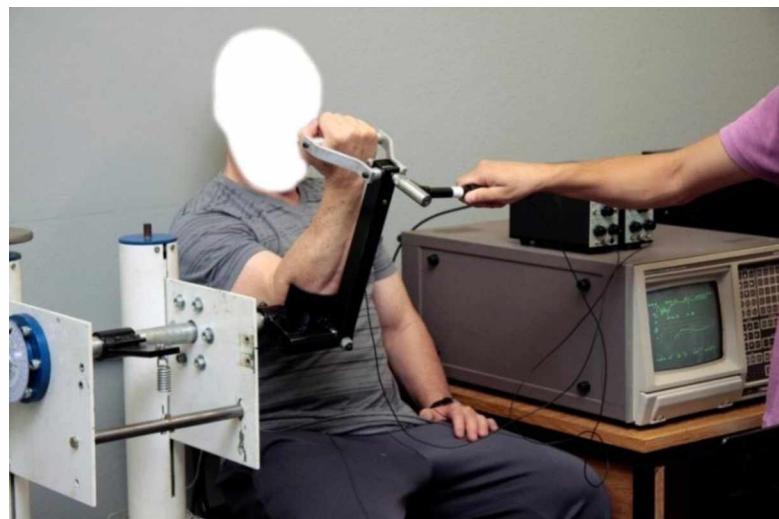


Figura 5.13 – Equipamento de teste utilizado com o indivíduo posicionado e aplicando força aproximadamente constante.

Com todos esses dados armazenados, foi desenvolvida uma rotina em ambiente MATLAB® para ajustar de uma curva dentro da região de interesse (próximo ao valor da frequência natural de rotação). O ajuste de curva utilizado não prevê a geometria do sistema e simplesmente ajusta as variáveis utilizadas de forma a minimizar o erro entre a curva de ajuste e os valores experimentais utilizando a consideração de um sistema equivalente linear de um grau de liberdade, com o foco principal apenas nos valores de frequência.

Finalmente, o cálculo da força e do torque produzidos pelo voluntário foi efetuado considerando o equilíbrio de momentos no sistema, conforme esquematizado na Fig. 5.14, considerando que a posição angular foi mantida aproximadamente constante.

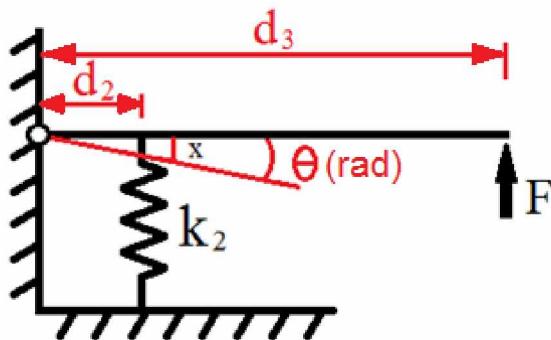


Figura 5.14 – Esquema utilizado para cálculo da força e do torque produzidos pelo indivíduo durante a realização dos testes.

De acordo com o esquema da Fig. 5.14 e considerando pequenas oscilações, tem-se que,

$$x \approx d_2 \cdot \theta \quad (5.10)$$

Fazendo o equilíbrio de torque na barra tem-se que,

$$k_2 \cdot x \cdot d_2 = F \cdot d_3 \quad (5.11)$$

Logo, das Equações 5.7 e 5.8 tem-se que,

$$F = k_2 \cdot \theta \cdot \frac{d_2^2}{d_3} \quad (5.12)$$

Finalmente, o torque gerado pela aplicação da força (F), Eq. 5.9, é dado por,

$$T = k_2 \cdot \theta \cdot d_2^2 \quad (5.13)$$

O cálculo dos valores de rigidez do braço em cada ângulo foi realizado utilizando os valores das frequências obtidas no segundo teste, apenas com a máquina e um contrapeso de 5 quilogramas, cuja inércia é representada por I_{M3} e com o braço do indivíduo aplicando força constante, representados por ω_{n3} e ω_{n3b} , respectivamente. Então assumindo os

valores já encontrados para a inércia do braço e inércia da máquina com contrapeso de 2 quilogramas e também a rigidez da máquina, os valores da rigidez do braço pode ser obtida da seguinte forma:

O valor de I_{M3} pode ser obtido usando o valor de I_{M2} uma vez que a diferença entre elas é a presença de uma massa de 1 quilograma na extremidade de um braço de 0,292 metros, sendo assim:

$$I_{M3} = I_{M2} + 0,0853 \quad (5.14)$$

Então,

$$\omega_{n3}^2 = \frac{k_t}{I_{M3}} \quad (5.15)$$

$$\omega_{n3b}^2 = \frac{k_t + k_b}{I_{M3} + I_b} \quad (5.16)$$

Dividindo a equação 5.19 pela equação 5.20 e isolando k_b tem-se:

$$k_b = \frac{\frac{f_{n3b}^2}{f_{n3}^2} * \frac{k_t}{I_{M3}} * (I_{M3} + I_b) - k_t}{(I_{M3} + I_b)} \quad (5.17)$$

5.3 MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

O sistema de vibrações a ser acoplado no novo dispositivo de resistência deve ser projetado de tal forma que o treinamento do bíceps braquial possa ser feito utilizando uma certa resistência somada a um certo nível de amplitude e frequência de vibração. Além disso, utilizando o dispositivo é possível treinar em níveis mais altos de velocidades. Para isso, é necessário que a inércia do sistema seja reduzida.

Neste trabalho propõe-se projetar uma estrutura de sustentação para o braço humano para satisfazer estas condições. Nesta etapa, para que o projeto deste sistema possa ser efetivamente avaliado, simulado e construído, é necessário conhecer toda a dinâmica dos elementos envolvidos no projeto desta estrutura de sustentação. Para isto, o dispositivo experimental utilizado para avaliar o treinamento do bíceps braquial, avaliado

dinamicamente, foi modelado em elementos finitos com o objetivo de ajustar um modelo dinâmico para o braço humano. Este modelo dinâmico do braço será utilizado em futuras simulações para avaliar o projeto da estrutura de sustentação.

Os modelos 3D de elementos finitos foram implementados no programa ANSYS® “WORKBENCH”. Os modelos foram utilizados para a simulação do comportamento dinâmico do dispositivo experimental em vazio, e este mesmo modelo foi utilizado para a simulação de seu comportamento dinâmico com o braço humano acoplado. A simulação foi dividida em três etapas, ajuste da mola, ajuste do dispositivo e ajuste do dispositivo com influência do braço humano. Os resultados da análise experimental foram utilizados para validar os modelos numéricos de elementos finitos.

5.3.1 Calibração da constante da mola

A mola de tração do modelo foi implementada com as mesmas dimensões da mola real, conforme Fig. 5.15. Para ajustar a constante elástica variou-se o valor do módulo de elasticidade até que a mesma apresentasse uma rigidez próxima àquela medida experimentalmente na mola real. Os resultados são mostrados no capítulo VI.

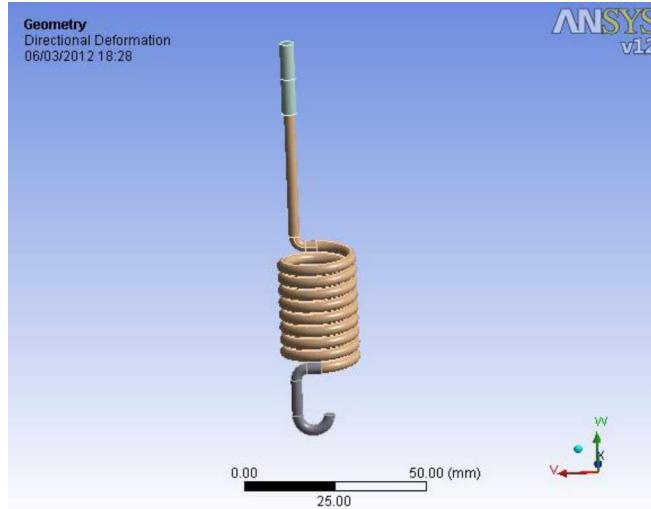


Figura 5.15 – Modelo de elementos finitos criado para calibrar a mola de tração.

5.3.2 Ajuste do dispositivo experimental

Para a simulação do dispositivo optou-se por modelar somente as partes móveis mais significativas relacionadas ao comportamento dinâmico do dispositivo. Este modelo foi criado com as mesmas dimensões do dispositivo real, inclusive utilizando a mola de tração calibrada. Este modelo também foi ajustado utilizando a análise dinâmica do dispositivo real. Inicialmente, as condições de contorno e contatos foram ajustadas através de uma análise estática estrutural utilizando uma massa de 5 kg aplicada em uma das extremidades e em

seguida uma força de aproximadamente 34 N sendo aplicada na estrutura de apoio da mão localizada na outra extremidade. Inicialmente, a pré-carga da mola gerada pela massa aplicada gera um deslocamento da ordem de 6,5 mm na mola e a carga aplicada gera um deslocamento adicional de aproximadamente 10 mm nas extremidades. As amplitudes de deslocamento máximas das extremidades foi cerca de 30 mm. O modelo geométrico utilizado no modelo de elementos finitos é apresentado na Fig. 5.16.

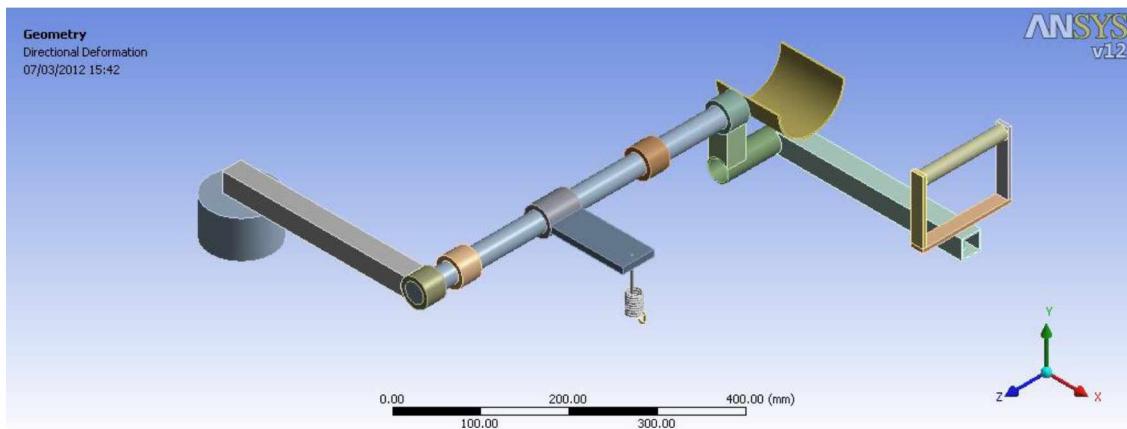


Figura 5.16 – Modelo em elementos finitos criado para ajuste do comportamento do dispositivo de testes.

Nos modelos de elementos finitos desenvolvidos todos os contatos foram colados, com exceção do contato mancal/eixo que foi considerado com atrito reduzido. Externamente, os mancais foram fixados, bem como, a base da mola de tração. A malha de elementos finitos, mostrada na Fig. 5.17, foi gerada automaticamente no ambiente “Workbench” constituído de 23400 nós e 4760 elementos. A Tabela 5.1 mostra os valores das propriedades dos materiais utilizados na análise por elementos finitos.

Tabela 5.1 – Valores das propriedades dos materiais utilizados na análise do comportamento dinâmico do dispositivo.

| Elemento | Módulo de elasticidade [Pa] | Coeficiente de Poisson | Densidade [kg/m ³] | Limite de resistência à tração [Pa] | Limite de escoamento [Pa] |
|------------------|-----------------------------|------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|---------------------------|
| Aço estrutural | 3,4E10 | 0,3 | 7900 | 4,6E8 | 2,5E8 |
| Material da mola | 3,56E9 | 0,3 | 7850 | 4E8 | 3E8 |

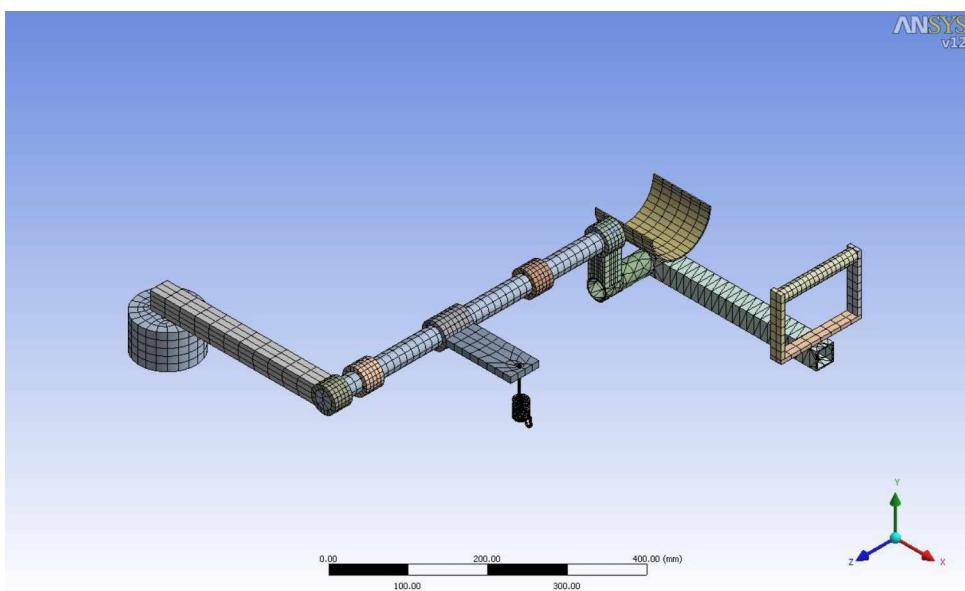


Figura 5.17 – Malha utilizada no modelo de elementos finitos criado para ajuste do comportamento do dispositivo experimental.

5.3.3 Modelo dinâmico do braço humano

Na sequência o mesmo modelo utilizado para ajustar o comportamento do dispositivo experimental foi utilizado como base de sustentação para o modelo proposto para o braço humano. Nesta primeira etapa do trabalho foi proposto um modelo simplificado de elementos finitos para o braço humano. Este braço foi acoplado ao dispositivo experimental onde foram ajustados incrementalmente os valores de módulo de elasticidade e da densidade dos materiais utilizados nos modelos. Neste caso, o ajuste era feito até que o modelo apresentasse um comportamento dinâmico semelhante ao observado nos resultados experimentais. A Tabela 5.2 mostra as propriedades dos materiais utilizados e a Fig. 5.18 mostra os modelos de elementos finitos utilizados nesta segunda etapa da análise. A malha de elementos finitos, mostrada na Fig. 5.19, foi gerada automaticamente no ambiente “Workbench” constituído de 20675 nós e 5125 elementos.

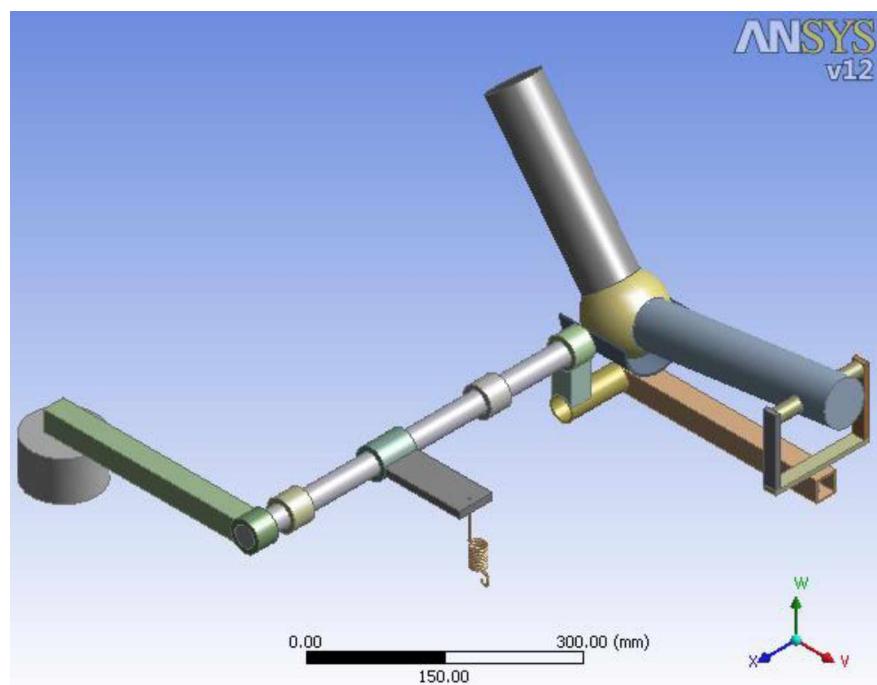


Figura 5.18 – Modelo de elementos finitos criado para ajuste do comportamento do dispositivo de testes com influência do braço humano.

Tabela 5.2 – Valores das propriedades dos materiais utilizados na análise do comportamento dinâmico do dispositivo com a influência do braço humano.

| Elemento | Módulo de elasticidade [Pa] | Coeficiente de Poisson | Densidade [kg/m ³] | Limite de resistência à tração [Pa] | Limite de escoamento [Pa] |
|-----------------------|-----------------------------|------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|---------------------------|
| Aço estrutural | 3,4E10 | 0,3 | 7900 | 4,6E8 | 2,5E8 |
| Material da mola | 3,56E9 | 0,3 | 7850 | 4E8 | 3E8 |
| Material da esfera | 1,8E6 | 0,49 | 100 | 4E8 | 3E6 |
| Material do braço | 5E8 | 0,4 | 2340 | 4E7 | 3E7 |
| Material do antebraço | 5E8 | 0,4 | 2360 | 4E7 | 3E7 |

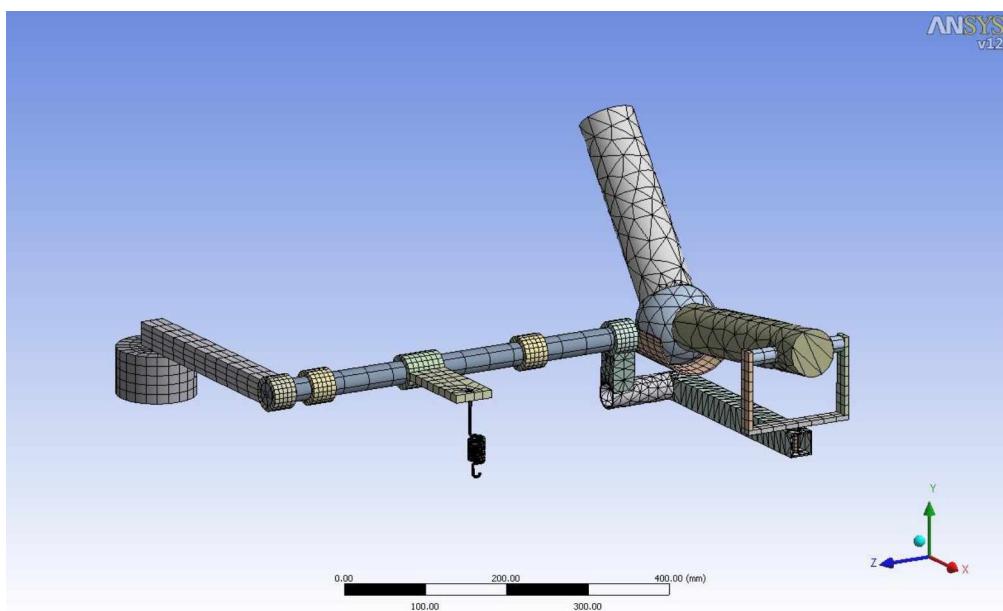


Figura 5.19 – Malha utilizada no modelo de elementos finitos criado para ajuste do comportamento do dispositivo de testes com influência do braço humano.

5.4 DISPOSITIVO DE SUSTENTAÇÃO DO BRAÇO PROPOSTO

Neste trabalho é apresentada apenas uma proposta de projeto do novo dispositivo de geração de vibração. Para que o dispositivo seja operacional ele deve ser de baixa inércia e baixo peso. A Figura 5.20 mostra a proposta de projeto deste novo dispositivo e a Fig. 5.21 mostra como será a sua adaptação no dispositivo de geração de resistência com came já citado anteriormente.

A estrutura é composta por um motor elétrico para gerar o movimento de desbalanceamento de uma massa posicionada na extremidade do suporte. Esse motor deve ficar o mais próximo possível do centro de rotação do equipamento para minimizar a inércia, para isso propõe-se a transmissão da rotação através de um eixo interno ao tubo de sustentação do braço, apoiado por rolamentos de esferas. As massas excêntricas, por sua vez, devem ser localizadas na parte posterior do tubo para um melhor efeito da excitação. O ajuste da frequência deve ser feito por controle de tensão no motor e o ajuste de amplitude deve ser feito através de um ajuste de posição entre duas massas excêntricas em formato de semicírculos.

A proposta é que o sistema de sustentação do braço seja fabricado em fibra de carbono para ser adaptado ao equipamento proposto por Squierolli (2011). Este sistema deverá possuir a capacidade de aplicação de vibração mecânica, gerada por rotação de

uma massa excêntrica, na direção do encurtamento muscular. Deverá possuir ainda a capacidade de variação de frequência e de amplitude da excitação senoidal.

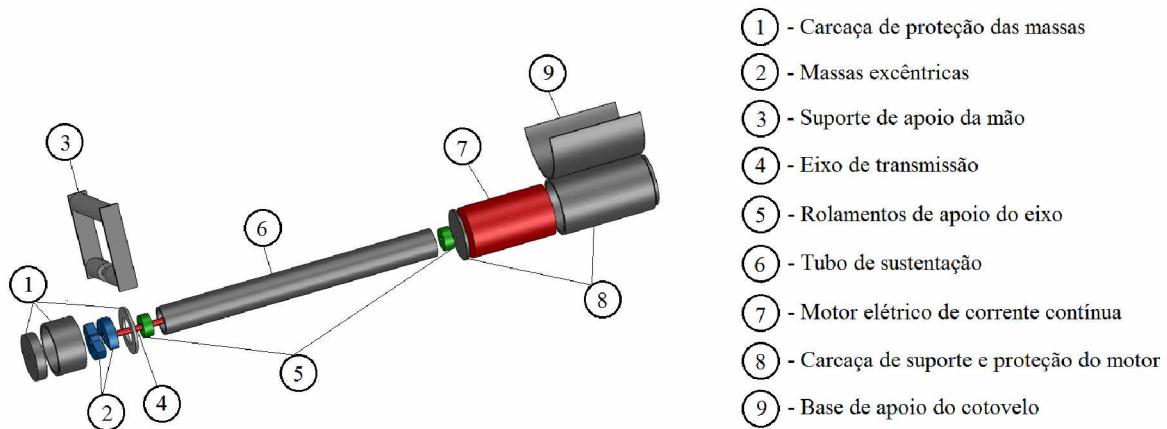


Figura 5.20 – Modelo proposto para construção do dispositivo de sustentação do braço e geração de vibração de maneira controlada.

No sistema acoplado com o novo dispositivo de sustentação do braço e com o came, a força de desbalanceamento causada pelas massas mostradas na Fig. 5.20 promove uma excitação senoidal na extremidade da base de sustentação do braço, conforme observado na Fig. 5.21. Essa excitação gera um toque no eixo de rotação do sistema assim como a força da mola no came, porém o torque imposto pela rotação das massas excêntricas é variável no tempo e de natureza senoidal conforme previsto pelo modelo matemático do Capítulo IV.

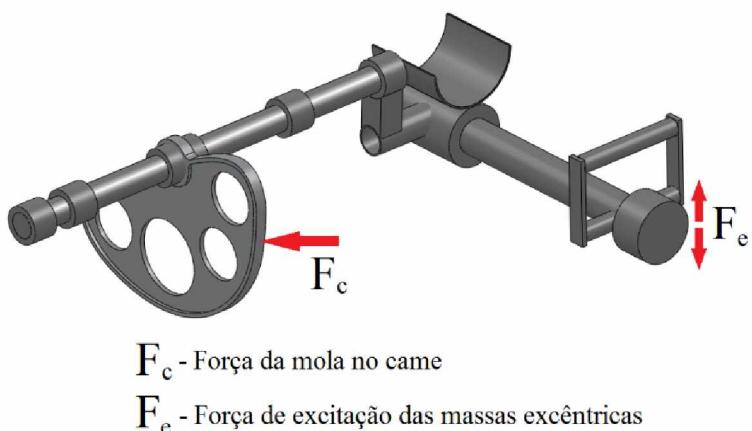


Figura 5.21 – Modelo proposto para construção do dispositivo de sustentação do braço e geração de vibração de maneira controlada.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS

Este capítulo apresenta separadamente todos os resultados obtidos durante a realização dos experimentos e simulações. Ressalta-se ainda, que todos os testes de laboratório foram realizados pelos responsáveis por esta pesquisa e os voluntários são os próprios autores dos trabalhos relacionados ao protótipo do dispositivo de resistência para treinamento muscular. Portanto, não houve a necessidade de, neste primeiro momento, submeter o projeto ao Comitê de Ética em Pesquisa.

6.1 CALIBRAÇÃO DA MOLA

Durante a calibração da mola foram realizados três testes conforme procedimento descrito no Capítulo V. Os resultados deste processo de calibração são apresentados na Tab. 6.1.

Tabela 6.1 – Valores dos três testes de calibração da mola

| Teste 1 | | Teste 2 | | Teste 3 | |
|---------|------------------|---------|------------------|---------|------------------|
| F [N] | Deslocamento [m] | F [N] | Deslocamento [m] | F [N] | Deslocamento [m] |
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2,114 | 0,000025 | 2,114 | 0,00003 | 2,114 | 0,00003 |
| 117,172 | 0,00007 | 115,422 | 0,00606 | 5,661 | 0,00619 |
| 139,724 | 0,000235 | 118,969 | 0,00629 | 14,709 | 0,00761 |
| 144,271 | 0,00037 | 128,017 | 0,00686 | 19,256 | 0,0079 |
| 153,342 | 0,00133 | 137,088 | 0,00744 | 41,808 | 0,00848 |
| 162,391 | 0,00193 | 141,635 | 0,00777 | 50,880 | 0,00905 |
| 165,938 | 0,00927 | 164,187 | 0,00915 | 165,938 | 0,00927 |

Os dados foram ajustados utilizando o programa EXCELL (Microsoft). A Figura 6.1 mostra uma das retas de calibração ajustadas aos pontos experimentais.

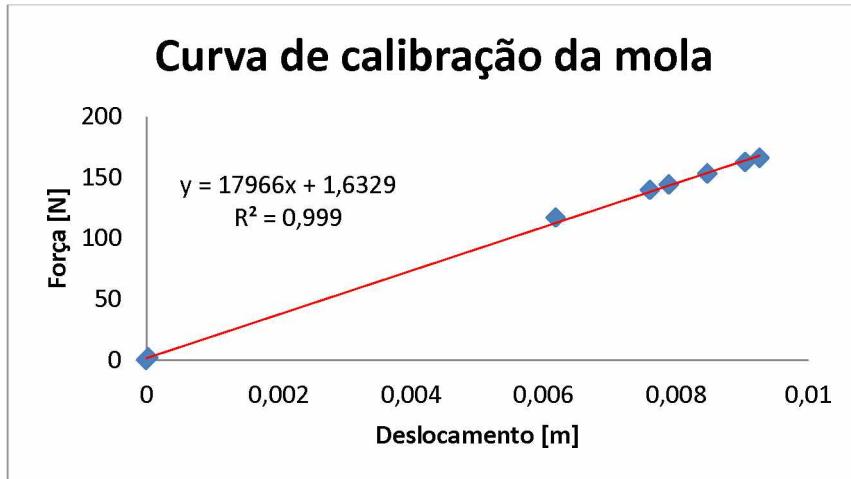


Figura 6.1 – Curva de calibração ajustada aos pontos experimentais para um dos testes realizados.

A constante da mola foi obtida utilizando a média entre os valores dos coeficientes angulares das retas ajustadas, ou seja,

$$K_{medio} = 17813 \text{ [N/m]}$$

Para verificar a dispersão dos dados foi calculado o desvio padrão visando avaliar o percentual de erro ao utilizar o valor médio, ou seja,

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 459,99 \text{ (2,58%)} \quad (6.1)$$

6.2 PARÂMETROS DINÂMICOS DO DISPOSITIVO

Como descrito no capítulo V, o sistema foi ensaiado sob duas condições. Inicialmente, o sistema possuía um contrapeso de 2 kg na extremidade da barra em uma posição a 0,292 m do centro de rotação do sistema e em seguida foi acrescentado uma massa adicional de 2kg na mesma posição citada anteriormente. Portanto, considerou-se que a

única diferença entre as duas condições foi o acréscimo de uma inércia conhecida I_c . Utilizando a Eq. 5.4, tem-se que,

$$I_c = 0,17053 \text{ [kg} * \text{m}^2]$$

Os valores das frequências naturais foram ajustados utilizando os sinais de vibração livre do sistema no domínio da frequência, como mostrado na Fig. 6.2. Os ajustes foram feitos utilizando o método dos mínimos quadrados na região de interesse com o uso da função “fminsearch” do software MATLAB®. O aplicativo desenvolvido em ambiente MATLAB® é apresentado no Apêndice 8.2. Esse procedimento foi adotado para minimizar erros provenientes da frequência de amostragem utilizada.

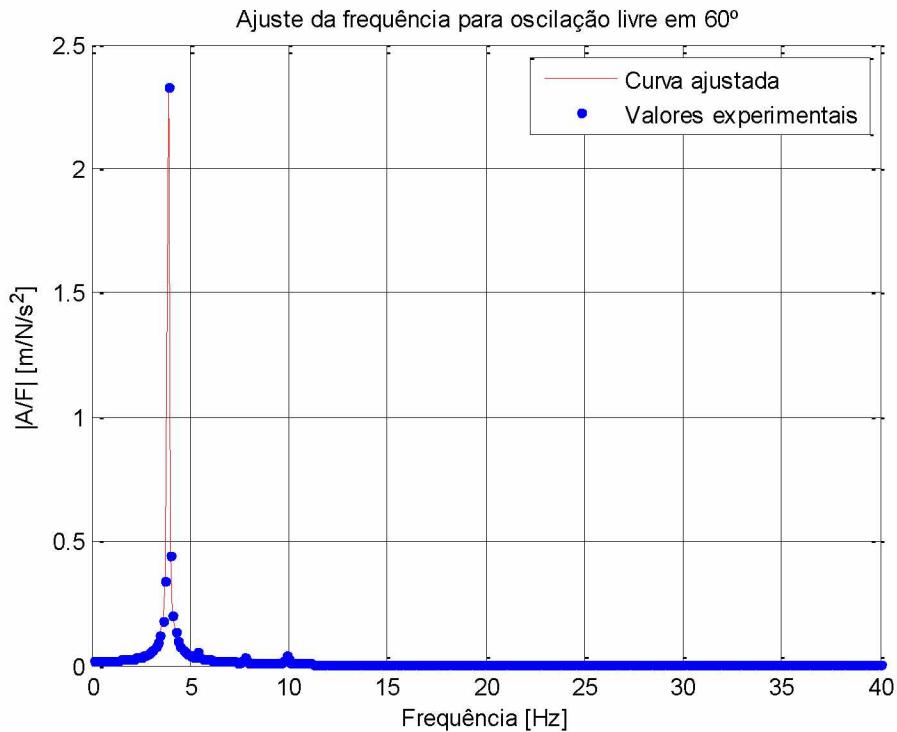


Figura 6.2 – Exemplo do tipo de ajuste utilizado para obter os valores de frequência natural do sistema a partir dos valores experimentais.

Substituindo o valor de I_c na Eq. 5.7 e conhecendo os valores das frequências f_{n_1} e f_{n_2} , é possível estimar o valor da inércia da máquina. A Tabela 6.2 mostra os valores estimados dos dados experimentais para as frequências naturais sob as duas condições analisadas. Finalmente, a inércia da máquina estimada para os ângulos 15°, 60° e 105° é mostrada na Tab. 6.3.

Tabela 6.2 – Valores de frequências naturais do sistema utilizando dois valores de contrapeso em três posições angulares distintas.

| Contrapeso | Frequência | 15° | 60° | 105° |
|------------|------------|--------|--------|--------|
| 2kg | f_{n_1} | 5,1660 | 5,1388 | 5,0506 |
| 4kg | f_{n_2} | 3,9111 | 3,8941 | 3,8664 |

Como a variação observada nos valores de f_{n_1} e f_{n_2} ajustada nas três posições angulares foi pequena, utilizou-se um valor médio para a estimativa em toda a faixa analisada.

$$f_{n1\text{média}} = 5,12 \text{ [Hz]} \text{ e } f_{n2\text{média}} = 3,89 \text{ [Hz]}$$

O desvio padrão máximo dos dados em frequência foi de 0,06 (1,2%).

Tabela 6.3 – Valores de inércia estimados para o dispositivo com contrapeso de 2 kg nas três posições angulares avaliadas.

| θ (°) | 15° | 60° | 105° |
|----------------------|-------|------|--------|
| I_M ($kg * m^2$) | 0,229 | 0,23 | 0,2414 |

Como a variação observada nos valores estimados para a inércia da máquina em cada uma das três posições angulares foi relativamente pequena, optou-se pela utilização de um valor médio para todos os ângulos, ou seja,

$$I_{M\text{média}} = 0,2335 \text{ [kg * m}^2\text{]}$$

Neste caso, o desvio padrão foi também utilizado como meio de verificar o percentual de erro ao utilizar o valor médio, ou seja,

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = 0,0092 \text{ (3,94%)}$$

Uma vez que já é conhecida a inércia da máquina com uma determinada massa de contrapeso torna-se simples obter o valor da inércia desta mesma máquina com qualquer valor de massa de contrapeso, bastando somar ou subtrair valores na inércia.

Em seguida, com o valor da inércia da máquina já conhecida e utilizando a Eq. 5.3. Estimam-se os valores de rigidez da máquina nas três posições angulares analisadas, ou seja,

$$k_t = (2 * \pi * f_{n1})^2 * I_M \quad (6.2)$$

Os valores de rigidez (k_t) obtidos para cada uma das três posições angulares são apresentados na Tab. 6.4

Tabela 6.4 - Valores de rigidez do sistema nas três posições angulares distintas, utilizando os valores de frequência do sistema com contrapeso de 2kg.

| Frequência | 15° | 60° | 105° |
|-------------------|--------|--------|--------|
| f_{n1} [Hz] | 5,1660 | 5,1388 | 5,0506 |
| k_t [N * m/rad] | 241,3 | 239,8 | 243,1 |

De forma análoga, como a variação observada nos valores de rigidez estimada nas três posições angulares foi aparentemente pequena, optou-se pela utilização de um valor médio para todos os ângulos.

$$k_{t\text{médio}} = 241,3 \text{ [N * m/rad]}$$

Novamente o desvio padrão foi de 1,8 (0,74%). Considerando que toda a rigidez do sistema vem da mola utilizada e que o restante do sistema é completamente rígido seria possível estimar a rigidez teórica do sistema transformando a rigidez linear da mola em uma rigidez torcional. Sabendo que a distância de aplicação da força da mola até o centro de rotação é de 0,126 m e que a constante elástica ajustada da mola foi de 17813 N/m, a rigidez teórica é de 282,8 N*m. Em relação ao valor da rigidez média o erro foi de 14,7%.

Os valores do fator de amortecimento estrutural em cada ângulo analisado foram calculados utilizando o sinal no domínio do tempo através do método do decreimento logarítmico. O sinal foi ajustado com o uso da função “fminsearch” do software MATLAB® conforme ilustrado na Fig. 6.3. O programa desenvolvido em ambiente MATLAB® é

apresentado no apêndice 8.3. A Tabela 6.5 mostra do fator de amortecimento para os três ângulos analisados.

Tabela 6.5 - Valores de coeficiente de amortecimento estrutural do sistema nas três posições angulares analisadas.

| Fator de amortecimento (ξ) | | |
|----------------------------------|---------|---------|
| 15° | 60° | 105° |
| 3,04E-3 | 2,83E-3 | 2,77E-3 |

A fim de verificar o nível de variação nos valores encontrados para o fator de amortecimento estrutural do sistema foi calculado um valor médio para o fator de amortecimento de 0,0029 com um desvio padrão de 0,000142 (4,9%).

A estimativa para o amortecimento do sistema é dada por,

$$C = 2 * \xi * I * \omega_n \quad \Rightarrow \quad C = 0,075 \text{ [kg} * \text{m}^2/\text{s}]$$

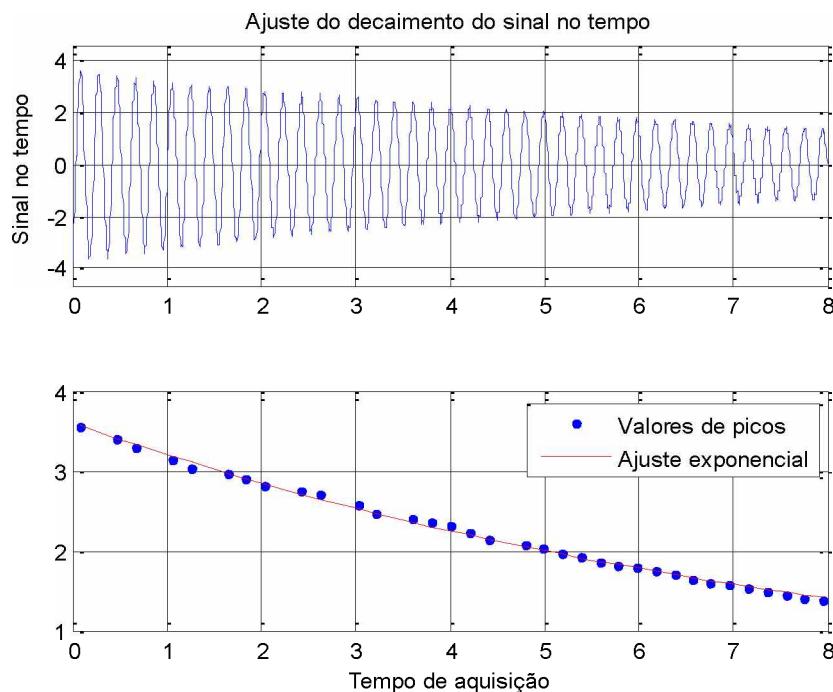


Figura 6.3 – Exemplo do tipo de ajuste utilizado para obter os valores de fator de amortecimento estrutural a partir dos valores experimentais.

6.3 PARÂMETROS DINÂMICOS DO BRAÇO

Inicialmente para se determinar os parâmetros do braço humano é necessário conhecer a inércia do dispositivo no momento da realização dos testes. Neste caso, o teste inicial é realizado considerando a inércia do braço e sem aplicação de força. Este procedimento foi apresentado no Capítulo V, ou seja,

$$I_{M2} = I_M + I_c \quad \Rightarrow \quad I_{M2} = 0,404 [kg * m^2]$$

Foram realizados testes no dispositivo utilizando um contrapeso de 4 kg e com a presença da inércia do braço do voluntário, onde foram obtidos novos valores de frequências naturais nas três posições angulares analisadas, como mostrado na Fig. 6.4. Novamente esses valores foram ajustados utilizando o sinal de oscilação livre do sistema no domínio da frequência através do método dos mínimos quadrados na região de interesse com o uso da função “fminsearch” do software MATLAB®. O programa desenvolvido é apresentado no Apêndice 9.1. Como citado anteriormente, aqui também esse procedimento foi adotado para minimizar erros provenientes da frequência de amostragem utilizada. A Tabela 6.6 mostra os valores de frequência com e sem o braço humano para os três ângulos analisados.

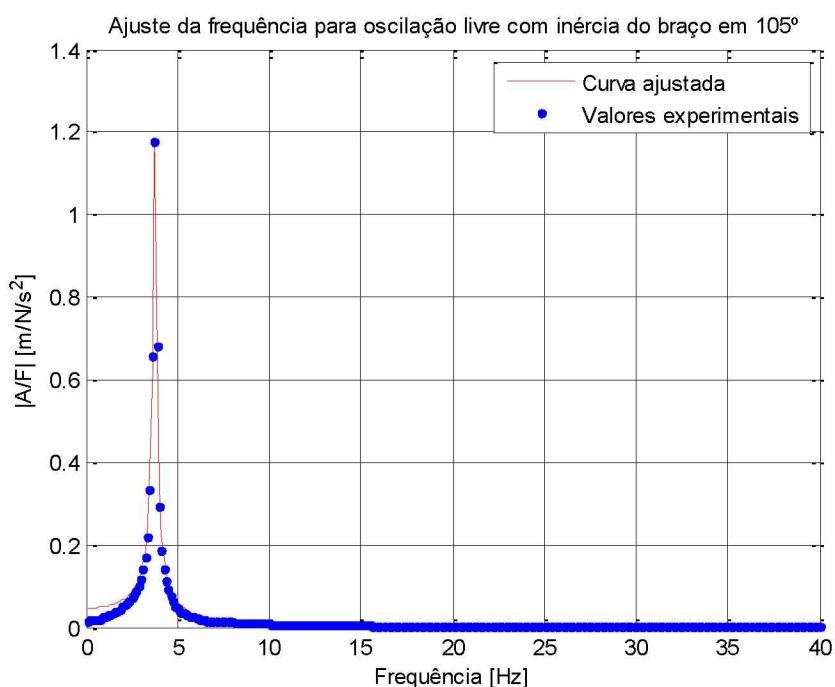


Figura 6.4 – Exemplo do tipo de ajuste utilizado para obter os valores de frequência natural do sistema com a inércia do braço a partir dos valores experimentais.

Tabela 6.6 - Valores de frequências naturais do sistema com e sem a inércia do braço nas três posições angulares distintas.

| Testes | Frequência [Hz] | 15° | 60° | 105° |
|----------|-----------------|------|------|------|
| s/ braço | f_{n_2} | 3,91 | 3,89 | 3,87 |
| c/ braço | $f_{n_{2b}}$ | 3,82 | 3,81 | 3,76 |

A Tabela 6.7 mostra finalmente a inércia do braço calculada através da Eq. 5.11 e dos valores de f_{n_2} e $f_{n_{2b}}$. Como a variação observada nos valores de $f_{n_{2b}}$ ajustada nas três posições angulares foi aparentemente pequena, utilizou-se um valor médio de 3,8 Hz com desvio padrão de 0,036 (0,94%).

Tabela 6.7 – Valores de inércia estimados para o braço do voluntário nas três posições angulares avaliadas.

| Posição (°) | 15° | 60° | 105° |
|----------------------|--------|--------|--------|
| I_b ($kg * m^2$) | 0,0191 | 0,0175 | 0,0241 |

Devido à pequena variação observada nos valores de inércia do braço estimados para cada uma das três posições angulares obteve-se um valor médio de 0,020 [$kg * m^2$] com desvio padrão de 0,0035 (17,3%).

Para a estimativa da rigidez equivalente do braço humano foi necessária a realização de novos testes onde houvesse a aplicação força de maneira constante por parte do voluntário, uma vez que nos testes realizados para estimar a inércia não houve aplicação de força por parte do voluntário e a rigidez foi considerada constante.

Como nesses testes o indivíduo foi instruído a aplicar uma força suficiente para manter o sistema em equilíbrio, deslocado em aproximadamente 2° de sua posição de equilíbrio, o valor da força (34,1 N) e do torque (9,9 Nm) aplicados durante os testes foram obtidos através da utilização das Eqs. 5.12 e 5.13, respectivamente. Portanto, quando o voluntário mantinha constantes os dois graus de contração, na verdade estava mantendo um torque constante de 9,9 [N*m]. Na sequência, para se determinar a rigidez do braço, primeiramente foi necessário conhecer a inércia do dispositivo no momento da realização dos testes em que o voluntário mantinha o torque constante de 9,9 N*m, ou seja,

$$I_{M3} = I_{M2} + 0,0853 \quad \Rightarrow \quad I_{M3} = 0,4893 [kg * m^2]$$

A Tabela 6.8 mostra os valores das frequências naturais do sistema nas posições angulares analisadas. De posse dos valores das frequências naturais com e sem a aplicação de torque do voluntário, e considerando os valores já estimados para a inércia do dispositivo, a inércia do braço do voluntário e com o valor estimado para a rigidez do dispositivo, foi possível através da Eq. 5.17 estimar os valores de rigidez do braço do voluntário em cada ângulo analisado, mostrados na Tab. 6.9.

Tabela 6.8 - Valores de frequências naturais do sistema com e sem a aplicação de torque pelo voluntário nas 9 posições angulares analisadas.

| Ângulo da articulação (°) | Frequência | | Coerência | |
|------------------------------|------------|-----------|-----------|----------|
| | f_{n3} | f_{n3b} | s/ braço | c/ braço |
| 0 | 3,596 | 3,987 | 0,910 | 0,863 |
| 15 | 3,607 | 4,041 | 0,951 | 0,822 |
| 30 | 3,581 | 3,981 | 0,955 | 0,917 |
| 45 | 3,581 | 3,948 | 0,920 | 0,870 |
| 60 | 3,574 | 3,967 | 0,932 | 0,914 |
| 75 | 3,575 | 3,917 | 0,947 | 0,813 |
| 90 | 3,580 | 3,876 | 0,963 | 0,835 |
| 105 | 3,562 | 3,915 | 0,953 | 0,861 |
| 120 | 3,577 | 3,974 | 0,912 | 0,788 |

De forma análoga aos procedimentos anteriores, como a variação observada nos valores de f_{n3} ajustada nas três posições angulares foi aparentemente pequena, pode-se utilizar um valor médio para a mesma.

$$f_{n3\text{média}} = 3,58 [Hz] \rightarrow \text{desvio} = 0,0013 (0,36\%)$$

$$f_{n3b\text{média}} = 3,96 [Hz] \rightarrow \text{desvio} = 0,0049 (1,23\%)$$

Dentro das considerações utilizadas, os valores estimados para a rigidez do braço do voluntário apresentou pequenas variações. Portanto optou-se pela utilização de um valor médio de rigidez, válido para todos os ângulos do braço do voluntário, ou seja,

$$k_{b_{média}} = 65,1 \text{ [N * m/rad]}$$

O desvio padrão foi de 6,1[N * m/rad] ou 9,4%.

Tabela 6.9 - Valores de rigidez estimados para o braço do voluntário nas 9 posições angulares analisadas.

| Ângulo [º] | Rigidez [N*m/rad] |
|------------|-------------------|
| 0 | 67,3 |
| 15 | 73,8 |
| 30 | 69,0 |
| 45 | 63,9 |
| 60 | 68,0 |
| 75 | 60,1 |
| 90 | 53,0 |
| 105 | 62,0 |
| 120 | 68,6 |

O fator de amortecimento do sistema com a presença do braço, porém sem aplicação de força, em cada ângulo analisado foi calculado utilizando o sinal no domínio do tempo através do método do decremento logarítmico e o sinal foi ajustado com o uso da função “fminsearch” do software MATLAB® conforme ilustrado na Fig. 6.5, o programa utilizado é apresentado no Apêndice 9.2 e são apresentados na Tab. 6.10.

Os valores do fator de amortecimento do sistema com o voluntário aplicando um torque constante no antebraço de 9,9 N*m foram calculados utilizando o sinal no domínio do tempo através do método do decremento logarítmico e o sinal foi ajustado com o uso da função “fminsearch” do software MATLAB® conforme ilustrado na Fig. 6.6, o programa utilizado é apresentado no Apêndice 9.3.

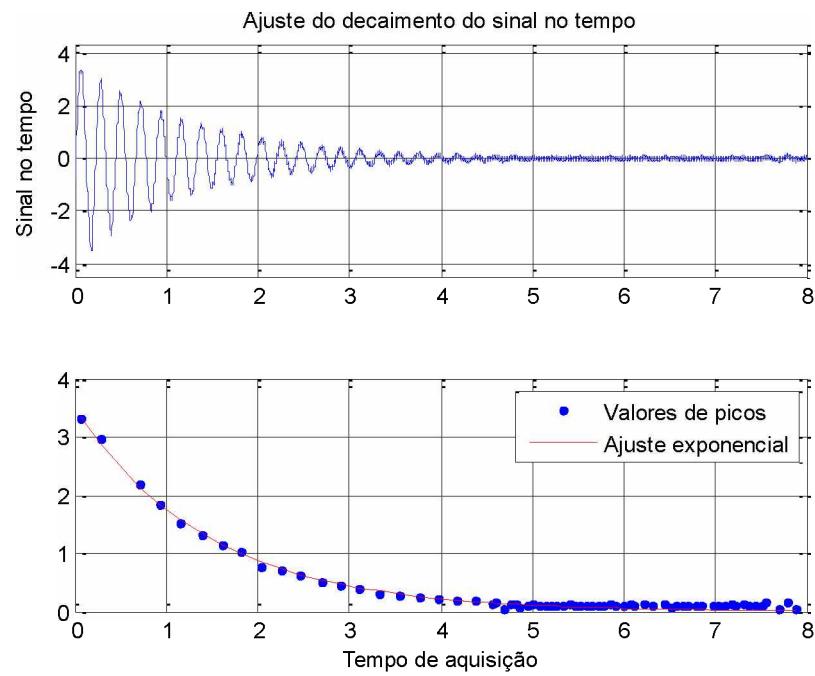


Figura 6.5 – Exemplo do tipo de ajuste utilizado para obter os valores de fator de amortecimento do sistema com a presença do braço, porém sem aplicação de força, a partir dos valores experimentais.

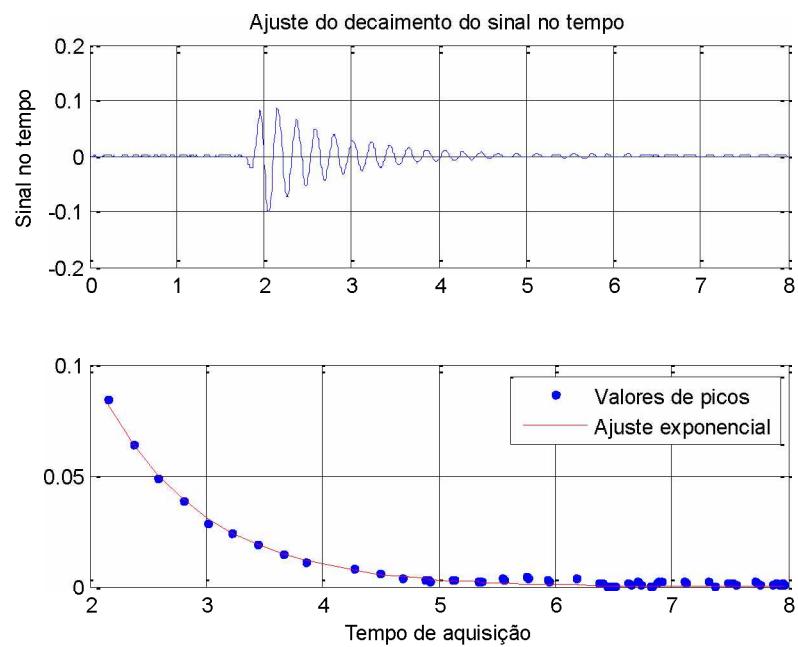


Figura 6.6 – Exemplo do tipo de ajuste utilizado para obter os valores de fator de amortecimento do sistema com o voluntário aplicando um torque constante no antebraço de 9,9 Nm, a partir dos valores experimentais.

Tabela 6.10 - Valores do fator de amortecimento estimados para o sistema com braço do voluntário aplicando de torque constante de 9,9 N*m nas 9 posições angulares analisadas.

| Ângulo [º] | (ξ) com o braço e força |
|------------|-------------------------------|
| 0 | 5,15e-2 |
| 15 | 2,91e-2 |
| 30 | 2,48e-2 |
| 45 | 3,64e-2 |
| 60 | 3,78e-2 |
| 75 | 2,85e-2 |
| 90 | 3,57e-2 |
| 105 | 2,68e-2 |
| 120 | 2,31e-2 |

A fim de verificar o nível de variação nos valores encontrados para o amortecimento do sistema com o braço do voluntário sem aplicação de força sendo de 0,022 [S=0,0013 (5,9%)]. Portanto, o valor médio para o coeficiente de amortecimento calculado foi de 0,442 [$N * m/rad/s$].

Visando verificar o nível de variação nos valores encontrados para o amortecimento do sistema com o braço do voluntário aplicando força constante foi calculado um valor médio para o fator de amortecimento encontrado em cada ângulo analisado, sendo que o resultado encontrado no ângulo de 15º foi desconsiderado por ser discrepante do restante dos dados e por se tratar de uma posição de extremo, provavelmente com erros de aquisição.

$$\xi_{médio} = 0,0303 \rightarrow desvio = 0,0056 (18,6\%)$$

Considerando os efeitos das não linearidades do sistema relacionadas ao modelo dinâmico do braço optou-se por estimar um valor médio para o coeficiente de amortecimento que foi de 0,639 [$N * m/rad/s$].

Finalmente, considerando os valores estimados para os parâmetros dinâmicos do braço implementou-se um modelo simplificado para prever o seu comportamento quando submetido à ação de uma força variável. O modelo idealizado é mostrado na Fig. 6.7.

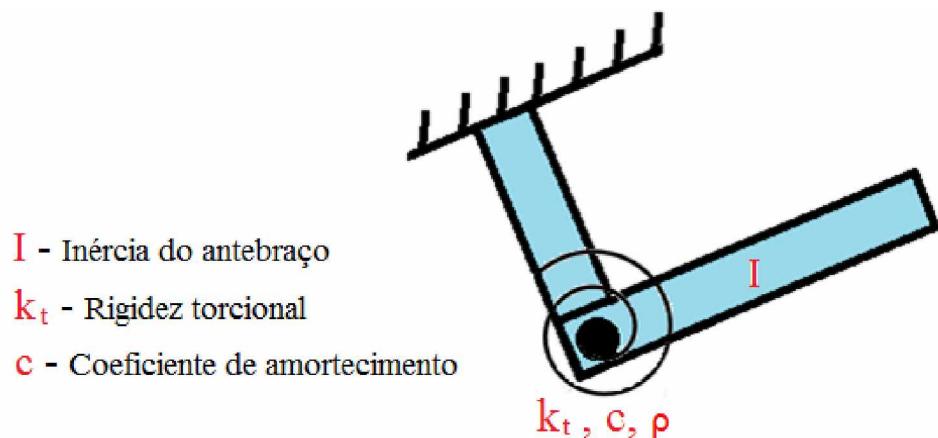


Figura 6.7 – Modelo simplificado para prever o comportamento dinâmico do braço.

6.4 SIMULAÇÕES NUMÉRICAS

As simulações realizadas através dos modelos de elementos finitos foram idealizados para ajustar as respostas dos modelos nos quais se procurou ajustar o comportamento do modelo o mais próximo possível do comportamento real observado experimentalmente. Conforme descrito no Capítulo V, os ajustes foram realizados em três etapas e seus resultados estão apresentados na sequência.

6.4.1 Ajuste da mola

O ajuste da mola foi feito considerando o valor da sua rigidez medida experimentalmente. Como o modelo foi construído nas mesmas dimensões da mola real, optou-se por variar o módulo de elasticidade do material do modelo. O resultado final pode ser observado na Fig. 6.8 onde foi aplicada uma força de 1000 N e o deslocamento máximo no modelo foi de 0,0555 m, configurando uma rigidez do modelo de 18018,0 N/m. O valor experimental da rigidez foi de 17813 N/m. Logo, o erro relativo foi de 1,15%.

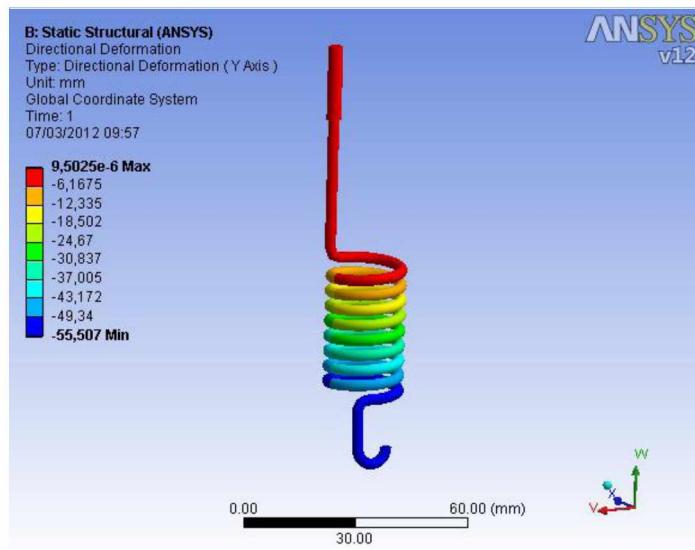


Figura 6.8 – Estimativa da rigidez da mola de tração utilizando o modelo de elementos finitos.

6.4.2 Ajuste do dispositivo experimental

O modelo do dispositivo utilizado nos testes com o modelo da mola de tração acoplado foi ajustado considerando o valor da primeira frequência natural do dispositivo real de 3,58 Hz. A primeira frequência natural foi estimada com o dispositivo na configuração utilizada nos testes de força. A Figura 6.9 mostra a configuração para o primeiro modo de vibração que após os ajustes no modelo foi obtida uma frequência de 3,61 Hz. O erro relativo foi de 0,85%.

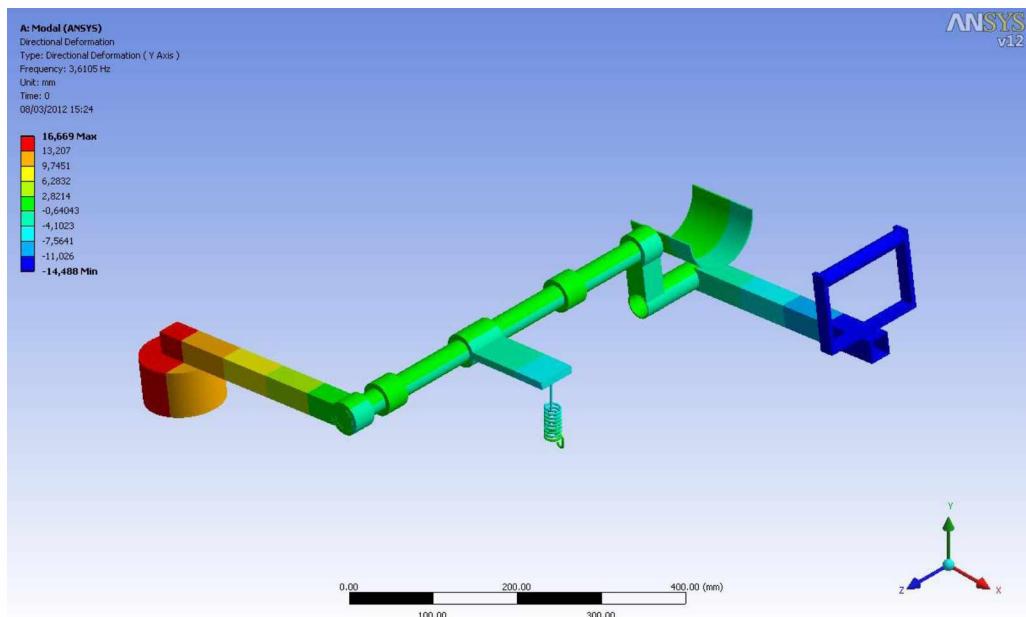


Figura 6.9 – Resultado do ajuste efetuado no modelo do dispositivo de testes com a mola.

6.4.3 Ajuste do dispositivo com influência do braço humano

O modelo de elementos finitos utilizado para representar o dispositivo de testes com a presença do braço também foi ajustado utilizando a primeira frequência natural. Para isso o modelo numérico deve apresentar um valor de frequência natural da ordem de 3,96 Hz que foi o valor obtido experimentalmente. Após os ajustes do modelo numérico obteve-se para a primeira frequência natural um valor de 3,97 Hz. O erro relativo foi de 0,25%. A Figura 6.10 mostra a configuração do primeiro modo de vibração do sistema na frequência de 3,97 Hz.

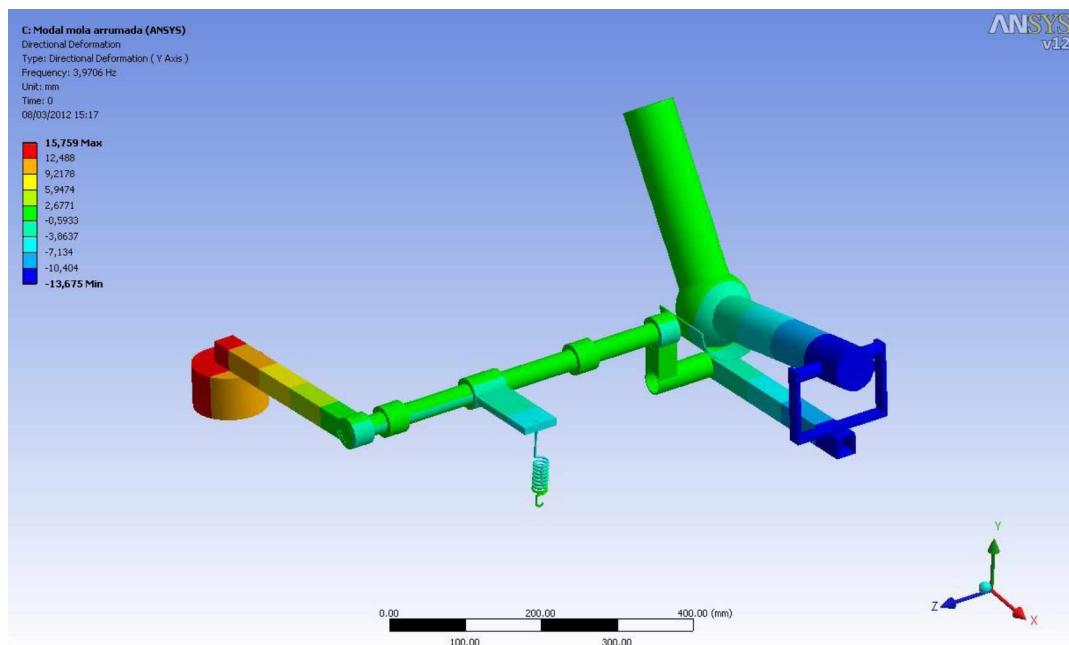


Figura 6.10 – Primeiro modo de vibração do sistema com o modelo do braço ajustado no dispositivo experimental.

6.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Na revisão da literatura relacionada ao tema estudado não foram encontradas metodologias similares para avaliação de um sistema de treinamento do músculo bíceps braquial, onde possam ser realizados futuros treinamentos com aplicação de vibração. Por isso, até o momento, não foi possível efetuar comparações diretas entre os resultados encontrados neste trabalho com outros dispositivos similares.

Apesar de a literatura apresentar modelos dinâmicos para simular o braço humano considerando-o como um sistema de 1 grau de liberdade ou modelos mais complexos, a metodologia de avaliação e ajuste do modelo apresentada neste estudo também não foi encontrada na literatura.

O primeiro passo para a caracterização do dispositivo experimental de testes foi caracterizar a mola de tração. A mola de tração foi implementada no dispositivo experimental visando possibilitar um pequeno movimento em torno de um ponto de equilíbrio após a aplicação de uma pré-carga devida a uma massa excêntrica de 5 kg. Este procedimento mostrou-se como sendo o mais eficaz para permitir o acoplamento do braço humano no suporte para uma avaliação do seu comportamento dinâmico. A metodologia utilizada para calibração da mola indicou valores de correlação (R^2) de aproximadamente 0,95. Os valores obtidos nos três testes não apresentaram grandes variações.

A caracterização dinâmica do dispositivo experimental foi feita para se identificar os seus parâmetros de inércia, rigidez e amortecimento considerando-o como um sistema de 1 grau de liberdade. Na identificação da inércia do dispositivo foi utilizado um procedimento em que foi medida a frequência natural do dispositivo e em seguida foi adicionada uma inércia conhecida no sistema e novamente medida a frequência natural, posteriormente foi feita uma comparação entre as frequências naturais medidas antes e depois da adição da inercia conhecida, de onde se identificou a inércia do dispositivo.

A rigidez torcional foi obtida teoricamente a partir dos valores das frequências naturais medidas experimentalmente e dos valores de inércia calculados. O amortecimento estrutural, por sua vez, foi considerado como amortecimento viscoso sendo calculado a partir dos sinais medidos no tempo utilizando o método do decreimento logarítmico. Obteve-se valores para o fator de amortecimento da ordem de 0,002.

Durante a estimativa dos parâmetros dinâmicos do braço optou-se por uma metodologia que permitisse obter os valores de inércia e rigidez de forma independente um do outro visando minimizar erros provenientes das não linearidades do comportamento do músculo. Para isso, os primeiros testes foram realizados com o braço do voluntário preso no suporte do dispositivo por meio de fita adesiva. A seguir, o voluntário foi instruído a não efetuar nenhum tipo de contração muscular durante os testes. Diante disto a rigidez do dispositivo foi considerada constante com apenas a adição da inércia do braço do voluntário. Portanto, com a inércia do dispositivo conhecida foi utilizada a variação na frequência natural medida experimentalmente para estimar a inércia do braço do voluntário. O valor médio obtido para a inércia do braço foi de $0,02 \text{ [kg} \cdot \text{m}^2\text{]}$.

A estimativa da rigidez equivalente do braço foi obtida instruindo o voluntário a tentar aplicar uma força constante da ordem de 34 N para equilibrar o torque produzido pelo dispositivo deslocando-o 2° de sua posição de equilíbrio. O controle deste procedimento foi visual. Foram medidas as frequências naturais do sistema em cada posição, com e sem a presença do voluntário, conhecendo as inércias obtidas para o dispositivo e para o braço do voluntário, e conhecendo também a rigidez do sistema. Foi obtida a média dos valores em

cada posição angular, e como o desvio padrão foi relativamente baixo optou-se por utilizar um valor médio para a rigidez em qualquer posição angular dentro da faixa analisada (0 – 120º).

O fator de amortecimento considerando o braço do voluntário acoplado foi estimado da mesma forma que o fator de amortecimento estrutural. Porém, a estimativa foi feita em duas etapas, sem aplicação de força e com aplicação de força. Apesar de não ter sido realizado um tratamento estatístico, os valores do fator de amortecimento nestes dois casos apresentou uma diferença da ordem de 20%, sendo maior no caso de aplicação de força.

Os valores obtidos durante a aplicação de força foram superiores aos valores obtidos sem a aplicação de força levando os autores a levantar a hipótese de que o grau de amortecimento muscular está relacionado com a aplicação ou não de força e talvez ainda com o nível de força aplicado. Este fenômeno pode estar relacionado aos fatores visco-elásticos do músculo atuando ou não nesse amortecimento e pode ainda estar ligado à ação dos fusos musculares, atuando na tentativa de manter uma posição voluntária desejada, uma vez que, estes são os responsáveis por informar ao SNC sobre a posição do membro que efetua uma ação voluntária.

Na sequência foram implementados modelos numéricos de elementos finitos para simular o comportamento dinâmico do dispositivo de testes e do braço. Esses modelos foram ajustados de acordo com os resultados obtidos experimentalmente.

Diante das simplificações utilizadas e das dificuldades enfrentadas durante os trabalhos os resultados obtidos até o momento foram úteis para a compreensão do fenômeno e do comportamento dinâmico do sistema. Devido à complexidade do projeto do sistema com vibrações mecânicas é importante entender a real influência das vibrações no músculo alvo, e para isso é necessário saber a real quantidade dos parâmetros dessa vibração que efetivamente chegam a esse músculo.

Portanto, conhecendo esse comportamento dinâmico é possível projetar o dispositivo de aplicação de vibração de modo que este atue dentro de faixas específicas de frequências e amplitudes. Neste caso, o dispositivo deve ser adequado para proporcionar ao músculo pretendido uma parcela conhecida desta vibração aplicada, auxiliando nas possibilidades de conhecimento dos fatores de vibração que realmente influenciam nas adaptações musculares.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÃO

O treinamento muscular com aplicação de vibração mecânica na direção do encurtamento muscular pode ser utilizado em associação ou mesmo completar treinamentos convencionais.

A proposta deste trabalho foi estudar esse problema associado ao treinamento com altas velocidades. Neste caso, os estudos foram direcionados para um novo dispositivo de treinamento muscular proposto no trabalho de Siquierolli, que é capaz de promover resistência mecânica através de um dispositivo came-mola-seguidor, eliminando os inconvenientes de cabos, correntes e pilhas de pesos. Portanto, através da redução da inércia é possível a realização de treinamentos em velocidades mais altas. Neste trabalho foram propostos modelos matemáticos alternativos introduzindo vibração mecânica no sistema.

A proposta de um novo dispositivo com vibração foi avaliado para o treinamento de membros superiores, ou seja, treinamento dos músculos flexores do braço. Após diversas simulações e análises chegou-se à concepção de uma estrutura tubular feita em fibra de carbono, um motor fixado na parte proximal do suporte de apoio do braço, alinhado com o eixo de torção e um sistema de massas desbalanceadas fixado na parte distal do suporte de apoio do braço.

Com a finalidade de viabilizar o projeto do dispositivo, foi proposta uma metodologia para estimar o comportamento dinâmico de um braço humano realizando exercícios para os flexores do braço. Os testes experimentais realizados permitiram a validação de modelos simplificados para representar os comportamentos dinâmicos tanto do dispositivo construído para realização dos testes quanto do braço humano avaliado.

O novo dispositivo, de geração e aplicação de vibração mecânica, proposto é um sistema simples e de baixo custo que permite a aplicação da vibração mecânica na direção da contração do músculo, de forma controlada, permitindo estimar a real parcela de vibração

que efetivamente chega aos músculos alvos. Esse dispositivo pode ser aplicado em sistemas de treinamento muscular que utilizem as mais diversas formas e velocidades de treinamento.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A seguir, são apresentadas sugestões para futuros trabalhos:

- Construir o projeto do dispositivo de resistência com vibração;
- Implementar um modelo de simulação numérica com o modelo dinâmico do braço humano acoplado ao novo dispositivo de resistência com vibração utilizando tecnologia computadorizada e considerando a parte óssea e ligamentos;
- Adaptar o novo dispositivo de resistência com vibração em um equipamento de treinamento convencional;
- Estudar e aplicar protocolos de treinamento muscular usando o novo equipamento e equipamentos convencionais para avaliar a performance dos dois treinamentos em diversas modalidades olímpicas e paralímpicas.

CAPÍTULO VIII

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1997, I. 2.-1. . Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole body vibration - Part 1: General requirements. **International Organization for Standardization**, 2009.

ABERCROMBY, A. F. J.; AMONETTE, W. E.; LAYNE, C. S.; MCFARLIN, B. K.; HINMAN, M. R.; PALOSKI, W. H. Vibration Exposure and Biodynamic Responses during Whole-Body Vibration Training. **Official Journal of the American College of Sports Medicine**, p. 1794-1800, 2007.

ADAMS, K. J.; O'SHEA, J. P.; O'SHEA, K. L.; CLIMSTEIN, M. The effect of six weeks of squat, plyometric and squat-plyometric training on power production. **The Journal of Applied Sport Science Researches**, v. 6, p. 36-41, 1992.

ADEYANJU, K.; CREWS, T. R.; MEADORS, W. J. Effects of two speeds of isokinetic training on muscular strength, power and endurance. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 23, p. 352-356, 1983.

ARMSTRONG, W. J.; NESTLE, H. N.; GRINNELL, D. C.; COLE, L. D.; VAN GILDER, E. L.; WARREN, G. S.; CAPIZZI, E. A. The acute effect of whole-body vibration on the hoffmann reflex. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 22, n. 2, p. 471-476, 2008.

BANDY, W. D.; HANTEN, W. P. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training. **Science and Physics - They Fly**, v. 73, n. 7, p. 455-467, 1993.

BARQUILHA, G. Alongamento estático e treinamento de força: uma breve revisão de literatura. **Revista de Educação Física**, Rio de Janeiro, p. 37-41, 2010.

BAZETT-JONES, D. M.; FINCH, H. W.; DUGAN, E. L. Comparing the effects of various whole-body vibration accelerations on counter-movement jump performance. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 7, p. 144-150, 2008.

BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R. **Mecânica Vetorial para Engenheiros – Cinemática e Dinâmica**. 5. ed. São Paulo: McGraw-Hill, 1991.

BLEMKER, S. S.; PINSKY, P. M.; DELP, S. L. A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. **Journal of Biomechanics Award**, v. 38, p. 657-665, 2005.

BOFF, S. R. A fibra muscular e fatores que interferem no seu fenótipo. **ACTA FISIATRICA**, v. 15, n. 2, p. 111-116, 2008.

BONGIOVANNI, L. G.; HAGBARTH, K. -E. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. **Journal of Physiology**, v. 423, p. 1-14, 1990.

BONGIOVANNI, L. G.; HAGBARTH, K. E.; STJERNBERG, L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. **Journal of Physiology**, London, v. 423, n. 1, p. 15-26, 1990.

BOSCO, C.; COLLI, R.; INTROINI, E.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O.; MADELLA, A.; TIHANYI, J.; VIRU, A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Clinical Physiology**, Rome, 13 novembro 1998. 183-187.

BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARELA, O.; COLLI, R.; TIHANYI, J.; VON DUVILLARD, S. P.; VIRU, A. The influence of whole body vibration on jumping performance. **Biology of Sport**, v. 15, n. 3, p. 157-164, 1998.

BOSCO, C.; COLLI, R.; INTROINI, E.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O.; MADELLA, A.; TIHANYI, J.; VIRU, A. Adaptative responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Clinical Physiology**, v. 19, n. 2, p. 183-187, 1999a.

BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O.; LOCCATELLI, E. New trends in training science: the use of vibrations for enhancing performance. **New Studies in Athletics**, Aachen, v. 14, n. 4, p. 55-62, 1999a.

BOSCO, C.; COLLI, R.; INTROINI, E.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O.; MADELLA, A.; TIHANYI, J.; VIRU, A. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Clinical Physiology**, Oxford, v. 19, n. 2, p. 183-187, 1999b.

BOSCO, C.; IACOVELLI, M.; TSARPELA, O.; CARDINALE, M.; BONIFAZI, M.; TIHANYI, J.; VIRU, M.; DE LORENZO, A.; VIRU, A. Hormonal responses to whole-body vibration in men. **European Journal of Applied Physiology**, v. 81, p. 449-454, 2000.

BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 79, p. 306-311, 1999b.

BOTTINELLI, R.; REGGIANI, C. Human skeletal fibres: molecular and functional diversity. **Progresses in Biophysics & Molecular Biology**, v. 73, p. 195-262, 2000.

BURKE, J. R.; RYMER, W. Z.; WALSH, H. V. Relative strength of synaptic inputs from short latency pathways to motor units of defined type in cat medial gastrocnemius. **Neurophysiology**, v. 39, p. 447-458, 1976.

CARDINALE, M.; BOSCO, C. The use of vibration as an exercise intervention. **Exercise and Sport Sciences Review**, v. 31, n. 1, p. 3-7, 2003.

- CARDINALE, M.; POPE, M. H. The effects of whole body vibration on humans: dangerous or advantageous? **Acta Physiologica**, v. 90, p. 195-206, 2003.
- CARDINALE, M.; WAKELING, J. Whole-body vibration exercise: are vibrations good for you? **British Journal of Sports Medicine**, London, v. 39, n. 9, p. 585-589, 2005.
- CARLSOO, S. The effect of vibration on the skeleton, joints and muscles. A review of the literature. **Applied Ergonomics**, Maryland Heights, v. 13, n. 4, p. 251-258, 1982.
- CHEN, H. H.; HIPPENMEYER, S.; ARBER, S.; FRANK, E. Development of the monosynaptic stretch reflex circuit. **Current opinion in Neurobiology**, v. 13, p. 96-102, 2003.
- COCHRANE, D. J.; SARTOR, F.; WINWOOD, K.; STANNARD, S. R.; NARICI, M. V.; RITTWEGER, J. A comparison of the physiologic effects of acute whole-body vibration exercise in young and older people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, p. 815-821, 2008.
- COUTO, B. P. Efeito da vibração mecânica na direção da contração muscular durante o treinamento isométrico sobre o desempenho de membros inferiores. **Tese de pós-graduação da Escola de Engenharia da UFMG**, 2009.
- DA SILVA, M. E.; NUÑES, V. M.; VAAMONDE, D.; FERNANDEZ, J. M.; POBLADOR, M. S.; GARCIA-MANZO, J. M.; LANCHO, J. L. Effects of different frequencies of whole body vibration on muscular performance. **Biology of Sport**, Warsaw, v. 23, n. 3, p. 267-282, 2006.
- DA SILVA, M. E.; FERNANDEZ, J. M.; CASTILLO, E.; NUÑEZ, V. M.; VAAMONDE, D. M.; POBLADOR, M. S.; LANCHO, J. L. Influence of vibration training on energy expenditure in active men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 2, p. 470-475, 2007.
- DE GAIL, P.; LANCE, J. W.; NEILSON, P. D. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 29, n. 1, p. 1-11, 1966.
- DE RUITER, C. J.; VAN DER LINDEN, R. M.; VAN DER ZIJDEN, M. J. A.; HOLLANDER, A. P.; DE HAAN, A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, p. 472-475, 2003.
- DE RUITER, C. J.; VAN RAAK, S. M.; SCHILPEROORT, J. V.; HOLLANDER, A. P.; DE HAAN, A. The effects of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 90, n. 5-6, p. 595-600, 2003.
- DELECLUSE, C.; COPPENOLLE, H. V.; WILLEMS, E.; LEEMPUTTE, M. V.; DIELS, R.; GORIS, M. Influence of high-resistance and high velocity training on sprint performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 27, p. 1203-1209, 1995.

DEECLUSE, C.; ROELANTS, M.; VERSCHUEREN, S. Strength Increase after Whole-Body Vibration Compared with Resistance Training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 6, p. 1033-1041, 2003.

FATTORINI, L.; FERRARESI, A.; RODIO, A.; AZZENA, G. B.; FILIPPI, G. M. Motor performance changes induced by muscle vibration. **European Journal of Applied Physiology**, v. 98, p. 79-87, 2006.

FETT, C. A.; MAESTÁ, N.; BURINI, R. C. Alterações metabólicas, na força e massa muscular, induzidas por um protocolo de musculação em atletas sem e com a suplementação de Omega-3 (W-3) ou triglicerídos de cadeia média (TCM). **Fitness & Performance Journal**, v. 1, n. 4, p. 28-35, 2002.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Designing Resistance Training programs**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics, 1997.

GARNER, R.; ALEXANDER, P. A. Metacognition: Answered and unanswered questions. **Educational Psychologist**, v. 24, p. 143-158, 1989.

GODOY, E. S. **Fitness**. Rio de Janeiro: [s.n.], 1994.

GOEL, V. K.; PARK, H.; KONG, W. Investigation of vibration characteristics of the ligamentous lumbar spine using the finite element approach. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 116, n. 4, p. 377-383, 1994.

GRIFFIN, L.; GARLAND, S. J.; IVANOVA, T.; GOSSEN, E. R. Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans. **Journal of Physiology**, v. 535, n. 3, p. 929-936, 2001.

GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration**. [S.I.]: Elsevier, 1996.

GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.

HAKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; ALEN, M.; KOMI, P. V. Serum hormones during prolonged training of neuromuscular performance. **The European Journal of Applied Physiology**, v. 53, p. 287-293, 1985.

HERZOG, W.; AIT-HADDOU, R. Considerations of muscle contraction. **Journal do Electromyography and Kinesiology**, v. 12, p. 425-433, 2002.

ISSURIN, V. B.; LIEBERMANN, D. G.; TENENBAUM, G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. **Journal of Sports Sciences**, v. 12, p. 561-566, 1994.

ISSURIN, V. B.; TENENBAUM, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. **Journal of Sports Sciences**, v. 17, p. 177-182, 1999.

KASAI, T.; KAWANISHI, M.; YAHAGI, S. The effects of wrist muscle vibration on human voluntary elbow flexion-extension movements. **Experimental Brain Research**, v. 90, p. 217-220, 1992.

- KNAPIK, J. J.; WRIGHT, J. E.; MAWDSLEY, R. H.; BRAUN, J. Isometric, isotonic and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. **Physical Theraph**, v. 63, n. 6, p. 938-947, 1983.
- KOSSEV, A.; SIGGELKOW, S.; SCHUBERT, M.; WOHLFARTH, K.; DENGLER, R. Muscle vibration: different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. **Muscle Nerve**, v. 22, p. 946-948, 1999.
- KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M.; FUKUNAGA, T. Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 89, p. 1420-1424, 2000.
- KRAEMER, W. J.; NOBLE, B. J.; CLARK, M. J.; CULVER, B. W. Physiologic responses to heavy-resistance exercise with very short rest periods. **International Journal of Sports and Medicine**, v. 8, p. 247-252, 1987.
- KVORNING, T.; BAGGER, M.; CASEROTTI, P.; MADSEN, K. Effects of vibration and resistance training on neuromuscular and hormonal measures. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, p. 615-625, 2006.
- LOPES, H. F. Hipertensão e inflamação: papel da obesidade. **Revista Brasileira de Hipertensão**, v. 14, n. 4, p. 239-244, 2007.
- LUO, J.; MCNAMARA, B. P.; MORAN, K. A portable vibrator for muscle performance enhancement by means of direct muscle tendon stimulation. **Medical Engineering and Physics**, v. 27, p. 513-522, 2005.
- LUO, J.; MCNAMARA, B.; MORAN, K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. **Sports Medicine**, Auckland, v. 35, n. 1, p. 23-41, 2005b.
- LUSSAC, R. M. P. Os princípios do treinamento esportivo: conceitos, definições, possíveis aplicações e um possível novo olhar. **Revista Digital - Buenos Aires**, v. 13, n. 121, Junho 2008.
- LUTZ, M. G. J.; LIEBE, R. L. Skeletal muscle myosin II structure and function. **Exercise and Sport and Sciences Reviews**, v. 27, p. 61-68, 1999.
- MAIOR, A. S.; ALVES, A. A contribuição dos fatores neurais em fases iniciais do treinamento de força muscular: uma revisão bibliográfica. **Motriz**, Rio Claro, v. 9, n. 3, p. 161-168, Setembro/Dezembro 2003.
- MANSFIELD, N. J. Human response to vibration. **CRC Press**, Nova York, 2005.
- MANSFIELD, N. J. Impedance methods (apparent mass, driving point mechanical impedance and absorbed power) for assessment of the biomechanical response of the seated person to whole-body vibration. **Industrial Health**, v. 43, p. 378-389, 2005.
- MARTIN, B. J.; PARK, H. -S. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v. 75, p. 504-511, 1997.

MATERKO, W.; DUARTE, M.; SANTOS, E. L.; JUNIOR, H. S. Comparação entre dois sistemas de treino de força no desenvolvimento da força muscular máxima. **Motricidade**, v. 6, n. 2, p. 5-13, 2010.

MATTHEWS, P. B. C. The reflex excitation of the soleus muscle of the decerebrate cat caused by vibration applied to its tendon. **The Journal of Physiology**, v. 184, p. 450-472, 1966.

MEIROVITCH, L. **Elements of Vibration Analysis**. [S.I.]: Mc Graw-Hill Book Company, 1986.

MESTER, J.; SPITZENFEFL, P.; SCHWARZER, J.; SEIFRIZ, F. Biological reaction to vibration - implications for sport. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 2, n. 3, p. 211-226, 1999.

MESTER, J. K. H.; YUE, Z. Vibration training: benefits and risks. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 1056-1065, 2006.

MILEVA, K. N.; BOWTELL, J. L.; KOSSEV, A. R. Effects of low-frequency whole-body vibration on motor-evoked potentials in healthy men. **Experimental Physiology**, v. 94, n. 1, p. 103-116, 2009.

NIELSEN, O. B.; CLAUSEN, T. The Na^+2K^+ - pump protects muscle excitability and contractility during exercise. **Exercise and Sport Science Reviews**, v. 28, p. 159-166, 2000.

OKANO, A. H.; CYRINO, E. S.; NAKAMURA, F. Y.; GUARIGLIA, D. A.; NASCIMENTO, M. A.; AVELAR, A.; MORAES, A. C. Comportamento da força muscular e da área muscular do braço durante 24 semanas de treinamento com pesos. **Revista Brasileira de Cine antropometria & Desempenho Humano**, v. 10, n. 4, p. 379-385, 2008.

OLIVEIRA, W. L.; SILVA, R. D.; CUSTÓDIO, I. J. O.; BARCELOS, S. A. M. G. Análise da influencia da plataforma vibratória no desempenho do salto vertical em atletas de futebol: ensaio clínico randomizado. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 24, n. 2, p. 265-274, Abril/Junho 2011.

PIOVESAN, R. F.; MARTINS, M. D.; FERNANDES, K. P. S.; BUSSADORI, S. K.; SELISTRE-DE-ARAÚJO, H. S.; MESQUITA-FERRARI, R. A. Uma revisão sobre a plasticidade do músculo esquelético: expressão de isoformas de cadeia pesada de miosina e correlação funcional. **Fisioterapia em Movimento**, v. 22, n. 2, p. 211-220, 2009.

POLITO, M. D.; FARINATTI, P. T. V. Respostas de frequência cardíaca, pressão arterial e duplo-produto ao exercício contra resistência: uma revisão da literatura. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 1, p. 79-91, 2003.

POSTON, B.; HOLCOMB, W. R.; GUADAGNOLI, M. A.; LINN, L. L. The acute effects of mechanical vibration on power output in the bench press. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 21, n. 1, p. 199-203, 2007.

RANDALL, J. M.; MATTHEWS, R. T.; STILES, M. A. Resonant frequencies of standing humans. **Ergonomics**, v. 40, n. 9, p. 879-886, 1997.

- RITTWEGER, J.; BELLER, G.; FELSENBERG, D. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. **Clinical Physiology**, v. 20, n. 2, p. 134-142, 2000.
- RITTWEGER, J.; MUTSCHELKNAUSS, M.; FELSENBERG, D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. **Clinical and Physiology and Function Imaging**, v. 23, p. 81-86, 2003.
- ROBERGS, R. A.; PEARSON, D. R.; COSTILL, D. L.; FINK, W. J.; PASCOE, D. D.; BENEDICT, M. A.; LAMBERT, C. P.; ZACHWEIJA, J. J. Muscle glycogenolysis during differing intensities of weight-resistance exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 70, n. 4, p. 1700-1706, 1991.
- ROLL, J. P.; VEDEL, J. P.; RIBOT, E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. **Experimental Brain Research**, v. 76, p. 213-222, 1989.
- ROMAIGUÈRE, P.; VEDEL, J.-P.; AZULAY, J.-P.; PAGNI, S. Differential activation of motor units in the wrist extensor muscles during the tonic vibration reflex in man. **Journal of Physiology**, v. 444, p. 645-667, 1991.
- RONNESTAD, B. R. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 18, n. 4, p. 839-845, 2004.
- ROTHMULLER, C.; CEFARELLI, E. Effects of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. **The Journal of Physiology**, v. 485, p. 857-864, 1995.
- RUBIN, C.; RECKER, R.; CULLEN, D.; RYABY, J.; MCLEOD, K. Prevention of bone loss in a post-menopausal population by low-level biomechanical intervention. **bone**, v. 23, p. 174f, 1988.
- RUBIN, C.; RECKER, R.; CULLEN, D.; RYABY, J.; MCCABE, J.; MCLEOD, K. Prevention of Postmenopausal Bone Loss by a Low-Magnitude, High-Frequency Mechanical Stimuli: A Clinical Trial Assessing Compliance, Efficacy, and Safety. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 19, n. 3, p. 343-351, 2004.
- RUTHERFORD, O. M.; JONES, D. A. The role of learning and coordination in strength training. **Eur. J. Appl. Physiol**, v. 55, p. 100-105, 1986.
- SANDS, W. A.; MCNEAL, J. R.; STONE, M. H.; M., RUSSELL. E.; JEMNI, M. Flexibility Enhancement with Vibration: Acute and Long-Term. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 38, n. 4, p. 720-725, 2006.
- SCHLUMBERGER, A.; STEC, J.; SCHMIDTBLEICHER, D. Single- vs. multiple-set strength training in women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, n. 3, p. 284-289, 2001.
- SEIDEL, H. Myoelectrical reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration. **European Journal of Applied Physiology**, v. 57, p. 558-562, 1988.

SILVA, H. R. Treinamento com adição de vibração na direção do encurtamento muscular: desenvolvimento de equipamento e verificação de adaptações agudas ao treinamento. **Tese de doutorado, Universidade Federal de Minas Gerais, programa de pós-graduação em engenharia mecânica**, 2009.

SILVA, H. R.; COUTO, B. P.; SZMUCHROWKI, L. A. Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, p. 1031-1036, 2008.

SILVA, N. L.; FARINATTI, P. T. V. Influência de variáveis do treinamento contra-resistência sobre a força muscular de idosos: uma revisão sistemática com ênfase nas relações dose-resposta. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 1, Janeiro/Fevereiro 2007.

SIQUIEROLI, W. A. Desenvolvimento de um sistema de geração de resistência para aparelhos de musculação e fisioterapia. **Disertação de Doutorado - Universidade Federal de Uberlândia**, Uberlândia, p. 1-130, Setembro 2007.

SIQUIEROLI, W. A.; ARAÚJO, C. A.; NETO, J. E. A.; SANTOS, S. S. Dispositivo mecânico para geração de torque resistente. **3º National Meeting of Biomechanical Engineering**, Maio 2011.

STONE, M. H.; FLECK, S. J.; TRIPPLETT, N. T.; KRAEMER, W. J. Health - and performance - related potential of resistance training. **Sports Medicine**, v. 11, p. 210-231, 1991.

STONE, M. H.; O'BRYANT, H.; GARHAMMER, J. A hypothetical model for strength training. **J. Sports Med**, v. 21, p. 342-351, 1981.

TANEDA, M.; POMPEU, J. E. Fisiologia e importância do órgão tendinoso de Golgi no controle motor normal. **Revista Neurociencias**, v. 14, n. 1, p. 37-42, 2006.

TESCH, P. A.; THORSSON, A.; ESSEN-GUSTAVSSON, B. Enzyme activities of FT and ST muscle fibers in heavy-resistance trained athletes. **Journal of Applied Physiology**, v. 67, p. 83-87, 1989.

WAKELING, J. M.; NIGG, B. M. Soft tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 539-543, 2001.

WILHELM, G.; RITTWEGER, J.; ARMBRECHT, G.; BOLZE, X.; GOWIN, W.; FELSENBERG, D. Evaluation of the long term effects of GALILEO 2000 in randomized controlled study. **Osteoporosis International**, v. 8, p. 121f, 1998.

WILLIAMS, J. Contractile apparatus and sarcoplasmic reticulum function: effects of fatigue, recovery and elevated Ca²⁺. **Journal of Applied Physiology**, v. 83, p. 439-448, 1977.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L. Fisiologia do esporte e do exercício. **Manole**, Barueri, n. 2, p. 29-49, 2001.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L. Fisiologia do esporte e do exercício. **Manole**, Barueri, n. 2, p. 52-81, 2001.

YUE, Z.; MESTER, J. A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 639-647, 2002.

CAPÍTULO IX

APÊNDICE

Apêndice 9.1 - Programa para ajustar a frequência natural utilizando a transformada de Fourier

```
clear all
close all
clc

format long g;

global fb hb
% carrega o arquivo de dados desejado

[filename, caminho] = uigetfile('*.*', 'Escolha um arquivo no do diretório
de dados...');
if filename ~= 0
    dados = load([caminho, filename]);
else
    disp('Arquivo inexistente ou corrompido');
    break;
end

d1 = 0.29;
d2 = 0.126;
d3 = 0.292;
n = 2000;
df = 0.125;
f = [df:df:n*df]';
w = 2*pi*f;
h = zeros(length(dados),1);

for i=1:length(f)
    if f(i) <= 40
```

```

TF(i) = dados(i,2);
h_i(i) = TF(i);
f_i(i) = f(i);

```

```
end
```

```
end
```

```
ii = 1;
```

```
for i = 1:length(h_i)
```

```
if f(i) >= 3 && f(i) <= 7
```

```
fb(ii) = f(i);
hb(ii) = h_i(i);
```

```
ii = ii+1;
```

```
end
```

```
end
```

```
t = 1;
```

```
for i = 1:length(hb)
```

```
if hb(i) == max(hb)
```

```
for t=(i-10):(i+10)
```

```
fb(ii) = fb(i);
hb(ii) = hb(i);
```

```
end
```

```
end
```

```
end
```

```
for j = 1:length(hb)
```

```
if hb(j) == max (hb)
```

```
fno = fb(j);
```

```
end
```

```
end
```

```
fb = fb';
hb = hb';
```

```

qo = 0.05;
ko = 17800/(d1/d2)^2;
vpo = [ko fno qo];

OPTIONS = optimset('Tolx',1e-8,'Tolfun',1e-10, ...
'MaxFunEvals',20000,'MaxIter',20000);

[vp,erro] = fminsearch('funcao',vpo,OPTIONS);
fn = vp(2);
ke = vp(1);
vp(3) = abs(vp(3));
qsi = vp(3);

for i=1:length(TF)

    h_aj(i) = 1/(vp(1)*(sqrt((1 - (f(i)/vp(2))^2)^2 +
4*vp(3)^2*(f(i)/vp(2))^2)));
end

plot(f_i,abs(h_aj),'r',f_i,h_i,'.b')
title('Ajuste da frequênci para oscilação livre com inércia do braço em
105°')
legend('Curva ajustada','Valores experimentais')
xlabel('Frequênci [Hz]')
ylabel('|A/F| [m/N/s^2]')
grid

disp('Frequênci ajustada')

disp(sprintf('fn [Hz] = %3.4f ',fn))



---


function err = frfuncb(vp)

global fb hb

nfb = length(fb);
z = zeros(nfb,1);

for i=1:nfb

z(i,1) = 1/(vp(1)*(sqrt((1 - (fb(i)/vp(2))^2)^2 +
4*vp(3)^2*(fb(i)/vp(2))^2)));
end

err = norm (z-hb);

```

Apêndice 9.2 - Programa para ajustar o fator de amortecimento utilizando o sinal de oscilação livre no tempo (utilizado para o caso sem a aplicação de força)

```

clear all
close all
clc

format long g;

global e x y

% carrega o arquivo de dados desejado

[filename, caminho] = uigetfile('*.*', 'Escolha um arquivo no do diretório
de dados...');
if filename ~= 0
    dados = load([caminho, filename]);
else
    disp('Arquivo inexistente ou corrompido');
    break;
end

e = 2.7182818;
sinal = dados(:,2);

n = 800;
f_esc = 100;
delta_f = f_esc/n;
delta_T = 1/delta_f;

T = linspace(0,delta_T,length(sinal));

j = 1;
for i=2:length(sinal)-1

    if sinal(i) > 0 && sinal(i) > sinal(i-1) && sinal(i) > sinal(i+1)

        y1(j) = sinal(i);
        x1(j) = T(i);

        j = j + 1;

    end

end

k = 1;
for i=2:length(y1)-1

    if y1(i) > y1(i-1) && y1(i) > y1(i+1)

        y(k) = y1(i);
        x(k) = x1(i);

    end

end

```

```

k = k + 1;

end

end

x = x';
y = y';

A = -2;
B = 1;
vpo = [A B];

OPTIONS = optimset('Tolx',1e-8,'Tolfun',1e-10, ...
'MaxfunEvals',20000,'MaxIter',20000);

[vp,erro] = fminsearch('equacao',vpo,OPTIONS);

for i=1:length(y)

y_aj(i) = vp(2)*e^(vp(1)*x(i));

end

figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(T,sinal)
title('Ajuste do decaimento do sinal no tempo')
axis([0 8 min(sinal)-1 max(sinal)+1])
xlabel('')
ylabel('Sinal no tempo')
grid

subplot(2,1,2)
plot(x,y,'.',x,y_aj,'r')
legend('Valores de picos','Ajuste exponencial')
xlabel('Tempo de aquisição')
ylabel('')
grid

disp('Constante de decaimento')

disp(sprintf('k = %3.4f ', vp(1)))

% DECREMENTO LOGARITMICO

n = 20;

```

```
delta = (1/n)*log(y(1)/y(n));
qsi = delta/(sqrt(4*pi^2 + delta^2))
```

```
function err = frfuncb(vp)
```

```
global x y
```

```
n = length(x);
z = zeros(n,1);
e = 2.7182818;
```

```
for i=1:n
```

```
z(i,1) = vp(2)*e^(vp(1)*x(i));
```

```
end
```

```
err = norm (z - y);
```

Apêndice 9.3 - Programa para ajustar o fator de amortecimento utilizando o sinal de oscilação livre no tempo (utilizado para o caso de aplicação de força)

```
clear all
close all
clc

format long g;

global e x y
% carrega o arquivo de dados desejado

[filename, caminho] = uigetfile('*.*', 'Escolha um arquivo no do diretório
de dados...');
if filename ~= 0
    dados = load([caminho,filename]);
else
    disp('Arquivo inexistente ou corrompido');
    break;
end

e = 2.7182818;
sinal = dados(:,1);

n = 800;
f_esc = 100;
delta_f = f_esc/n;
delta_T = 1/delta_f;

T = linspace(0,delta_T,length(sinal));
for i=2:length(sinal)-1
```

```

if sinal(i) == max(sinal)
    T_ref = T(i);
end

j = 1;
for i=2:length(sinal)-1

    if T(i) >= T_ref && T(i) <= T_ref + 20
        if sinal(i) > 0 && sinal(i) > sinal(i-1) && sinal(i) > sinal(i+1)
            y(j) = sinal(i);
            x(j) = T(i);
            j = j + 1;
        end
    end
end

x = x';
y = y';

A = -2;
B = 1;
vpo = [A B];

OPTIONS = optimset('Tolx',1e-8,'Tolfun',1e10, ...
'MaxfunEvals',20000,'MaxIter',20000);

[vp,erro] = fminsearch('equacao',vpo,OPTIONS);

for i=1:length(y)
    y_aj(i) = vp(2)*e^(vp(1)*x(i));
end

figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(T,sinal)
title('Ajuste do decaimento do sinal no tempo')
xlabel('')
ylabel('Sinal no tempo')
grid

subplot(2,1,2)
plot(x,y,'.',x,y_aj,'r')
legend('Valores de picos','Ajuste exponencial')

```

```
xlabel('Tempo de aquisição')
ylabel('')
grid

disp('Constante de decaimento')
disp(sprintf('k = %3.4f ', vp(1)))
```

```
% DECREMENTO LOGARITMICO
```

```
n = 20;
delta = (1/n)*log(y(1)/y(n));
qsi = delta/(sqrt(4*pi^2 + delta^2))
```

```
function err = frfuncb(vp)
```

```
global x y
n = length(x);
z = zeros(n,1);
e = 2.7182818;
```

```
for i=1:n
z(i,1) = vp(2)*e^(vp(1)*x(i));
end
err = norm (z - y);
```
