

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PRODUÇÃO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO  
COMPUTADORIZADO DE MOVIMENTAÇÃO PASSIVA  
CONTÍNUA PARA COTOVELO E ANTEBRAÇO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Aline Marian Callegaro**

**Santa Maria, RS, Brasil  
2010**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO  
COMPUTADORIZADO DE MOVIMENTAÇÃO PASSIVA  
CONTÍNUA PARA COTOVELO E ANTEBRAÇO**

**por**

**Aline Marian Callegaro**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Área de Concentração Gerência da Produção, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Engenharia de Produção**.

**Orientador: Prof. Dr. Alexandre Dias da Silva**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2010**

**Universidade Federal de Santa Maria  
Centro de Tecnologia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,  
aprova a Dissertação de Mestrado

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO  
COMPUTADORIZADO DE MOVIMENTAÇÃO PASSIVA  
CONTÍNUA PARA COTOVELO E ANTEBRAÇO**

elaborada por  
**Aline Marian Callegaro**

como requisito parcial para obtenção do grau de  
**Mestre em Engenharia de Produção**

**Comissão Examinadora**

**Alexandre Dias da Silva, Dr.**  
(Presidente/Orientador)

**Inácio da Fontoura Limberger, Dr.**  
(Co-Orientador)

**Carlos Bolli Mota, Dr. (UFSM)**

**Melissa Medeiros Braz, Dr<sup>a</sup>. (UNIFRA)**

Santa Maria, 05 de julho de 2010.

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais, os quais forneceram todo o suporte para que chegasse até este momento, mostrando-me princípios como honestidade, dedicação, persistência, responsabilidade e amor à vida. Aos meus irmãos e meu namorado que estão sempre do meu lado durante as etapas difíceis. Em especial aos mestres que acreditaram na potencialidade deste trabalho e oportunizaram sua realização.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a Universidade Federal de Santa Maria, à qual devo minha formação e conhecimento adquirido. Ao meu orientador Prof. Dr. Alexandre Dias da Silva que pacientemente sempre estava disponível aos meus questionamentos, sendo exemplo de profissional.

Ao professor Inácio da Fontoura Limberger, co-orientador deste trabalho. Aos acadêmicos da Engenharia Mecânica César Halberstadt da Rosa, que desenhou o protótipo e programou o *software* desenvolvido e Rodrigo Menegon que, juntamente com a equipe do NAFA – Núcleo de Automação e Processos de Fabricação auxiliaram na construção do equipamento e desenvolvimento do projeto. À banca que participa com grande importância para a qualificação desta dissertação.

Agradeço também ao Departamento de Fisioterapia, em especial a Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Marisa Pereira Gonçalves, que sempre colaborou para a realização deste trabalho, auxiliando com seu conhecimento. Aos professores Dr. Jadir Camargo Lemos e Dr. Jéfferson Potiguara de Moraes por permitirem e colaborarem com a realização das docências orientadas e, aos professores do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção que auxiliaram, abrindo espaço a questionamentos.

Agradeço também aos fisioterapeutas e médicos da cidade de Santa Maria e Porto Alegre que participaram das entrevistas realizadas para coletar informações pertinentes à realização desta pesquisa. A todos que de alguma forma colaboraram para a realização deste trabalho intelectual ou tecnicamente: secretários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, aos colegas do programa, professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Enfim, meu especial agradecimento à minha família e meu namorado que sempre me incentivaram e apoiaram, aceitando os momentos de minha ausência.

“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original.”  
(Albert Einstein)

## RESUMO

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção  
Universidade Federal de Santa Maria

### **DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO COMPUTADORIZADO DE MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA PARA COTOVELO E ANTEBRAÇO**

AUTORA: Aline Marian Callegaro  
ORIENTADOR: Alexandre Dias da Silva

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 05 de julho de 2010.

Neste trabalho é demonstrado o desenvolvimento de um novo princípio de operação para equipamentos de movimentação passiva contínua (CPM) para cotovelo e antebraço. Foram integrados conhecimentos de Fisioterapia e Engenharia de Produção para construir um protótipo de um equipamento de CPM que possibilite a programação de variadas sequências de movimentos passivos do cotovelo e antebraço por meio de técnicas empregadas em equipamentos com Comando Numérico Computadorizado (CNC). Foi realizado o projeto conceitual da mecânica do protótipo, sua posterior construção e desenvolvido um programa para especificar os princípios de operação do equipamento. O CPM Computadorizado possibilita os movimentos passivos independentes ou sincronizados em dois eixos: flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço. Possui motores de passo, conectados a um microcomputador por meio de *driveres*. Os motores são comandados por um *software* controle comercial de máquina CNC. A linguagem lida e interpretada por este programa é gerada por outro *software*, o qual foi desenvolvido para este equipamento, visando facilitar a utilização pelo fisioterapeuta. Ele disponibiliza, em linguagem acessível ao profissional da área, a inserção de variáveis como tempo e ângulo, com as quais calcula automaticamente a velocidade de movimento. Os dados inseridos no programa são salvos e geram um arquivo texto com linguagem CNC padronizada reconhecida pelo programa controle. As sequências de movimentos são criadas pelo fisioterapeuta e adaptadas aos pacientes, de acordo com os objetivos do tratamento e as características individuais. O *software* controle proporciona também uma avaliação passiva da amplitude de movimento (ADM) da flexão/extensão e pronação/supinação e os dados de cada paciente podem ser armazenados para acompanhamento da evolução e possível reutilização. Com base no que foi realizado, é possível afirmar que este princípio de operação pode ser empregado em equipamentos de CPM e o *software* desenvolvido pode ser utilizado em qualquer máquina deste tipo com princípio de operação CNC, onde exista a disponibilidade de dois eixos de movimentos. Esta técnica ainda pode ser utilizada em outros equipamentos específicos da área da saúde.

Palavras-chave: movimentação passiva contínua; cotovelo; antebraço; comando numérico computadorizado.

# **ABSTRACT**

Master Dissertation  
Production Engineering Post Graduation Program  
Federal University of Santa Maria

## **DEVELOPMENT OF A COMPUTERIZED EQUIPMENT FOR CONTINUOUS PASSIVE MOTION OF ELBOW AND FOREARM**

AUTHOR: Aline Marian Callegaro  
ADVISOR: Alexandre Dias da Silva

Date and Location of Defense: Santa Maria, July 5<sup>th</sup> 2010.

This research demonstrates the development of a new principle of operation for elbow and forearm continuous passive motion (CPM) equipment. For that were integrated knowledges of Physical Therapy and Production Engineering to make a prototype of a CPM device for the purpose of enabling the programming of various sequences of passive movements of elbow and forearm by means of computerized numerical control (CNC). The conceptual design of prototype mechanical equipment was carried out, as well as the construction and development of a program to specify the principles of operation of the equipment. Computerized CPM allows the independent or synchronized passive movements on two axes: elbow flexion/extension and forearm pronation/supination. The prototype has stepper motors connected to a microcomputer by means of drivers. The motors are controlled by commercial CNC machine software control. The language read and interpreted by this program is generated by other software, this was developed for this equipment to facilitate its use by the Physical Therapists. It has language accessible to this professionals and it allows the insertion of such variables as time and angle. The software calculates the speed of movement with these variables automatically. Data entered into the program are saved and generate a text file with standard CNC language, which is recognized by the program control. The sequences of movements are created by Physical Therapist and adapted to patients according to treatment goals and the individual characteristics. The control software also provides the flexion/extension and pronation/supination range of motion (ROM) passive evaluation, the data of each patient can be stored for monitoring progress and possible reuse. Based on what was done, we can assert that this operating principle can be used in CPM device, the software developed can be used on any machine of this type with CNC principle of operation and if them have the availability of two axes of movement. This technique can be used to other equipments specific to the health area.

Keywords: continuous passive motion; Physical Therapy; elbow; forearm; computerized numerical control.



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Ossos que formam a articulação do cotovelo (NETTER, 2008).....	21
FIGURA 2	– Ilustração dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço (WECKER, AULA DE ANATOMIA®).....	22
FIGURA 3	– Aparelho motorizado para articulações humanas ou artificiais que pode ser usado como CPM para o cotovelo (SINGER; TRICKEY, 1993).....	30
FIGURA 4	– Desenho esquemático do CPM desenvolvido por Mazzer (2001)....	32
FIGURA 5	– Dispositivo de movimentação terapêutica patenteado por Culhane et al (2001, 2006).....	33
FIGURA 6	– Dispositivo portátil para a reabilitação do cotovelo (MAVROIDIS et al 2005).....	34
FIGURA 7	– Gráfico de ganho de mobilidade no arco máximo (SPERB, 2006)...	39
FIGURA 8	– Gráfico de ganho de mobilidade oscilatória (SPERB, 2006).....	39
FIGURA 9	– Gráfico de ganho de mobilidade progressivo com relaxamento (SPERB, 2006).....	40
FIGURA 10	– Gráfico de ganho de mobilidade com relaxamento em ADM sustentada (SPERB, 2006).....	40
FIGURA 11	– Gráfico de ganho de mobilidade com arco sustentado (SPERB, 2006).....	41
FIGURA 12	– Gráfico de ganho de mobilidade com arco sustentado progressivo (SPERB, 2006).....	41

FIGURA 13	– Exemplos das amplitudes de flexão/extensão do cotovelo e de pronação/supinação do antebraço realizadas por um equipamento CPM comercial (CHATTANOOGA, 2009).....	54
FIGURA 14	– Operação do CPM Computadorizado.....	55
FIGURA 15	– <i>Layout</i> do <i>software</i> Mach3.....	57
FIGURA 16	– Configuração de ajuste do motor.....	58
FIGURA 17	– Fluxograma do sistema de funcionamento do CPM Computadorizado.....	59
FIGURA 18	– Desenho detalhado do CPM para Cotovelo e Antebraço.....	63
FIGURA 19	– Conjunto responsável pelo acionamento dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo.....	64
FIGURA 20	– 1: Protótipo do Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço; 2: braço posicionado no CPM.....	65
FIGURA 21	– Sistema de acionamento do CPM Computadorizado.....	67
FIGURA 22	– Sistema de transmissão da rotação do motor ao eixo de movimento de flexão/extensão.....	68
FIGURA 23	– <i>Layout</i> do programa.....	70
FIGURA 24	– Programa CNC gerado em .txt.....	72
FIGURA 25	– Oscilações de ampla amplitude de flexão/extensão do cotovelo.....	74
FIGURA 26	– Representação gráfica no Mach3 das oscilações de ampla amplitude de flexão/extensão do cotovelo.....	75
FIGURA 27	– Exemplo de oscilações de ampla amplitude de flexão/extensão do cotovelo com programa CNC gerado em pulsos.....	76
FIGURA 28	– Exemplo de oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular de pronação do antebraço.....	77
FIGURA 29	– Representação gráfica no Mach3 das oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular de pronação do antebraço.....	78
FIGURA 30	– Exemplo de oscilações de pequena amplitude e ganho progressivo de ADM.....	79
FIGURA 31	– Representação gráfica no Mach3 do exemplo de oscilações de pequena amplitude e ganho progressivo de ADM.....	81

FIGURA 32 – Exemplo de oscilações para ganho de mobilidade com arco sustentado e arco sustentado progressivo.....	82
FIGURA 33 – Representação gráfica do código G no Mach3 da sequência de oscilações para ganho de mobilidade com arco sustentado e arco sustentado progressivo.....	84
FIGURA 34 – Repetição da sequências de movimentos do exemplo de oscilações para ganho de mobilidade com arco sustentado e arco sustentado progressivo.....	85
FIGURA 35 – Exemplo de avaliação passiva de flexão do cotovelo.....	86

## LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Principais funções padronizadas dos códigos G (Melo; Oliveira, 1999).....	37
QUADRO 2 – Equipamentos de CPM para cotovelo e antebraço disponíveis no mercado e suas especificações.....	44
QUADRO 3 – Pesquisa com fisioterapeutas e médicos.....	45
QUADRO 4 – Conversão dos requisitos do usuário/cliente em requisitos técnicos do projeto do CPM Computadorizado.....	46
QUADRO 5 – Funções e/ou parâmetros do problema e princípios alternativos para cada operação ou parâmetro.....	48
QUADRO 6 – Comparação entre servomotor, inversor de frequência e motor de passo.....	52
QUADRO 7 – Concepções alternativas.....	53

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Médias dos valores obtidos em 100 membros superiores.....	55
TABELA 2	– Especificações dos motores de passo.....	66

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ADM – Amplitude de movimento

BMP – *Device Independent Bitmap*

CAD – *Computer Aided Design*

CAM – *Computer Aided Manufacturing*

cm – Centímetros

CNC – Comando Numérico Computadorizado

CPM – *Continuous Passive Motion*

C1 – Constante 1

C2 – Constante 2

C3 – Constante 3

DC – *Direct current*

DIN – *Deutsches Institut für Normung e.V*

Dr. – Doutor

Dr<sup>a</sup>. – Doutora

DXF – *Data Exchange Format*

EMC – *Enhanced Machine Control*

F/E – Flexão/extensão

ISO – *International Organization for Standardization*

kgf.cm – quilograma força centímetro

Lisp - Lista de processos

mm – Milímetros

mm/min – Milímetros por minuto

NAFA – Núcleo de Automação e Processos de Fabricação

NBR – Denominação de norma da ABNT

Prof. – Professor

Prof<sup>a</sup>. – Professora

P/S – Pronação/supinação

P1 – Polia 1

P2 – Polia 2

P3 – Polia 3

P4 – Polia 4

RS – Rio Grande do Sul

Txt – Arquivo texto comum

UFSM – Universidade Federal de Santa Maria

UNIFRA – Centro Universitário Franciscano

USB – *Universal Serial Bus*

°/min – Graus por minuto

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>1.1 Objetivos</b> .....	18
1.1.1 Objetivo geral.....	18
1.1.2 Objetivos específicos.....	18
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	19
<b>2.1 Fisioterapia e Engenharia de Produção</b> .....	19
<b>2.2 Fisioterapia na reabilitação do cotovelo</b> .....	20
2.2.1 Anatomia e biomecânica do cotovelo.....	21
2.2.2 Patologias do cotovelo.....	23
2.2.3 Avaliação do cotovelo.....	24
2.2.4 Movimento passivo contínuo no tratamento do cotovelo.....	25
<b>2.3 Tecnologias computadorizadas em fisioterapia</b> .....	29
<b>2.4 Estado da arte dos equipamentos de CPM</b> .....	30
<b>2.5 Tecnologia CNC</b> .....	36
<b>2.6 Programas de sequências de movimentos passivos contínuos</b> .....	38
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	42
<b>3.1 Projeto do CPM Computadorizado</b> .....	42
3.1.1 Planejamento do projeto.....	42
3.1.2 Projeto conceitual.....	53



3.1.2.1 Seleção da concepção.....	54
<b>3.2 Controle microcomputadorizado.....</b>	<b>56</b>
<b>3.3 Geração do programa CNC.....</b>	<b>60</b>
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>62</b>
<b>4.1 Projeto detalhado.....</b>	<b>62</b>
<b>4.2 Protótipo.....</b>	<b>65</b>
<b>4.3 Geração automática do programa CNC.....</b>	<b>69</b>
<b>4.4 Exemplos de operação do CPM Computadorizado.....</b>	<b>72</b>
4.4.1 Oscilações de ampla amplitude.....	73
4.4.2 Oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular.....	76
4.4.3 Oscilações de pequena amplitude e ganho progressivo de ADM.....	79
4.4.4 Oscilações com arco sustentado e com arco sustentado progressivo: repetição da sequência de movimentos.....	82
<b>4.5 Avaliação da ADM passiva.....</b>	<b>86</b>
<b>4.6 Análise dos resultados.....</b>	<b>87</b>
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>89</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>90</b>

# 1 INTRODUÇÃO

O cotovelo e antebraço são acometidos freqüentemente por traumas que podem causar fraturas, as quais correspondem a 45% de todas as fraturas e a 65% das de membros superiores (PEREIRA JÚNIOR; GONÇALVES, 2006). Os traumas podem levar a seqüelas como: modificação do ângulo de carga (varo ou valgo); rigidez de movimentos, principalmente após imobilizações prolongadas ou outras deformidades mais complexas.

O fisioterapeuta trabalha na reabilitação destas injúrias com ênfase no movimento e na função, prevenindo, tratando e recuperando disfunções e doenças. Logo, cabe a este profissional restaurar a função plena e o retorno mais rápido possível do paciente as suas atividades laborais, sociais, esportivas e de lazer.

A fisioterapia faz uso de uma modalidade terapêutica de exercício passivo, o movimento passivo contínuo, para reabilitar e acelerar o processo de recuperação do cotovelo e antebraço. Esta modalidade é aplicada por um equipamento de movimentação passiva contínua (CPM – do inglês *continuous passive motion*) na reabilitação pós-operatória, pós-trauma de lesões articulares e na cicatrização avascular da cartilagem.

De acordo com pesquisas bibliográficas, bancos de patentes e mercado, foi observado que os equipamentos de CPM para cotovelo e antebraço apresentam a possibilidade do controle da velocidade e amplitude de movimento; são programáveis, porém não possuem flexibilidade para o planejamento de variações dos parâmetros do tratamento para uma seqüência de movimentos.

Nesta dissertação é demonstrado o desenvolvimento de um novo princípio de operação destes equipamentos, visando a utilização de um programa de computador para operar a máquina segundo os princípios da tecnologia de Comando Numérico Computadorizado (CNC). O sistema deve possibilitar ao fisioterapeuta trabalhar com variadas opções de seqüências programadas de movimentos de acordo com os objetivos do tratamento. Para isso, são integrados conhecimentos de Fisioterapia e Engenharia de Produção para desenvolver um inovador protótipo de Equipamento de

CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço que possa auxiliar o fisioterapeuta na reabilitação de pacientes.

## **1.1 Objetivos**

### 1.1.1 Objetivo geral

Propor uma técnica de operação a um protótipo de equipamento de CPM comandado por computador com a finalidade de possibilitar pré-programações de variadas sequências de movimentos, permitindo a execução automática dos movimentos passivos do cotovelo e antebraço.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- Realizar o projeto conceitual da mecânica do equipamento.
- Produzir um protótipo.
- Utilizar tecnologia CNC para controlar a máquina.
- Desenvolver um *software* para programar o equipamento.

## **2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

A revisão bibliográfica mostra o embasamento teórico pertinente ao entendimento da realização deste trabalho. São apresentados conhecimentos da área de Fisioterapia e de Engenharia de Produção, assim como automação de equipamentos, interligando as áreas e justificando a idéia.

### **2.1 Fisioterapia e Engenharia de Produção**

Segundo o Conselho Regional de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (2004) e *American Physical Therapy Association* (2001), a fisioterapia é a ciência da saúde que estuda, previne e trata os distúrbios cinéticos funcionais intercorrentes em órgãos e sistemas do corpo humano, gerados por alterações genéticas, traumas e doenças adquiridas. O profissional avalia, reavalia e determina as condições de alta do seu paciente.

O Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (2008) explica que a fisioterapia fundamenta suas ações em mecanismos terapêuticos próprios, sistematizados pelos estudos da Biologia, Ciências Morfológicas, Ciências Fisiológicas, Patologias de órgãos e sistemas do corpo humano, Bioquímica, Biofísica, Biomecânica, Cinesilogia, Sinergia Funcional e disciplinas comportamentais e sociais.

O Conselho determina ainda que dentre as atribuições profissionais da fisioterapia, encontra-se a industrialização e comercialização de equipamentos e produtos. Sendo que o fisioterapeuta pode desenvolver/projetar protótipos de produtos de interesse do próprio fisioterapeuta e/ou da fisioterapia; desenvolver e avaliar a utilização destes produtos no meio social; elaborar manual de especificações; promover a qualidade e o desempenho dos produtos; coordenar e supervisionar as demonstrações técnicas do produto junto aos profissionais fisioterapeutas; assessorar tecnicamente a produção; supervisionar e coordenar a apresentação do produto em

feiras e eventos; desenvolver material de apoio para treinamento; participar de equipes multiprofissionais responsáveis pelo desenvolvimento dos produtos, pelo seu controle de qualidade e análise de seu desenvolvimento e risco sanitário.

Cayres et al (2005) afirmam que a aplicação de projetos multidisciplinares que unem engenharias e áreas de saúde, relacionados ao desenvolvimento de produtos é crescente em todo o mundo. Estes projetos visam o tratamento de diversas patologias de forma mais ágil e eficaz.

Segundo Garcia (2002), existe a possibilidade e é válida a busca por conhecimento tanto para crescimento pessoal quanto profissional fora das fronteiras da área da saúde. Desta forma, atualmente os fisioterapeutas, dentre outros profissionais da saúde, acorrem a cursos de Pós-Graduação em Engenharia de Produção. Esta é caracterizada pela interdisciplinaridade e possibilita a diferentes profissionais a aproximação a uma gama de temas de interesse geral, tais como gestão, qualidade, produtividade e atividades projetuais. A Engenharia de Produção se dedica ao projeto e gerência de sistemas que envolvem pessoas, materiais, equipamentos e o ambiente. Além disso, a Associação Brasileira de Engenharia de Produção (2000) ressalta que ela está associada às engenharias tradicionais, porém é a mais abrangente e engloba um conjunto maior de conhecimentos e habilidades

## **2.2 Fisioterapia na reabilitação do cotovelo**

O fisioterapeuta é o profissional que cuida da saúde das pessoas com ênfase no movimento e na função (BARROS, 2003). É papel do fisioterapeuta, trabalhar a restauração da função plena e o retorno mais rápido possível do paciente a suas atividades laborais, sociais, esportivas e de lazer, sendo estas, as finalidades principais do tratamento fisioterapêutico nos membros superiores (HEBERT et al, 2003).

O conhecimento da anatomia e biomecânica é essencial para a compreensão dos locais potenciais e possíveis etiologias para as patologias do cotovelo, assim como para o diagnóstico e tratamento das mesmas (ALCID et al, 2004).

### 2.2.1 Anatomia e biomecânica do cotovelo

O cotovelo é a articulação intermediária do membro superior que realiza conexão mecânica entre o segmento proximal (braço) e o distal (antebraço). Esta articulação permite que o antebraço e a mão aproximem ou afastem do corpo, permitindo que o ser humano leve os alimentos à boca (KAPANDJI, 2007).

O cotovelo é constituído pela extremidade distal do úmero e proximal do rádio e ulna (Figura 1) que formam as articulações entre o capítulo e a cabeça do rádio, entre a tróclea e a incisura troclear da ulna e entre a articulação radioulnar proximal, mantidas em contato por ligamentos (VOLPON, 1996) e músculos (ALCID et al, 2004). Miyasaka (1999) e Alcid et al (2004) explicam que o cotovelo possui três articulações envoltas por uma cápsula articular: ulnovertebral (entre a ulna e o úmero), radioulnar proximal (entre o rádio e o úmero) e radioulnar distal (entre o rádio e a ulna) e possui dois graus de liberdade de movimento: flexão/extensão e pronação/supinação (Figura 2). As articulações radioulnar proximal e ulnovertebral possibilitam os movimentos de flexão/extensão do cotovelo e, a articulação radioulnar proximal juntamente com a radioulnar distal são responsáveis pela pronação/supinação do antebraço.

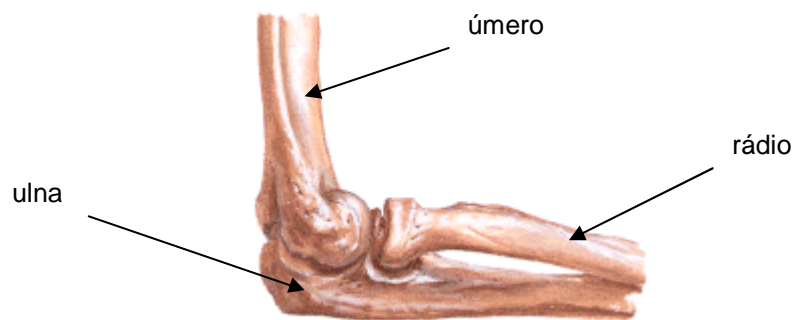


Figura 1 – Ossos que formam a articulação do cotovelo (NETTER, 2008).

É importante ressaltar que os movimentos de pronação/supinação são originados no cotovelo, prolongam-se pelo antebraço e atuam na mão (VOLPON, 1996), o que

atribui à articulação radioulnar distal uma função indispensável para a realização destes movimentos. Ela atua juntamente com a articulação radioulnar proximal e ambas funcionam como se fossem uma só (PRENTICE; VOIGHT, 2003).

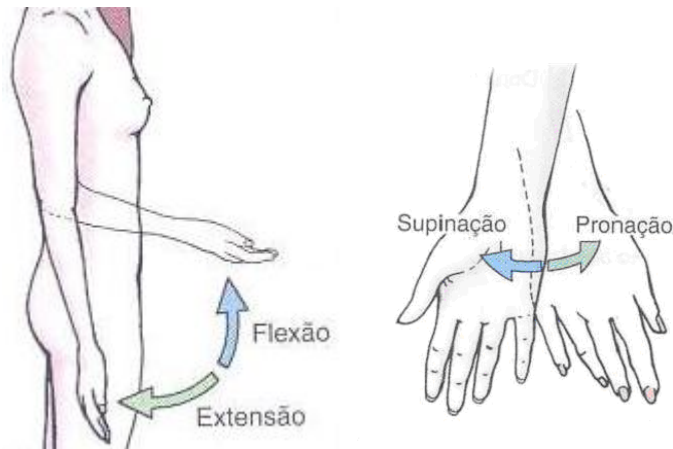


Figura 2 – Ilustração dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço (WECKER, AULA DE ANATOMIA®).

Kapandji (2007) explica que a flexão do cotovelo é o movimento que leva o antebraço para frente, de modo que a face anterior do antebraço se encontra com a face anterior do braço (Figura 2). A amplitude de flexão varia de  $140^{\circ}$  -  $145^{\circ}$  ativa a  $160^{\circ}$  passivamente. Já a extensão fisiológica possui amplitude zero, com exceção dos indivíduos que apresentam frouxidão ligamentar. Desta forma a posição de referência é o cotovelo estendido completamente, o eixo do antebraço está situado no eixo do braço. A pronação e a supinação (Figura 2) que ocorrem na articulação radioulnar proximal, apresentam como principal movimento a rotação da cabeça do rádio no interior do anel osteofibroso formado pelo ligamento anular e incisura radial. Enquanto isso ocorre na articulação radioulnar distal o movimento de translação da extremidade inferior do rádio ao redor da ulna. A amplitude de supinação é de  $90^{\circ}$  e a de pronação é de  $85^{\circ}$ , ou segundo Kendall et al (1995) é de  $90^{\circ}$ .

### 2.2.2 Patologias do cotovelo

Certas atividades expõem o cotovelo ao estresse, o que pode levar a lesão traumática ou por esforço repetitivo. A devida combinação, entre as estruturas ósseas articulares e os tecidos moles, é essencial para a estabilidade do cotovelo e do complexo cinemático (ALCID et al, 2004).

Volpon (1996) afirma que as patologias mais freqüentes de cotovelo são as traumáticas, principalmente na criança, as quais podem levar a seqüelas como modificação do ângulo de carga (varô ou valgo) ou deformidades mais complexas. Outra seqüela relativamente freqüente é a rigidez de movimentos que se instala, principalmente, após imobilizações prolongadas.

De acordo com Pereira Júnior; Gonçalves (2006) as fraturas dos ossos do antebraço são bastante comuns em crianças e adolescentes e elas correspondem a 45% de todas as fraturas e a 65% das de membros superiores. A consolidação depende de vários fatores, e geralmente ocasiona limitações funcionais devido às características anatômicas do cotovelo.

Todas estas estruturas envolvidas no cotovelo e antebraço podem sofrer lesões. Lech et al (1998) afirmam que lesões ligamentares do cotovelo, associadas ou não a fraturas e arrancamentos capsulares, são traumatismos freqüentes nas luxações traumáticas ocorridas nos esportes ou acidentes devido à queda ao solo. Os esportes que envolvem arremesso ou que simplesmente envolvem os membros superiores como tênis e natação, as quedas ao solo, freqüentes na prática de muitos esportes e nos acidentes cotidianos, são causas de lesões ligamentares do cotovelo.

Dentre outras patologias, pode-se citar também a epicondilite do cotovelo que é capaz de se manifestar a partir da adolescência até idades avançadas, com pico de incidência nos grupos etários entre 35 e 50 anos e em indivíduos que executam movimentos crônicos de repetição no cotovelo, como torneiros mecânicos, carpinteiros, nos esporte de arremesso e jogadores de tênis (ZOPPI FILHO et al, 2004). Também as fraturas do epicôndilo lateral representam 11,5% das fraturas do cotovelo em crianças e adolescentes (LEE et al, 2005).



Lima et al (2007) demonstraram em seu estudo que somente uma semana de imobilização é suficiente para provocar significativas alterações musculares, sugerindo portanto, a reabilitação em músculos submetidos à imobilização a curto prazo.

### 2.2.3 Avaliação do cotovelo

De acordo com Durward et al (2001), a análise do movimento humano, baseado na ciência da reabilitação, permite determinar as complexas relações entre limitações funcionais e incapacidades com a capacidade funcional. Através da definição das relações entre o normal (movimento funcional) e as alterações (incapacidades e limitações funcionais) é possível desenvolver estudos visando aperfeiçoar a eficácia das diferentes estratégias de reabilitação atuais. Também se permite maior certeza na escolha da técnica de tratamento ou avaliação empregada.

Marques (1997 apud Barreiro et al 2003) ressalta ainda que a análise dos movimentos é essencial no início, durante e no final do tratamento, pois ela permite fazer comparações, comunicar os resultados a outros profissionais e até mesmo avaliar se o tratamento proposto foi eficaz. Para tanto é necessário utilizar formas de avaliações padronizadas e um registro cuidadoso dos dados obtidos. Além disso, de acordo com Venturini et al (2006), os instrumentos utilizados para esta finalidade devem ser e apresentar medidas confiáveis.

A mensuração da amplitude articular pode ser realizada pela goniometria, método mais utilizado na clínica fisioterapêutica (SACCO et al, 2007; ARAÚJO, 2000). Chaves et al (2008) afirmam que o goniômetro universal e o flexímetro se destacam como alternativas simples para a mensuração da amplitude de movimento (ADM), de ampla utilização e baixo custo. Porém é necessária atenção, porque a realização destas técnicas, a colaboração do voluntário e a capacidade de entendimento do procedimento podem comprometer os dados obtidos.

O mesmo autor explica que, além destes equipamentos mais simples, com o avanço tecnológico, foram desenvolvidos outros mais evoluídos para a avaliação da

ADM. Entretanto, eles são cada vez mais complexos, de uso específico a apenas um segmento, o custo é elevado, logo são pouco acessíveis à prática clínica.

Um dispositivo computadorizado que substitui os goniômetros universais foi produzido por Barreiro et al (2003). O aparelho é composto de hastes de alumínio ligadas a sensores óticos (*encoders*) que medem os ângulos e registram os resultados no computador. A posição do dispositivo, que é avaliada no início do procedimento por uma interface com o usuário, permanece a mesma durante toda a mensuração, evitando os erros decorrentes de mudanças de colocação do goniômetro manual.

Neste contexto, cabe salientar que existe diferença entre a ADM ativa e passiva e, ambas podem ser avaliadas, sendo que esta independe da força e depende somente da mobilidade (ARAÚJO, 2000). A avaliação dos movimentos passivos, ou seja, quantidade de movimento realizada sem o auxílio do indivíduo fornece ao fisioterapeuta a informação sobre a integridade das superfícies articulares e a extensibilidade dos tecidos moles. Durante esta avaliação é possível observar a presença de dor, restrição de movimento (CLARKSON, 2000) e o tipo de limitação: rígida ou flexível, dolorosa ou não. Com isso são avaliados os tecidos envolvidos na reprodução dos sintomas e se direciona o tratamento ao alívio da dor ou ganho de ADM (SPERB, 2006).

O mesmo autor explica que a qualidade da dor permite determinar o estágio de recuperação e as técnicas que podem ser utilizadas.

- Dor antes da limitação tecidual – inibir a dor e preservar a ADM.
- Dor ao mesmo tempo da limitação tecidual – alongamento gradual, cuidando para não exacerbar a dor e lesar o tecido em cicatrização.
- Dor após limitação funcional – pode ser alongado o tecido cápsulo-ligamentar ou periarticular retraído com técnicas de mobilização.

#### 2.2.4 Movimento passivo contínuo no tratamento do cotovelo

Movimento passivo pela definição é um movimento produzido por uma força externa, o qual é realizado numa articulação, parte do corpo, ou tecido, partindo de um

espectro de completa imobilização para o movimento contínuo, ininterrupto (JENSEN, 1999). Baseado nisto, existe o movimento passivo contínuo, o qual, de acordo com Hebert et al (2003), é uma modalidade terapêutica que, indicada corretamente e utilizada dentro de uma ADM segura, ajuda na redução do edema, no ganho de ADM no pós-operatório, no pós-trauma de lesões articulares e na cicatrização avascular da cartilagem. Os exercícios precoces controlados para a área lesada após fratura ou luxação do cotovelo estimulam a produção de líquido sinovial, importante para a nutrição e cicatrização da cartilagem, evitando a artrose pós-traumática. Além disso, eles diminuem o risco de encurtamentos e contraturas dos tecidos moles, prevenindo a contratura articular do cotovelo, sem ocasionar dor e estresse ao tecido em cicatrização.

Observações clínicas revelam a deteriorização articular e de tecidos adjacentes como efeitos da prolongada imobilização, assim como demonstram os benefícios do movimento passivo precoce, em contrapartida aos da imobilização prolongada de articulações lesionadas. A movimentação da coluna e das extremidades do indivíduo paraplégico ou quadriplégico reduz a suscetibilidade à necrose, úlceras de pressão, resultados de imobilizações prolongadas (JENSEN, 1999).

Karolczak (2006) acrescenta que a imobilização em seres humanos causa alterações musculares como diminuição da área da fibra muscular com conseqüente redução da capacidade de produção de força e alteração no percentual de fibras predominantes, aumentando o número de fibras de contração rápida. Isto gera implicações funcionais em relação às propriedades mecânicas do músculo e à capacidade deste resistir à fadiga.

Saringer; Culhane (1999, 2005) e Culhane et al. (2001, 2006) afirmam que nos últimos anos, está se tornando evidente a reabilitação e tratamento de acometimentos articulares e tecidos moles adjacentes pela CPM aplicada na articulação envolvida. A CPM é controlada e não requer qualquer coordenação muscular, maximizando a recuperação e, por não fatigar a musculatura, possibilita a manutenção do movimento por mais tempo.

O aumento do uso de procedimentos cirúrgicos artroscópicos para reparação de articulações e lesões de tecidos moles requer tratamento de reabilitação imediatamente após a cirurgia, principalmente quando a articulação ou tecidos moles adjacentes está

associada ao cotovelo. O objetivo da reabilitação é restaurar assim que possível a ADM total da articulação envolvida. Para isso se faz necessário o movimento controlado do braço sem carga ou exercício de força no cotovelo. Enquanto o paciente não realiza o movimento ativamente, este pode ser realizado por equipamentos de CPM (MASON; HOWARD, 2004, 2006).

Culhane et al (2001, 2006) afirmam que a reabilitação das lesões do cotovelo e antebraço é complexa, pois além do tempo envolvido, muitas vezes é desafiada pela mobilidade, geometria complexa e grandes tensões em torno da articulação.

Aumentar a ADM é o primeiro passo da completa recuperação. Isto é conquistado através do movimento passivo aplicado com o equipamento de CPM. Infelizmente os atuais frequentemente envolvem complicadas montagens, não são portáteis e são ineficientes, em relação à sua inabilidade de reconhecer o aumento da ADM. O equipamento deve ser continuamente monitorado e manualmente zerado para fornecer um aumento de amplitude. Uma preocupação relatada é a possibilidade de forçar o braço do paciente, ultrapassar sua ADM permitida e causar danos à articulação, por isso o equipamento deve aumentar a amplitude em pequenos incrementos (MAVROIDS et al, 2005).

Outro fator importante é que os equipamentos de CPM devem proporcionar um bom alinhamento das partes correspondentes à articulação em tratamento, para prevenir desconforto e possíveis lesões (SIEBER, 2009). Além disso, Hotchkiss et al (1992) afirmam que estes aparelhos normalmente não possibilitam os movimentos chegarem aos extremos da ADM fisiológica, as quais são as áreas de maior necessidade.

Estudos demonstram a utilização da CPM com sucesso para reabilitar traumas de cotovelos e processos de reconstituição, sendo que seus princípios são aplicados e facilmente aparentes nos protocolos padrões de reabilitação do cotovelo. A atenção está centrada na prevenção do acúmulo inicial ou tardio de fluido no interstício periarticular. Além disso, a CPM corretamente aplicada durante os dois primeiros estágios da rigidez (hemorragia e edema) bombeia o sangue e o edema da articulação e tecidos periarticulares, permitindo a manutenção da flexibilidade dos tecidos moles. Deste modo, pode-se afirmar que a CPM é efetiva na prevenção de rigidez se o

movimento completo é aplicado imediatamente após a cirurgia e mantido até que o edema limitador da completa movimentação da articulação não se forme mais (O'DRISCOLL; GIORI, 2000).

Mazzer (2001) explica que a técnica de reabilitação de CPM é um excelente recurso para o tratamento da contratura em flexão após liberação cirúrgica, na presença da rigidez pós-traumática decorrente de fraturas e luxações, na presença de aderências e resolução de edema no cotovelo durante o processo de cicatrização. O que está de acordo com a afirmação de Breen et al, já em 1988, de que o movimento passivo contínuo é recomendado como um adjuvante para contraturas em flexão do cotovelo.

Hase et al (1988 apud Yamamoto et al, 2003) relataram que a máxima ADM foi alcançada mais rapidamente em pacientes que usaram a CPM imediatamente após a artrólise, comparados àqueles que utilizaram CPM após 10 a 14 dias de imobilização com tala. Logo, os autores afirmam estarem empregando a terapia pós-operatória para aumentar a ADM utilizando a CPM imediatamente após remoção do dreno. Takayama et al (1999 apud Yamamoto et al, 2003) ressaltam que o uso de CPM torna possível alcançar uma ADM, semelhante ao que foi atingida durante a artrólise, com média de apenas duas semanas de pós-operatório.

Blanchard et al (2001) explicam ainda que a aplicação de movimento passivo contínuo numa articulação após um período de imobilização, lesão, cirurgia ou semelhante, tem mostrado que reduz a dor pós-operatória, decresce o número de adesões, atrofia dos músculos que suportam a articulação, promovendo uma recuperação mais rápida, melhorando a ADM em período mais curto e reduzindo o risco de trombose venosa profunda e osteopenia pós-traumática. De acordo com Ladd (2006), o movimento passivo também pode ser utilizado para tratamento de outras desordens osteoarticulares, como artrite e distrofia muscular. Portanto, segundo Ou et al (2004); Ou et al (2006) clinicamente a CPM reduz o tempo de internação hospitalar.

### 2.3 Tecnologias computadorizadas em fisioterapia

A competitividade acirrada, a necessidade de um bom posicionamento no mercado e a busca pela qualidade de vida no trabalho e, conseqüente, na produtividade tem levado as organizações a investirem em tecnologia (PRATES, 2007). A busca por aumento de produtividade, da eficácia e da eficiência é condição básica para o crescimento de qualquer empresa (MOREIRA et al, 2002).

O setor da saúde, principalmente nos últimos vinte anos está desfrutando das facilidades proporcionadas pela tecnologia. Procedimentos que demandavam horas ou dias para sua realização são executados em minutos ou segundos; processos que exigiam executores, expondo-os a riscos e danos, estão robotizados e informatizados (LUCATELLI et al, 2003). De acordo com Barra et al (2006) a crescente tecnificação dos procedimentos para atenção à saúde é o que torna este setor um dos mais dinâmicos em relação à absorção de novas tecnologias, que são produzidas e consumidas segundo a lógica de mercado.

Esta tendência global de inserção de tecnologia em procedimentos de atendimento à saúde levou a uma inevitável transformação na atuação dos profissionais da área. O diagnóstico e tratamento com base na experiência e intuição passaram a depender amplamente de variáveis e resultados fornecidos pela tecnologia (LUCATELLI et al, 2003).

De acordo com Wilson (2001) a tecnologia computadorizada na fisioterapia não está limitada a funções administrativas, ela está fazendo o caminho entre a vida dos pacientes e sua reabilitação. Castilho-Weinert et al (2008) descreveram o desenvolvimento de um *software* para auxiliar no aprendizado dos testes de força muscular, os quais são utilizados durante a avaliação fisioterapêutica e embasam o diagnóstico do paciente. Para testar o sistema os autores realizaram uma análise quantitativa com acadêmicos do curso de fisioterapia e uma análise qualitativa com fisioterapeutas e acadêmicos do curso de Bacharelado em Informática. Concluíram que a inovação foi aprovada e ressaltam que relatos da aplicação da Informática na Fisioterapia são muito raros, porém, sempre com resultados otimistas.

## 2.4 Estado da arte dos equipamentos de CPM

Um exemplo de tecnologia na área da fisioterapia é o equipamento de CPM para o cotovelo. Este equipamento é um excelente recurso para o tratamento da contratura em flexão após liberação cirúrgica, na presença de rigidez pós-traumática decorrente de fraturas e luxações, na presença de aderências e resolução de edema no cotovelo durante o processo de cicatrização (MAZZER, 2001).

Singer e Trickey (1993) produziram um aparelho programável para articulações humanas ou artificiais (Figura 3). Ele pode ser usado como órtese, prótese ou CPM no cotovelo (mais comum), joelho, punho ou quadril. Possibilita posições selecionáveis por comando e permite pausa, a qual pode ser salva por uma memória não volátil até que o equipamento seja desligado, proporciona a flexão/extensão controlada de articulações, visando o aumento gradativo da ADM. Fotosensores captam o movimento e oferecem *feedback* da angulação para possibilitar o controle da velocidade e a posição do dispositivo. Possui motor de corrente contínua, um subsistema com comandos que são transmitidos a outro subsistema local que monitora a posição, a velocidade e a direção do conjunto que movimenta o braço. A troca de mecanismo – posição de pausa e direção pode ser por voz de comando, troca mecânica ou muscular.

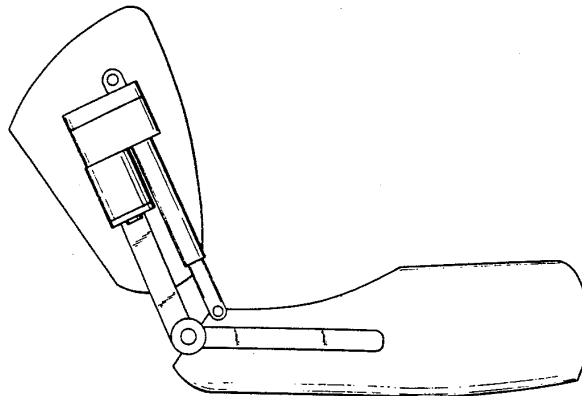


Figura 3 – Aparelho motorizado para articulações humanas ou artificiais que pode ser usado como CPM para o cotovelo (SINGER; TRICKEY, 1993).

O invento de Bonutti; Zitzmann (1995) é uma versão melhorada das órteses existentes. Inclui uma órtese para alongamento dos tecidos articulares, com o intuito de recuperar o movimento articular e eliminar as contraturas. Possui também um sistema de CPM para terapia articular o qual opera com um motor eletrônico que flexiona e estende articulações. Quando a ADM completa não está disponível, como após cirurgia ou trauma, os tecidos periarticulares perdem elasticidade e a habilidade de chegar aos extremos da ADM. A presente órtese fornece distração articular durante toda a ADM. Possui dois suportes articuláveis para os membros com seu eixo espaçado do eixo articular, possibilitando que o movimento dos suportes estendam a articulação como resultado de forças de distração aplicadas nela.

De acordo com Beny; Oster (2004), avanços em tecnologia auxiliar, controle motorizado e equipamentos ajustáveis proporcionam o movimento passivo com órteses, o qual antes era somente realizado por um profissional. A invenção destes autores está direcionada à reabilitação articular e ligamentar dos membros superiores, mais particularmente, à reabilitação com o método de movimento passivo. O membro superior é posicionado numa órtese que reproduz movimentos do complexo articular escápulo-umeral, assim como da articulação ulnar. Este equipamento é compacto, permite que o braço e antebraço possam ser movimentados em diferentes velocidades numa angulação específica, com ajuste para cada paciente, considerando-se as características anatômicas das articulações em questão. Pode ser utilizado em ambos os membros superiores, realiza os movimentos de adução/abdução, flexão/extensão horizontal, rotação interna e externa do ombro, assim como pronação/supinação do antebraço de forma independente ou simultânea.

Um equipamento de CPM controlado para articulações sinoviais e tecidos adjacentes, mais especificamente para membros superiores ajustável à ADM do antebraço, foi desenvolvido e patenteado em 1999 por Saringer; Culhane nos Estados Unidos e pelos mesmos autores em 2005 no Canadá. O invento inclui um braço de suporte fixo e outro suporte ajustável ao comprimento do antebraço. Este é ligado ao centro rotacional da unidade de atuação, fornece o movimento rotacional do antebraço, movimentos de pronação/supinação, num eixo paralelo ao eixo longitudinal anatômico do antebraço. O braço e o antebraço ficam apoiados em seus respectivos suportes



formando um ângulo de 90° de flexão do cotovelo. A ativação é operada eletronicamente e conectada a um controle que fica com o paciente, com mecanismo de liga/desliga e reversor de carga do circuito eletrônico. Se o paciente estiver com dor e resistir à direção, o dispositivo trava o motor e o circuito modifica a direção da rotação. O acionador contém dois interruptores para controlar a amplitude de rotação atribuída ao antebraço. O dispositivo oferece uma ADM completa e possui um goniômetro na unidade de acionamento.

Foi desenvolvido no Brasil por Mazzer (2001), um aparelho de CPM para cotovelo (Figura 4) na Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo. Para a construção foi utilizada tecnologia nacional conforme os sistemas idealizados: sistema de base de apoio, cadeira giratória e coluna regulável; sistema de movimentação independente e combinado, que consta de motores, fuso, apoio de braço e de antebraço e sistemas de polias; mecanismo de acionamento e controle, que consta de um comando de liga/desliga, controle de velocidades e de movimento. O aparelho foi projetado de modo a possibilitar o seu emprego na reabilitação do cotovelo executando movimento de flexão/extensão e de pronação/supinação do antebraço isolados ou combinados.

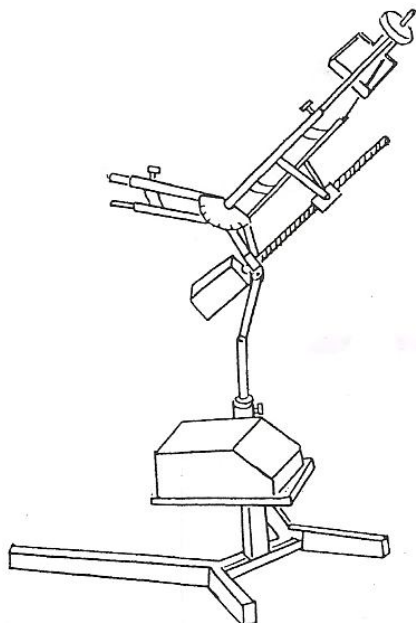


Figura 4 – desenho esquemático do CPM desenvolvido por Mazzer (2001).

Culhane et al (2001, 2006) patentaram um dispositivo de movimentação terapêutica que inclui um mecanismo de flexão/extensão do cotovelo, pronação/supinação do antebraço e compensação do ângulo valgo do cotovelo (Figura 5). Há um suporte para as regiões proximal e distal do úmero, este último é devidamente fixado ao chassi do aparelho, um circula telescopicamente em relação ao outro. O rádio e a ulna também possuem apoio distal ajustável com seu próprio acionador que executa a pronação/supinação do antebraço. O apoio distal do rádio e da ulna também se move em um plano de movimento em relação ao úmero, de forma a fornecer a flexão do cotovelo. A compensação do ângulo valgo é ativada por meio do mecanismo de flexão e de pronação/supinação.

Este dispositivo inclui dois microprocessadores elétricos controlados por acionadores localizados no cotovelo e na porção distal do suporte do antebraço que proporcionam a CPM e/ou órtese eletrônica progressiva controlada. Possibilita uma completa variação da ADM de flexão, pronação e supinação do antebraço sincronizada, independente ou movimentação em série. O equipamento é controlado por uma interface que permite ao operador ajustar a velocidade de deslocamento no modo da CPM, ADM, tempo de pausa no final do ciclo e reversão da carga. Pode ser bloqueado eletronicamente e compensar as variações antropométricas entre os pacientes – diferenças de circunferência do braço, comprimento e eixo anatômico em relação à superfície exterior do braço.

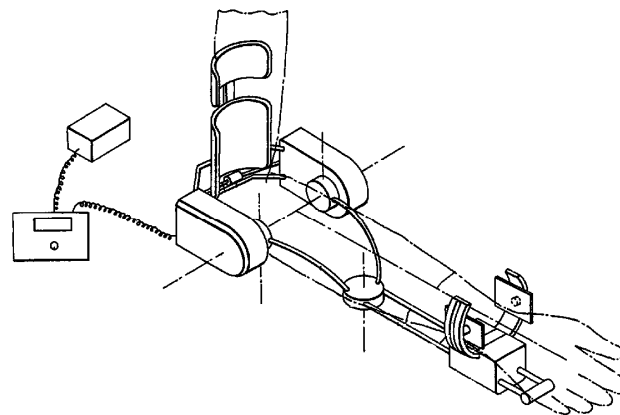


Figura 5 – Dispositivo de movimentação terapêutica patenteado por Culhane et al (2001, 2006).

Knoll (2002) desenvolveu um equipamento de CPM que pode ser utilizado no ombro, cotovelo e joelho após intervenção cirúrgica. O dispositivo possui um drive para controle de movimento com um programa de dados que contribui para proporcionar uma terapia individualizada.

Mavroids et al (2005) construíram e otimizaram um dispositivo portátil para a reabilitação do cotovelo utilizável ao longo de todo o processo de reabilitação do paciente com traumatismo grave do cotovelo. O aparelho possui três configurações: passiva, ativa e órtese. O dispositivo consiste de um motor de corrente contínua, caixa de velocidades, codificador, embreagem e freio localizado numa unidade portátil, anexada a uma haste flexível ou a um absoluto codificador localizado em uma braçadeira do cotovelo.

No modo passivo, o dispositivo move o antebraço sobre o cotovelo a fim de recuperar a ADM. Atua como um "inteligente" aparelho de CPM, em que um sensor permite um constante *feedback*, possibilita ao paciente a realização da máxima ADM durante cada ciclo. Torque e velocidade do movimento passivo são controlados através da corrente e da tensão, respectivamente, controlada pelo motor. No modo ativo uma resistência variável é aplicada usando o freio. Ambos os modos são controlados, monitorados e gravados usando um programa de computador (LabVIEW), com protocolo específico definido por um médico, fisioterapeuta ou treinador físico.

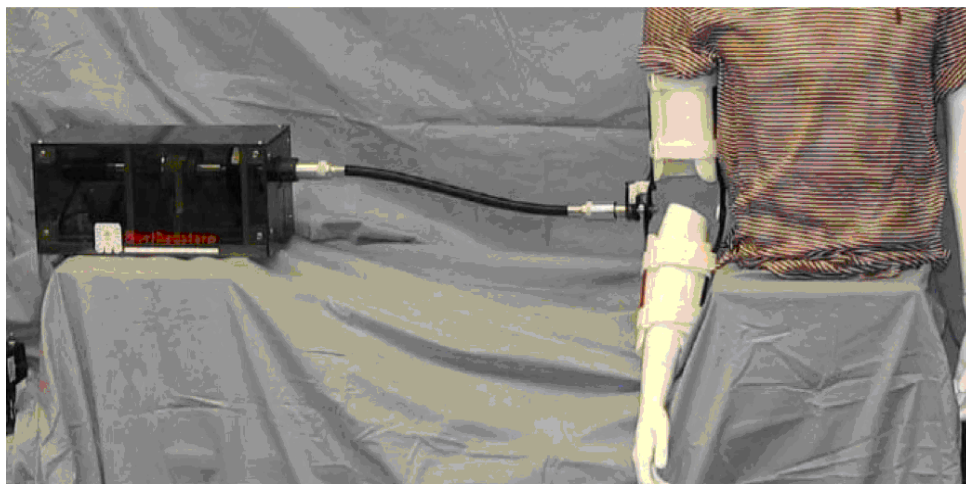


Figura 6 – Dispositivo portátil para a reabilitação do cotovelo (MAVROIDIS et al, 2005).

Mason; Howard (2004, 2006) patentaram um aparelho de CPM específico para a reabilitação do cotovelo e ombro. Ele inclui um extensor motorizado com uma corda suspensa de comprimento variável, adaptável a uma grande variedade de pacientes e patologias. O braço do paciente é suspenso na corda, onde um extensor motorizado possibilita a elevação e retorno do braço à posição inicial. Dependendo do objetivo, pode-se modificar o ponto de suspensão do braço, focalizando o tratamento do cotovelo ou do ombro. O equipamento também inclui uma interface do usuário comunicada a um controlador, o qual possui limites altos e baixos de operação que correspondem ao comprimento da corda e está ligado ao motor. Os dados correspondentes são expressos na interface. O motor proporciona ciclos repetitivos de tratamento.

Ou et al (2004; 2006) desenvolveram um sistema para reabilitação de lesões dos membros e suas articulações. É um equipamento de CPM com monitoramento, o qual reflete as adesões e rigidez articular, demonstrando o estágio da lesão para monitorar as condições de reabilitação, assim como para controlar os mecanismos de reabilitação com segurança. Monitora a força ou torque e está ligado ao mecanismo da CPM para mensurar a força do motor em relação à repetição do movimento de flexão/extensão, assim como para avaliar a mudança de viscosidade e rigidez da articulação lesionada por diferentes períodos de reabilitação. Este mecanismo também monitora os graus de contração ativa muscular e desta forma, a lenta redução ou paradas de movimentos repetitivos. Além disso, o mecanismo de monitoramento possui uma interface com um transceptor, utilizada para transmitir e receber informações de dados armazenados relativos ao estágio de evolução do paciente. O modo de CPM é ativado quando o monitorador não detecta contração muscular do indivíduo, caso contrário ele somente assiste o movimento.

Existem também os chamados dinamômetros isocinéticos, os quais tem sido largamente utilizados na avaliação do desempenho muscular, porém, devido a seu alto custo, a sua utilização torna-se inviável na prática clínica (D'ALESSANDRO et al, 2005). Aquino et al (2006) explica que os dinamômetros isocinéticos, como por exemplo, o *Biodex Medical System*, possuem um modo passivo de operação, em que a articulação desejada do paciente é movimentada a uma velocidade constante, em amplitudes predeterminadas, com registro do torque de resistência oferecido contra o movimento.

## 2.5 Tecnologia CNC

Equipamentos de comando numérico computadorizado são utilizados em processos de fabricação automatizados. O princípio de operação destas máquinas é o programa de comando numérico ou programa CNC, no qual estão as instruções de operação que serão executadas. As operações desses equipamentos são controladas por um microcomputador ou computador dedicado - comando CNC (WELFER et al, 2004).

De acordo com Oliveira; Rubio (2005), a forma de automação programável com comando numérico possibilita o controle do processo por números, letras e símbolos. Os números formam um programa flexível projetado para a realização de tarefas, sendo que a programação de máquinas com comando numérico auxiliadas por computador é a tecnologia mais sedimentada em CAM – *Computer Aided Manufacturing*, em português, fabricação auxiliada por computador. Desta forma, três componentes básicos formam um sistema CNC: o programa de instruções, responsável pelo acionamento de uma máquina CNC; a unidade controladora – computador, em que um programa controle tem a função de ler e interpretar as instruções e as converter em ações da máquina e; a máquina automatizada, sendo que as mais utilizadas são furadeiras, tornos, cortadeiras, centros de usinagem, puncionadeiras, ponteadeiras, retíficas, fresadoras e equipamentos de eletroerosão.

As máquinas CNC usam o mesmo padrão de programação, normalizadas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), conhecidos como códigos G baseados na descrição dos movimentos que serão executados pela máquina (ROSSO; NEWMAN, 2003). De acordo com Rozenfeld; 1989; Sinumerik (apud Melo; Oliveira, 1999), as principais funções padronizadas pelas normas NBR 11312, DIN 66025, ISO 6983 estão demonstradas no Quadro 1.

Sperb (2006) utilizou este princípio de operação para o desenvolvimento de um equipamento de CPM para joelho. Aplicou um programa em linguagem Lisp (lista de processos) que utiliza os recursos de um *software* CAD – *Computer Aided Design*, para obter as informações dos desenhos. As informações são armazenadas e gerada uma

programação CNC, um controlador numérico em código G. Um programa CAM transforma as programações CNC em informações para o *driver* – gerenciador de funções. O *driver* transforma as informações descritas acima em pulsos para que os motores de passo possam operar conforme a necessidade imposta pelo equipamento.

<b>Código G</b>	<b>Funções</b>
G0	Avanço rápido
G1	Interpolação linear com avanço programado
G2	Interpolação circular sentido horário
G3	Interpolação circular sentido anti-horário
G4	Tempo de espera
G9	Redução de velocidade com parada precisa
G70	Entrada de valores em polegadas
G71	Entrada de valores em milímetros
G90	Coordenadas absolutas
G91	Coordenadas incrementais
G94	Velocidade de avanço em .../min
G95	Velocidade de avanço em .../rot
X, Y e Z	Informação da trajetória em mm, pol ou
R	Parâmetros
F	Velocidade de avanço
M0	Parada de programa
M02 e M30	Fim de programa
M03	Liga o fuso para direita
M04	Liga o fuso para esquerda
M05	Desliga o fuso
M06	Troca de ferramenta

Quadro 1 – Principais funções padronizadas dos códigos G (Melo; Oliveira, 1999).

## 2.6 Programas de sequências de movimentos passivos contínuos

Segundo Kisner; Colby (2005) as técnicas de oscilação graduada utilizam movimentos fisiológicos (osteocinemática) para tratar as articulações e possuem uma divisão em graus, onde cada modalidade possui uma indicação.

- Oscilação grau I: são oscilações rítmicas de pequena amplitude realizadas no início da ADM.
- Oscilação grau II: são oscilações rítmicas de larga amplitude, sem atingir o limite da ADM.
- Oscilação grau III: são oscilações rítmicas de larga amplitude até o limite de movimento disponível e forçadas dentro da resistência do tecido.
- Oscilação grau IV: são oscilações rítmicas de pequena amplitude realizadas no limite da ADM disponível e forçadas dentro do limite do tecido.
- Oscilação grau V: técnica de manipulação brusca de pequena amplitude e alta velocidade para romper bruscamente as aderências no limite da ADM disponível. Esta técnica requer treinamento avançado.

Os mesmos autores explicam que, de acordo com esta classificação, as oscilações possuem uma indicação. As oscilações de grau I e II são indicadas para tratar articulações limitadas pela dor, pois estimulam repetitivamente os mecanorreceptores intra-articulares, produzindo um efeito inibitório na percepção dos estímulos dolorosos, bloqueando as vias nociceptivas ao nível de medula espinhal ou tronco encefálico. Além disso, estes movimentos realizados sem alongamento ajudam a mover o líquido sinovial para melhorar a nutrição da cartilagem. Já as oscilações de grau III e IV são utilizadas como manobras para alongamento.

Sperb (2006) com referência nas técnicas de mobilização oscilatória graduada, executadas manualmente pelos fisioterapeutas, desenvolveu ações pré-definidas, ou seja, gráficos de funções automatizadas de sequências de movimentos para a CPM do joelho. Dentre os gráficos disponíveis podem-se citar os seguintes.

- Gráfico padrão de funcionamento das máquinas convencionais de CPM, flexão/extensão do joelho em tempos iguais (dois ciclos por minuto), conforme Figura 7, a seguir.

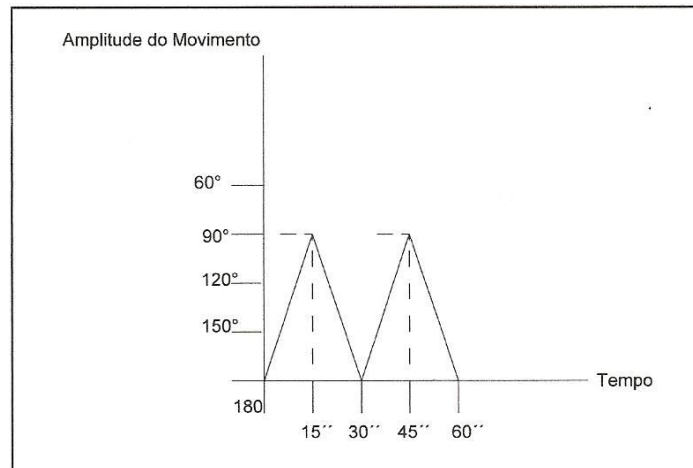


Figura 7 – Gráfico de ganho de mobilidade no arco máximo (SPERB, 2006).

- Movimento de grau II, que objetiva o ganho de mobilidade oscilatória em ADM alta, porém sem atingir o limite máximo de flexão (Figura 8).

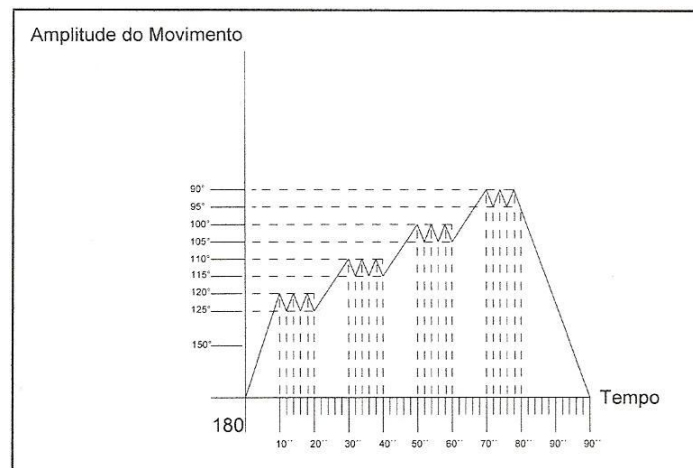


Figura 8 – Gráfico de ganho de mobilidade oscilatória (SPERB, 2006).



- O gráfico da Figura 9 exemplifica o ganho de mobilidade progressivo com relaxamento, movimento de grau III. Neste caso são executadas oscilações rítmicas de grande amplitude forçando a resistência do tecido no limite da mobilidade.

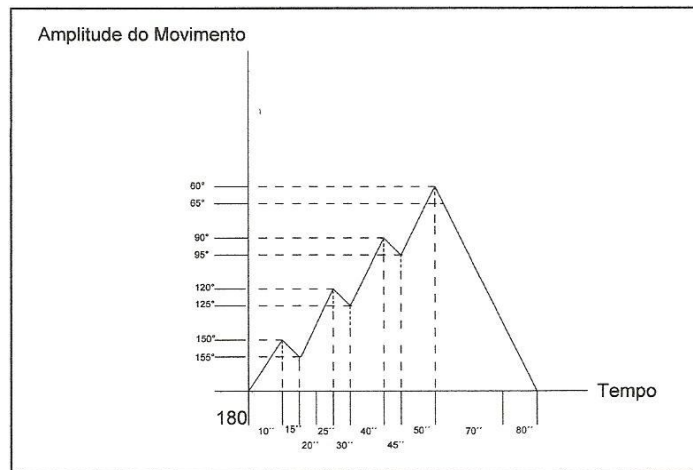


Figura 9 – Gráfico de ganho de mobilidade progressivo com relaxamento (SPERB, 2006).

- Gráfico para ganho de mobilidade com relaxamento sustentado. Nesta opção, conforme Figura 10, realizam-se oscilações rítmicas de pequena amplitude no limite da mobilidade existente e forçando na resistência do tecido.

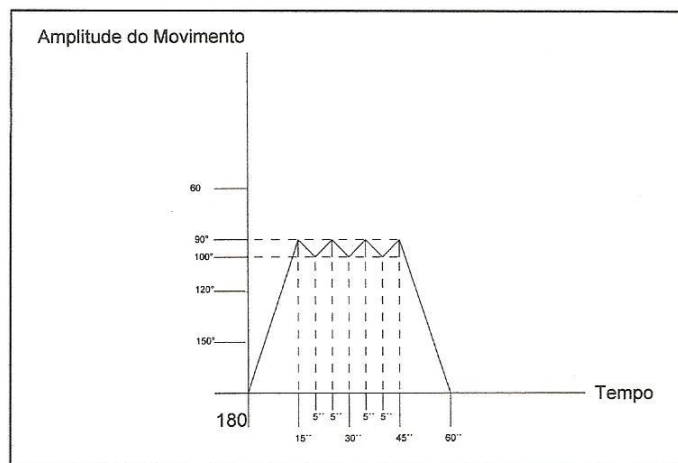


Figura 10 – Gráfico de ganho de mobilidade com relaxamento em ADM sustentada (SPERB, 2006).

- Movimento que visa o ganho de ADM com arco sustentado, em que se mantém a amplitude durante períodos de tempo, sustentando a flexão realizada, retornando ao ponto inicial (Figura 11).

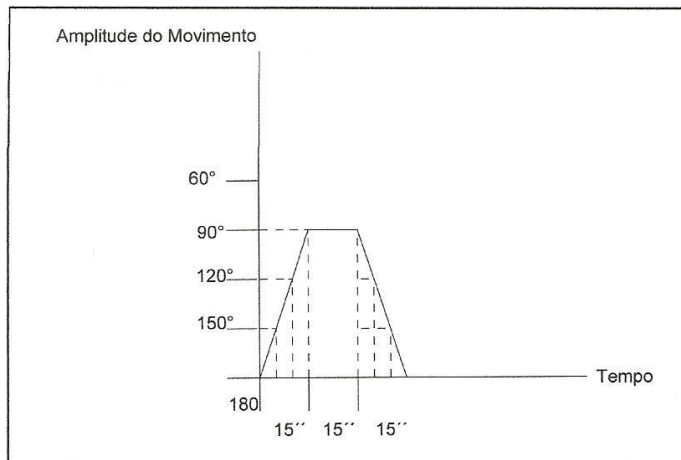


Figura 11 – gráfico de ganho de mobilidade com arco sustentado (SPERB, 2006).

- Ganho de mobilidade com arco sustentado progressivo, período de sustentação da amplitude, progressão de amplitude e, após a terceira sustentação, retorna-se ao ponto inicial (Figura 12).

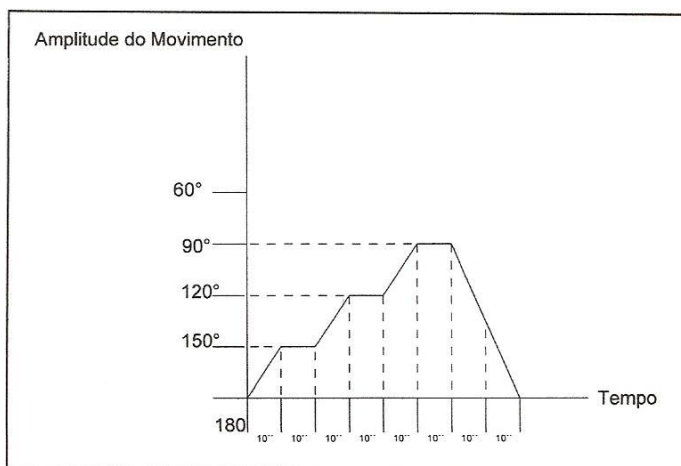


Figura 12 – Gráfico de ganho de mobilidade com arco sustentado progressivo (SPERB, 2006).

## **3 METODOLOGIA**

Neste capítulo é demonstrado o funcionamento do Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço com base nos princípios de operação de máquinas CNC.

### **3.1 Projeto do CPM Computadorizado**

O projeto do Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço foi realizado tendo-se em vista a construção do protótipo para testar a técnica proposta. Foram utilizadas recomendações da metodologia de projeto nas fases de planejamento e projeto conceitual, adaptadas aos objetivos desta pesquisa.

Segundo Back et al (2008), o projeto de produto é um plano que compreende aspectos desde a identificação de uma necessidade até o descarte ou o seu efeito sobre o meio ambiente. Para o desenvolvimento de um produto eficiente e eficaz é preciso saber o que fazer, para quem, quando, com que e como fazer. A metodologia de projeto ou metodologia de desenvolvimento de produtos é a organização dos conhecimentos, métodos e ferramentas para se alcançar o objetivo proposto, no caso, o produto. O desenvolvimento integrado de produto requer uma equipe multidisciplinar para realizar o processo de transformação e geração de informações.






#### **3.1.1 Planejamento do projeto**

De acordo com o estado da arte apresentado na revisão bibliográfica foram identificados 10 equipamentos de CPM para cotovelo e/ou antebraço. Foram encontradas 14 publicações, das quais 12 são patentes e dois trabalhos científicos

desenvolvidos em universidades e publicados na forma de artigo científico e dissertação de mestrado, alguns dos equipamentos citados apresentam registros em órgãos diferentes. Destes 10 equipamentos, seis possibilitam a flexão/extensão do cotovelo, dois disponibilizam a pronação/supinação do antebraço e apenas dois realizam a flexão/extensão do cotovelo e/ou pronação/supinação do antebraço no mesmo equipamento. Todos relatam a possibilidade do controle da velocidade e amplitude de movimento; sendo que sete são programáveis, porém não relatam a disponibilidade de pré-programação. Quanto à especificação do tipo de motores, cinco deles são elétricos (três de corrente contínua), os demais não especificam o tipo empregado.

Também foram analisados cinco modelos comerciais de equipamentos de CPM para cotovelo e antebraço disponíveis no mercado (Quadro 2). Os cinco possibilitam flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço, a ADM disponibilizada varia de um equipamento para outro, sendo que o limite de extensão está entre  $-15^{\circ}$  e  $0^{\circ}$ , o limite de flexão entre  $130^{\circ}$  e  $160^{\circ}$ , limite de pronação entre  $-80^{\circ}$  e  $-90^{\circ}$  e de supinação entre  $80^{\circ}$  e  $90^{\circ}$ , todos possuem motores de corrente contínua (DC – *direct current*) e são microprocessados, com disponibilidade de pré-programação de ADM, tempo e velocidade.

Além das pesquisas bibliográficas e de mercado, foram realizadas entrevistas individuais com fisioterapeutas que trabalham na área de Ortopedia e Traumatologia, principais áreas de aplicação do equipamento de CPM; médicos cirurgiões de cotovelo e antebraço das cidades de Santa Maria e Porto Alegre. Foram realizadas quatro questões abertas visando saber qual a opinião dos entrevistados sobre a importância do equipamento de CPM do cotovelo para a fisioterapia e para o tratamento de patologias do cotovelo; se os fisioterapeutas possuem o equipamento ou gostariam de tê-lo na clínica/laboratório. Além disso, foram discutidas as aplicações clínicas dos equipamentos de CPM existentes e identificados os requisitos dos clientes para posterior construção do projeto (Quadro 3).

<b>Comparação dos modelos comerciais</b>					
<b>CPM comercial</b>	Jace E640 Elbow CPM 	Kinetec 6080 Elbow CPM 	E3 Elbow CPM 	Artromot® E2 Elbow CPM 	Kinex KE2 Elbow CPM 
<b>Extensão Flexão</b>	0° a 130°	0° a 135°	-5° a 145°	-5° a 140°	-15° a 140°
<b>Pronação Supinação</b>	- 90° a 90°	- 90° a 90°	- 80° a 80°	- 90° a 90°	- 90° a 90°
<b>Tipo de motor</b>	Motor DC*	Motor DC*	Motor DC*	Motor DC*	Motor DC*
<b>Controle ADM, tempo e velocidade</b>	Possui	Possui	Possui	Possui	Possui

Quadro 2 – Equipamentos de CPM para cotovelo e antebraço disponíveis no mercado e suas especificações.

\*DC: corrente contínua

Com base na análise de patentes e publicações científicas, interpretação dos avanços tecnológicos e as entrevistas individuais realizadas com fisioterapeutas e médicos especialistas em tratamento e reabilitação do cotovelo e antebraço (Quadro 3) foram listados os requisitos dos usuários/clientes em relação ao protótipo do CPM

Computadorizado para Cotovelo e Antebraço. Estes requisitos dos usuários/clientes foram então convertidos em requisitos técnicos do projeto (Quadro 4).

<b>Dados da entrevista</b>		<b>Fisioterapeutas</b>	<b>Médicos</b>
Número total de entrevistados		53	4
Não conhecem nenhum CPM de cotovelo e antebraço		28	0
Conhecem algum CPM de cotovelo e antebraço		25	4
Importância	Importante à fisioterapia e recuperação do paciente	24	4
	Não é importante à fisioterapia e recuperação do paciente	1	0
	Não possuem opinião informada porque não conhecem	28	0
Possuem ou teriam o equipamento de CPM para cotovelo e antebraço?	Não possuem	53	4
	Gostariam de adquirir	44	4
	Não gostariam de adquirir	4	0
	Não possuem opinião formada	5	0
Requisitos citados pelos entrevistados		Confiabilidade, flexibilidade, segurança, parâmetros para reavaliação, facilidade de operação e manutenção, compacto, custo acessível	Posicionamento angular variável, velocidade variável

Quadro 3 – Pesquisa com fisioterapeutas e médicos.

O primeiro requisito, praticidade de operação, requer a possibilidade de posicionar o equipamento de acordo com a ADM necessária, em qualquer angulação pré-programada; assim como a utilização dos programas de sequências de movimentos.

Estas possibilidades precisam ser flexíveis para adequar o uso da CPM às necessidades de cada paciente e fase do tratamento. Para isso, pode ser utilizado um programa de computador com interface amigável que permita a programação dos movimentos e suas configurações de forma fácil e prática. Que seja disponibilizada a opção de criar sequências de movimentos com posicionamento angular variável, fornecendo os valores de tempo e velocidade, além de possibilitar o armazenamento dos dados para posterior comparação, estudo ou reutilização.

<b>Requisitos do usuário/cliente</b>	<b>Requisitos técnicos do projeto</b>
Praticidade de operação	Facilidade de programar, disponibilidade de pré-programação e interface amigável.
Confiabilidade	Possibilidade de reproduzir as operações programadas.
Flexibilidade	Pré-programas adaptáveis aos objetivos do tratamento. Suportes adaptáveis às medidas antropométricas normais dos membros superiores.
Segurança	Acesso rápido à interrupção.
Avaliação	Operação manual
Compacto	Simplicidade dos componentes de acionamento e transmissão.
Baixo preço	Aplicação de componentes comerciais.

Quadro 4 – Conversão dos requisitos do usuário/cliente em requisitos técnicos do projeto do CPM Computadorizado.

Para satisfazer o requisito confiabilidade, é preciso que o equipamento em questão possibilite a reprodução das operações programadas de forma correta. Depois de selecionados os parâmetros para a operação da sequência de movimentos pelo

equipamento, eles precisam ser executados e repetidos tal qual o solicitado. Por exemplo, a angulação determinada deve ser exatamente a mesma a ser executada em todas as repetições.

A flexibilidade pode ser atendida à medida que se torna possível a adaptação dos programas aos objetivos específicos das fases do tratamento e às individualidades de cada paciente. Suportes adaptáveis às medidas antropométricas normais dos membros superiores, podendo ser utilizado tanto no membro superior direito quanto esquerdo.

A segurança do equipamento está relacionada à interrupção imediata dos movimentos, à medida que qualquer imprevisto aconteça. Isto garante a tranquilidade do profissional e conquista a confiança do paciente, sendo esta indispensável para a correta aplicação da CPM, já que a musculatura precisa estar relaxada para permitir a execução dos movimentos programados com eficiência.

Para se ter parâmetros que viabilizem a reavaliação é necessária uma avaliação fidedigna. A avaliação da ADM passiva pode ser realizada com uma operação manual no próprio equipamento, onde o fisioterapeuta a realiza e armazena os dados.

Componentes de acionamento e transmissão simples que dispensem aparatos volumosos e pesados são fundamentais para a construção de um equipamento compacto. Além disso, a aplicação de componentes comerciais facilita a construção, reduz o custo da produção e, conseqüentemente, a manutenção.

Foram identificadas as funções ou operações e parâmetros do problema de pesquisa e, para cada função e/ou parâmetro, pesquisados princípios alternativos (Quadro 5), utilizando-se recomendações do método da matriz morfológica (BACK, 2008). Após, foi realizada a comparação entre as opções.

Os movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação podem ocorrer de forma dependente, independente e/ou sincronizada. Se eles forem sempre dependentes, quando fizer a flexão/extensão, terá que ser realizada, ao mesmo tempo, a pronação/supinação. Isto pode prejudicar a especificidade do tratamento, no caso de patologias em que é necessária a CPM em apenas um dos dois eixos. Por exemplo, na reabilitação após fraturas e luxações do cotovelo em que se necessita somente a CPM



para a flexão/extensão, ou no pós operatório de fraturas distais do rádio, nas quais pode ser utilizada a CPM para a pronação/supinação (HEBERT et al, 2001).

<b>Funções e/ou parâmetros do problema</b>	<b>Princípios alternativos para cada operação ou parâmetro</b>
Movimentar o braço e/ou antebraço	Comando dependente
	Comando independente ou sincronizado
Possibilitar ajuste de ângulo, tempo e velocidade	Fisioterapeuta fornece dados de tempo e ADM – <i>software</i> determina a velocidade
	Fisioterapeuta fornece diretamente a velocidade
Parar o movimento	Interruptor
	Sensor
Registrar a ADM, velocidade e tempo	Registro gráfico
	Registro descritivo
Possibilitar avaliação ADM passiva.	Utilização de um goniômetro
	Indicação pelo computador
Geração de programa CNC	Sistema CAD/CAM
	Desenvolvimento de um <i>software</i> gerador do programa CNC
Programa de controle	<i>Software</i> comercial
	Desenvolvimento de um programa de controle
Acionar o equipamento	Servomotor
	Inversor de frequência
	Motor de passo

Quadro 5 – Funções e/ou parâmetros do problema e princípios alternativos para cada operação ou parâmetro.

É possível ajustar o ângulo, tempo e velocidade do equipamento de duas formas: o usuário fornece somente os ângulos de execução de movimento (em graus) e o tempo (em segundos) para a sua execução, com estes dados o próprio *software* calcula

a velocidade (em graus/segundos). A outra possibilidade é o usuário fornecer diretamente a velocidade (em graus/segundos), o fisioterapeuta primeiro calcula a velocidade para depois a fornecer ao sistema, enquanto que na primeira, o *software* é que calcula a velocidade automaticamente.

A interrupção do movimento pode ser por meio de sensor ou interruptor. O sensor pode ser específico a uma resistência imposta ao movimento, por exemplo, possui sensibilidade para detectar uma resistência imposta pelo paciente e pára o equipamento. O interruptor possibilita que o fisioterapeuta ou o próprio paciente parem o movimento em qualquer instante que julgarem necessário, o que transmite segurança ao paciente, pois ele sabe que pode interromper o dispositivo se sentir qualquer desconforto.

O registro da ADM, velocidade e tempo pode ser de forma descritiva por meio de códigos ou de forma gráfica, em que se demonstra a percurso do movimento – ADM em função do tempo. Este formato gráfico demonstra todos os dados de forma sucinta e com simplicidade.

A avaliação de ADM passiva pode ser realizada por meio do movimento do equipamento onde o braço, antebraço e mão são posicionados devidamente e os ângulos dos movimentos realizados passivamente são visualizados em goniômetros posicionados no eixo da flexão/extensão do cotovelo e, outro no eixo de pronação/supinação do antebraço. A outra forma é uma operação manual no *software* controle, em que o usuário vai movimentando o eixo com pulsos manuais para que o equipamento movimente até que o paciente permita, ou seja, quando ele refere dor ou há indícios de que é o limite máximo permitido da ADM. Estes ângulos são visualizados no próprio computador de comando, de forma digital e podem ser salvos.

Para o comando do motor são necessários dois *softwares* e ambos podem ser desenvolvidos. O primeiro é o gerador do programa CNC e, o segundo é o que interpreta a linguagem CNC criada pelo primeiro. *Softwares* como estes existem no mercado, como o CAD/CAM desenvolvido para máquinas CNC. Porém para a utilização destes o usuário precisaria entender a linguagem CNC. A outra possibilidade seria desenvolver um único programa, específico para a utilização no equipamento de CPM

para Cotovelo e Antebraço proposto. Este último, se desenvolvido, deveria facilitar a operação do fisioterapeuta e também controlar a máquina.

A função de acionamento do equipamento requer uma variação contínua de velocidade e controle de posicionamento. Para satisfazer a estes requisitos podem ser utilizados, os servomotores, inversores de frequência ou motores de passo.

Os servomotores integram um motor de corrente contínua, um conjunto de polias para redução, um potenciômetro para medida de posição angular e um circuito integrado dedicado a fazer o controle de posição. O sinal de referência para o servomotor é fornecido como um sinal modulado em largura de pulso, onde a largura do pulso indica a posição angular desejada para o eixo do motor (SANTIAGO; MEDEIROS, 1998).

Segundo Gasparetto (2006), estes motores apresentam facilidade de controle e alto desempenho dinâmico, podendo ser utilizados tanto como motor quanto gerador. E, embora o desenvolvimento das técnicas de acionamento de corrente alternada e a viabilidade econômica têm favorecido a substituição dos motores DC pelos motores de indução acionados por inversores de frequência, eles ainda se mostram a melhor opção em muitas aplicações.

Este mesmo autor afirma que, dentre as vantagens deste tipo de motor podem ser citadas: facilidade do controle devido ao desacoplamento dos fluxos do estator e do rotor, ciclo contínuo mesmo em baixas rotações, alto torque na partida e em baixas rotações, ampla variação de velocidade com facilidade de controle, confiabilidade e flexibilidade devido aos vários tipos de excitação. Porém eles apresentam como desvantagens: tamanho e preço superiores aos motores de indução, para uma mesma potência e maior necessidade de manutenção (devido aos comutadores).

Os inversores de frequência são equipamentos eletrônicos acoplados a motores elétricos de corrente alternada, com função de controlar a velocidade de rotação destes motores de forma precisa, manter o torque constante para que não ocorra alteração na rotação e alterar a tensão oriunda do barramento DC através da modulação por largura de pulso. Quando a tensão precisa aumentar, os pulsos são alargados, quando precisa diminuir, eles são estreitados (RODRIGUES; JÚNIOR, 2002).

Os mesmos autores explicam que os inversores de frequência podem ser escalares ou vetoriais, sendo que um difere do outro na relação torque/rotação. O inversor escalar não apresenta altos torques em baixas rotações, porque o torque é função direta da corrente de alimentação, conseqüência de sua relação tensão/freqüência. Neste tipo de motor a relação tensão/freqüência varia de acordo com a solicitação de torque, ou seja, seus circuitos variam a tensão e a freqüência do motor por meio do controle de correntes de magnetização e do rotor. Já o inversor de frequência vetorial não possui a curva da relação tensão/freqüência parametrizada. Assim, ele pode ser utilizado em situações em que se necessita torque elevado regulável com baixa rotação e controle preciso de velocidade. O inversor escalar é indicado para partidas suaves, operação acima da velocidade nominal do motor e operação com constantes reversões.

O motor de passo por sua vez é um dispositivo elétrico controlado por um circuito digital, que tem duas entradas principais de controle: um pino que recebe pulsos os quais geram movimentos angulares discretos no eixo do motor, denominados passos; a outra entrada é que define a direção desses movimentos. O funcionamento do motor de passo depende de um circuito de controle externo para que a alimentação de suas bobinas seja feita de forma seqüencial e repetida (LUNKES et al, 2005).

O movimento se dá quando há um ciclo no campo magnético dos estatores, ou seja, a cada vez que um par destes é magnetizado, ocorre um passo do eixo do motor. De acordo com o número dos pares de estatores e de pólos do rotor, tem-se o número de passos por rotação, ou seja, passos/graus (PATSKO, 2006).

Dentre as características de funcionamento do motor de passo, pode-se citar a tensão de alimentação, a máxima corrente elétrica suportada nas bobinas, o grau por passo – resolução – e o torque. Para o controle da velocidade é enviada uma seqüência de pulsos digitais num determinado intervalo de tempo – quanto menor o intervalo, maior a velocidade de giro do motor. O sentido de rotação do motor é obtido quando se inverte a seqüência de acionamento das bobinas. Em relação à resolução, o cálculo do número de passos necessários para que o motor dê um giro de  $360^\circ$ , faz-se através da relação entre  $360^\circ$  e o passo especificado no motor (ARAÚJO, 2005). Sendo importante ressaltar que o eixo do motor de passo avança apenas uma fração da

circunferência a cada pulso (OLIVEIRA; ZARBIN, 2005). O controle da velocidade depende da frequência dos pulsos de entrada.

Estes motores são muito versáteis e fáceis de serem controlados, inclusive digitalmente, porém apresentam uma desfavorável relação torque/volume. Fator este favorável aos servomotores ou motores DC, os quais possuem como principal desvantagem o circuito de controle do motor complexo. Logo, em aplicações que exigem um baixo torque o motor de passo é vantajoso. No Quadro 6, faz-se uma comparação entre o servomotor, inversor de frequência e motor de passo.

<b>Características</b>	<b>Servomotor</b>	<b>Inversor de frequência</b>	<b>Motor de passo</b>
Velocidade	Alta	Alta	Média
Torque	Alto	Alto	Baixo
Resolução	Alta	Alta	Alta
Facilidade de controle	Fácil	Média	Média
Circuito de controle do motor	Complexo	Complexo	Simples
Flexibilidade	Sim	Sim	Sim
Confiabilidade	Sim	Sim	Sim
Tamanho	Grande	Pequeno	Pequeno
Custo	Elevado	Médio	Médio
Manutenção	Frequente	Frequente	Eventual

Quadro 6 – Comparação entre servomotor, inversor de frequência e motor de passo.

De acordo com Brites; Santos (2008), o motor de passo é utilizado em equipamentos que exigem um posicionamento preciso de erro pequeno e não cumulativo como scanners e impressoras. Seu uso é recomendado em aplicações que exigem um torque pequeno, pois o torque do motor é dado pela atração entre o rotor e a bobina energizada. Se a carga exceder à força desta interação entre a bobina e rotor o motor perderá passos e sairá de controle.

### 3.1.2 Projeto conceitual

Para encontrar a solução mais apropriada à concepção do equipamento proposto, foram realizadas diferentes combinações dos elementos e/ou parâmetros. Os princípios alternativos foram combinados de forma a se criar soluções ou concepções alternativas ao problema da pesquisa (Quadro 7).

Funções e/ou parâmetros do problema	Princípios alternativos para cada operação ou parâmetro		
	Opção 1	Opção 2	Opção 3
Acionar o equipamento	Servomotor	Motor de corrente alternada com inversor de frequência	Motor de passo
Movimentar o braço e/ou antebraço	Comando independente	Comando independente	Comando independente
Possibilitar ajuste de ângulo, tempo e velocidade	Fisioterapeuta fornecer dados de tempo e ADM para o software determinar a velocidade	Fisioterapeuta fornece diretamente a velocidade	Fisioterapeuta fornecer dados de tempo e ADM para o software determinar a velocidade
Parar o movimento	Sensor	Interruptor	Interruptor
Registrar a ADM, velocidade e tempo	Registro gráfico	Registro descritivo	Registro gráfico
Possibilitar avaliação ADM passiva	Indicação pelo computador	Utilização de um goniômetro	Indicação pelo computador
Geração do programa CNC	Desenvolvimento de um programa único	Sistema CAD/CAM	Desenvolvimento de um <i>software</i> gerador do programa CNC
Softwares de controle		Desenvolvimento de um programa de controle	<i>Software</i> comercial

Quadro 7 – concepções alternativas.

As combinações não compatíveis aos objetivos do projeto foram descartadas de imediato, conservando-se aquelas viáveis, as quais foram analisadas e avaliadas visando selecionar a melhor opção para o desenvolvimento do projeto conceitual do equipamento.

### 3.1.2.1 Seleção da concepção

A seleção de soluções ocorre em todas as fases de desenvolvimento de um produto, porém, é no final do projeto conceitual que essa atividade é realizada com mais profundidade e abrangência, pois se visa identificar a melhor concepção dentre as alternativas desenvolvidas. Com base no que foi exposto anteriormente, levando-se em consideração que o equipamento a ser desenvolvido é para testar a técnica proposta e, de acordo com os objetivos da pesquisa, concepção economicamente viável, foi adotada a opção 3 do Quadro 7.

A concepção do equipamento tema desta dissertação é um produto inovador, um equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço que possibilite ao indivíduo, através de uma programação, a realização de sequências de movimentos precisos do cotovelo e antebraço em angulações pré-determinadas. O equipamento deve possibilitar os movimentos passivos independentes ou sincronizados de extensão/flexão do cotovelo de  $0^{\circ}$  a  $160^{\circ}$ , pronação/supinação do antebraço de  $-90^{\circ}$  a  $90^{\circ}$ , de acordo com os exemplos esquemáticos da Figura 13.

flexão/extensão do cotovelo



pronação/supinação do antebraço



Figura 13 – Exemplos das amplitudes de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço realizadas por um equipamento de CPM comercial (CHATTANOOGA, 2009).

Além disso, o CPM Computadorizado possibilitará a avaliação passiva da ADM destes movimentos do cotovelo e antebraço. Os motores do CPM serão controlados por um *software*, que recebe os dados gerados por outro *software*, interpreta e passa as informações por meio de *driveres* aos motores, para que estes movimentem a máquina (Figura 14).

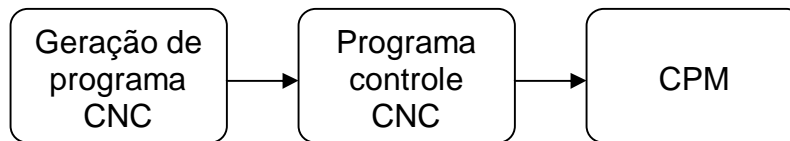


Figura 14 – Operação do CPM Computadorizado.

O equipamento de CPM Computadorizado projetado possuirá suportes reguláveis para o braço e antebraço, baseados em medidas antropométricas prévias disponíveis na literatura (MAZZER, 2001) e expostas na Tabela 1. Os suportes que realizam a flexão/extensão do cotovelo são alinhados com o eixo anatômico desta articulação e, na parte distal do antebraço há um manípulo, onde o paciente apóia a mão para a realização da pronação/supinação do antebraço.

**Tabela 1 – Médias dos valores obtidos em 100 membros superiores.**

<b>Membros</b>	<b>Comprimento mínimo (cm)</b>	<b>Comprimento máximo (cm)</b>
Antebraço	38,0	53,0
Braço	26,5	36,0
1/3 médio braço	22,0	36,0
Cotovelo	21,5	23,0
Mão	20,0	29,5

Fonte: Mazzer (2001)

\*cm: centímetro



### 3.2 Controle microcomputadorizado

Máquinas controladas por comando numérico computadorizado recebem informações de como realizar uma operação por meio de linguagem própria – linguagem CNC. Esta linguagem é interpretada por um *software* controle – programa CNC, que processa as informações e as transfere à máquina por meio de impulsos elétricos. Os sinais elétricos são responsáveis pelo acionamento dos motores que fornecem à máquina os movimentos de acordo com as características da seqüência programada de operação (PEREIRA, 2003).

Existem diversos *softwares* de controle CNC, dentre eles podem ser citados: EMC – *Enhanced Machine Control* para plataforma Linux; Kcam4 e Mach3 para plataforma Windows. O *software* EMC disponibiliza a comunicação com a máquina via porta paralela, o Kcam4 via serial e, o *software* Mach3 via USB – *Universal Serial Bus* (KRUG, 2008) ou porta paralela.

O EMC é um *software* para controle computadorizado de máquinas-ferramentas. Ele é licenciado pela *General Public License* e *Lesser General Public*. Possui várias interfaces e realiza interpretação do código G. Move simultaneamente até nove eixos, com recursos de controle de movimento: raio de corte e compensação de comprimento, eixo de movimento sincronizado, avanço adaptável e controle constante de velocidade. Pode ser utilizado tanto para servomotores como motores de passo (EMC TEAM, 2010).

Segundo Kellyware (2007), o *software* Kcam4 lê e interpreta arquivos gerados por aplicação CAD e controla máquinas CNC, podendo ser aplicado no controle de ferramentas utilizadas em fresamento, corte e furação. Permite controle de movimento manual e automático dos eixos X, Y, Z, A e apresenta informações específicas sobre as características do movimento.

O *software* Mach3 (Figura 15) é um dos pacotes de controle mais versáteis para o uso industrial. Possibilita que um microcomputador padrão controle seis eixos. Permite a importação direta de arquivos DXF – *Data Exchange Format*, BMP – *Device Independent Bitmap*, “JPEG” e arquivos “HPGL” através do LazyCam. Possibilita também a visualização do programa CNC e possui interface personalizável. Fornece

informação gráfica dos deslocamentos e detalhes sobre estado lógico das saídas de controle e muitas outras (ARTSOFT, 2008).

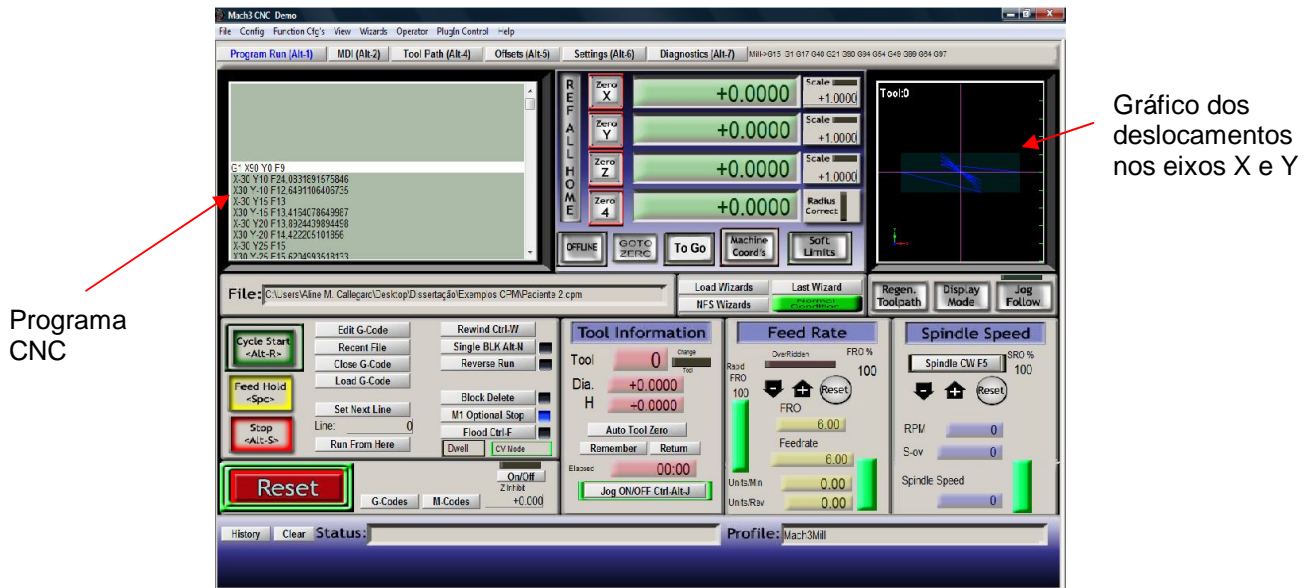


Figura 15 – Layout do software Mach3.

Para o controle do equipamento foi utilizado o *software* comercial Mach3, pois o *software* desempenha as funções necessárias à realização deste projeto e é o programa que o grupo de estudos do Núcleo de Automação e Processos de Fabricação (NAFA) utiliza.

A configuração do *software* Mach3 é realizada através do menu “Config”, sendo que antes de acionar a máquina, devem-se observar atentamente todas as configurações, principalmente as de passos por unidade, que corresponde a escala dos movimentos mecânicos da máquina, caso o valor esteja errado os movimentos solicitados não corresponderão com os do projeto (KRUG, 2008).

Para isso, é preciso configurar os ajustes do motor (*Motor Tuning and Setup*) – (Figura 16). É importante preencher os pulsos por milímetros (mm) - *Pulses per*, a máxima velocidade que o motor pode atingir – *Velocity Inches or millimeters per minute*. Ainda podem ser configurados: a aceleração que o motor vai realizar para chegar ao

ponto da coordenada solicitado – *Acceleration inches or millimeters/second/second*; o período do passo em microsegundos – *Step Pulse 1 – 5 microsecond* e, o período da direção do passo – *Dir Pulse 0 – 5*. Estes parâmetros de configurações devem ser aplicados aos eixos que serão utilizados na máquina controlada.

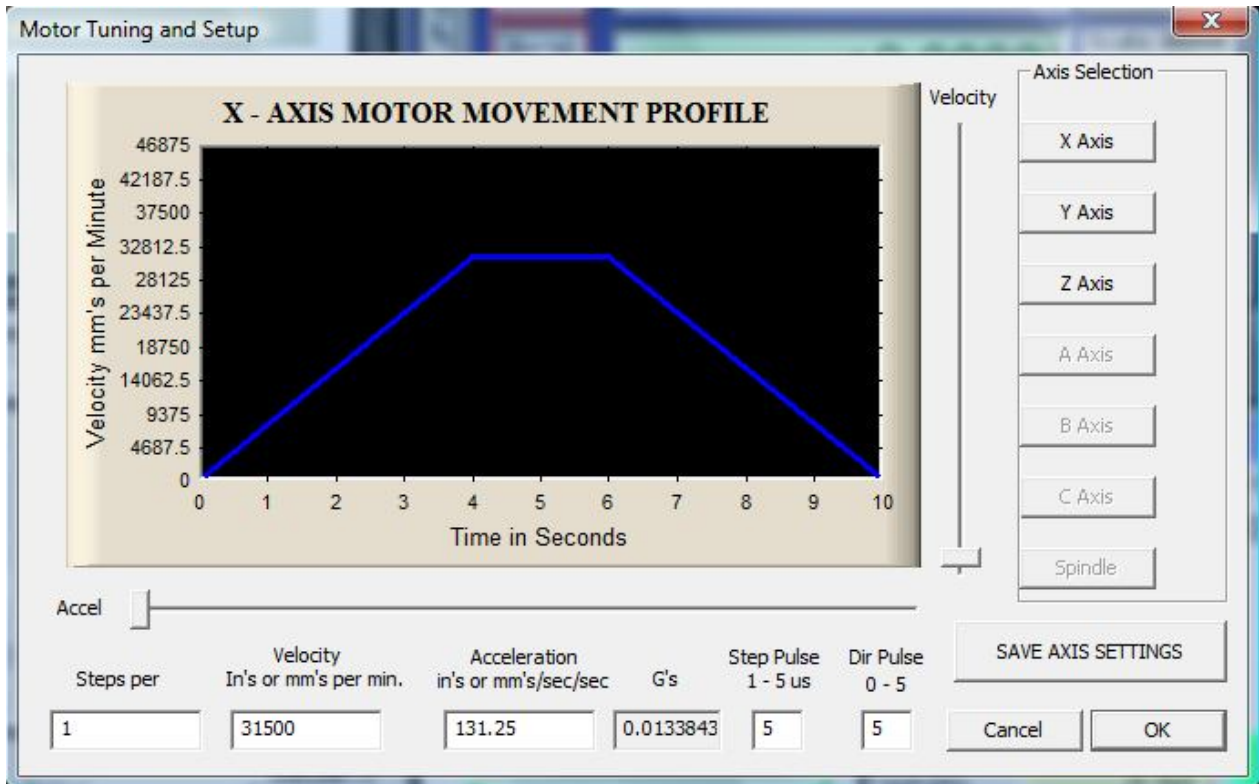


Figura 16 – Configuração de ajuste do motor.

É importante salientar que a unidade de deslocamento é milímetro e no trabalho, a unidade de deslocamento é em graus. Mas como o Mach3 é um *software* comercial utilizado para fabricação, ele não oferece esta unidade. Então, como ele lê e interpreta o valor numérico informado e faz a relação com pulsos, o que realmente importa é o módulo do valor numérico recebido, a unidade se for mm ou graus, não faz diferença. Por isso, os dados serão informados em graus.

Com este *software* é possível realizar a avaliação passiva da ADM do cotovelo e antebraço, utilizando uma operação manual. Para isso é necessário clicar no eixo que

deseja realizar o movimento e dar pulsos com a tecla direcional do teclado para a direita até posicionar o equipamento no ângulo máximo permitido pelo paciente. Este ângulo pode ser simplesmente arquivado ou gerado um programa CNC para salvar a ADM avaliada no momento acionando o botão *Edit Gcode*.

Para a operação automática basta clicar no botão *Load Gcode*, abrir um arquivo compatível e utilizar o programa CNC desejado. A sequência de movimentos tem início quando o botão *cycle start* é acionado e, uma representação gráfica dos movimentos em relação aos eixos é gerada simultaneamente.

No fluxograma a seguir são demonstradas as opções de operação manual e automática (Figura 17).

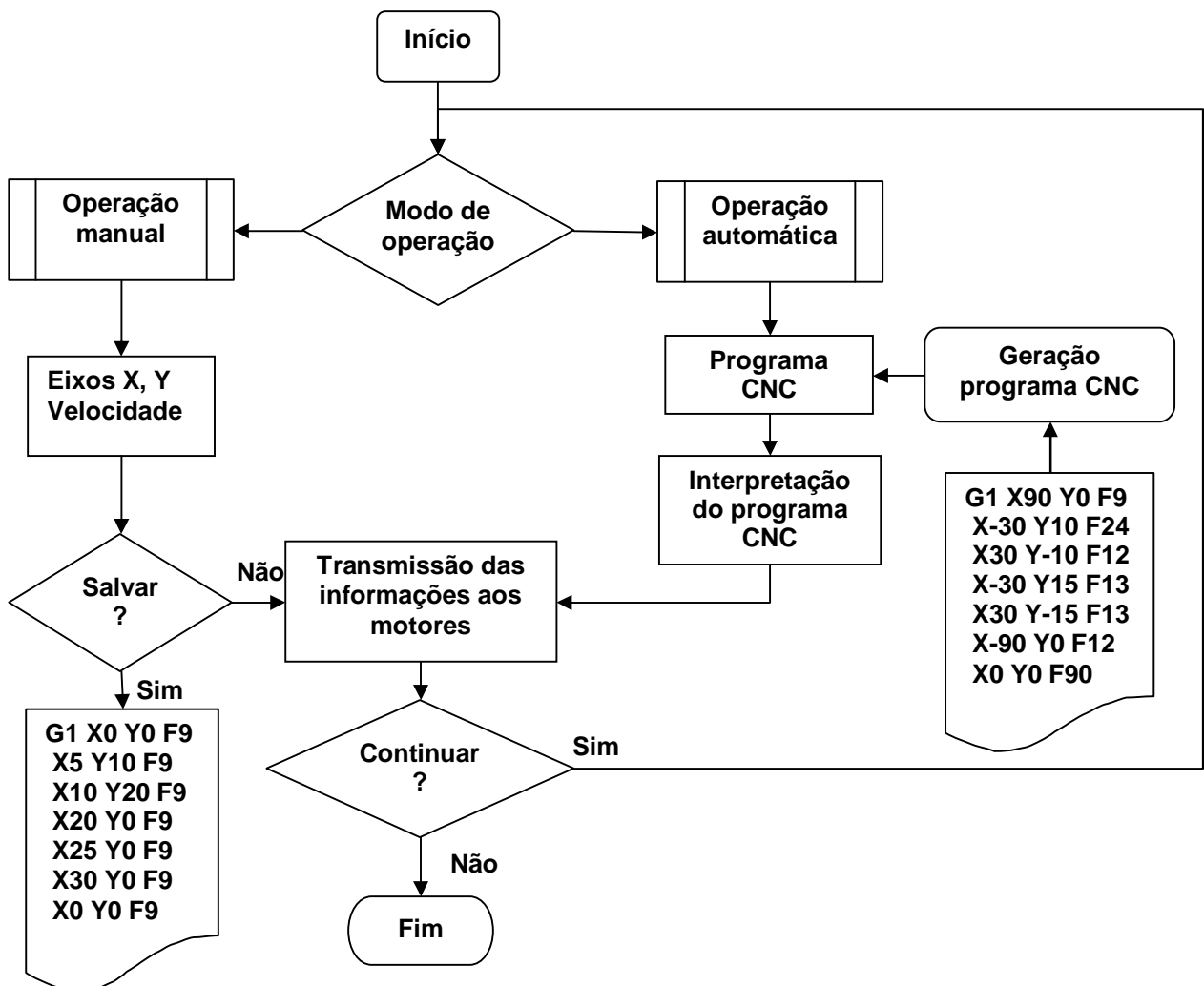


Figura 17 – Fluxograma do sistema de funcionamento do CPM Computadorizado.

### 3.3 Geração do programa CNC

É necessário que os comandos das sequências de movimentos sejam gerados em linguagem CNC para que o *software* controle realize, leia e interprete-os por meio da operação automática. Para isso, precisa-se desenvolver um *software* que gere o programa CNC e, ao mesmo tempo, seja de fácil entendimento e operação para o fisioterapeuta. Então a interface do *software* deve ser amigável, de domínio do fisioterapeuta que vai operar a máquina, pois ele é quem fornecerá os dados para a programação das sequências de movimentos que deseja realizar. A partir de então, o *software* realiza as demais operações necessárias ao funcionamento automático do equipamento.

Os códigos G utilizados pelo *software* que criará o programa CNC serão os padronizados pela ABNT:

- G0 – avanço rápido, ou seja, o fisioterapeuta movimenta a máquina até o ângulo desejado para começar a sequência de movimentos programada;
- G90 – indica que os dados são absolutos;
- G91 – indica que os dados são incrementais;
- X – valor de deslocamento angular em graus ou pulsos, referente aos movimentos de flexão/extensão inseridos na Planilha 1, na coluna ângulo flexão/extensão (F/E);
- Y – valor de deslocamento angular em graus ou pulsos, referente aos movimentos de pronação/supinação inseridos na Planilha 1, na coluna ângulo pronação/supinação (P/S);
- M0 – o programa pára no ângulo desejado, mostra ao operador a mensagem que está entre parênteses;
- G1 – movimento de flexão/extensão do cotovelo e/ou pronação/supinação do antebraço com a velocidade de avanço programada (F);
- F – velocidade de avanço dos movimentos de cada bloco, calculada através da razão dos valores da coluna Ângulo F/E pelo valor estipulado na coluna tempo da Planilha 1;

- G4 – tempo de pausa no ângulo atingido no bloco anterior pelo tempo estipulado em minutos;
- M02 – fim de bloco, ou seja, fim do programa da sequência de movimentos gerada;
- ( ) – quando necessário colocar comentários para a máquina mostrar ao operador, estas informações são informadas entre parênteses.

O programa pode informar os movimentos em graus ou converter a ADM fornecida em graus para pulsos, de acordo com a configuração do programa controle. Assim, a automação flexível por meio do CNC pode ser empregada na operação do equipamento proposto, sem necessariamente o usuário dominar a linguagem.

## 4 RESULTADOS

Para demonstrar a viabilidade da metodologia proposta foi realizada a construção de um protótipo do equipamento, sendo que o projeto detalhado e o protótipo construído são apresentados neste capítulo.

Também são explicados o controle do equipamento, a geração automática do programa CNC e exemplos de utilizações de sequências de movimentos do Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço. Ainda, é demonstrada a forma de realizar a avaliação passiva dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço utilizando o *software* controle.

### 4.1 Projeto detalhado

O projeto de equipamento de CPM Computadorizado aplicado à reabilitação do cotovelo e antebraço possibilita a ação de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço, bem como a avaliação da amplitude destes movimentos. É um equipamento destinado a auxiliar fisioterapeutas, que trabalha com sequências de movimentos programáveis de acordo com as necessidades e objetivos do tratamento de reabilitação. É composto por motores de passo controlados por computador, que acionam os eixos de movimentos de forma independente ou sincronizada. O CPM Computadorizado pode ser aplicado a ambos os membros superiores, possibilita controle computadorizado de tempo e ADM.

O equipamento compreende uma haste vertical regulável (Figura 18 – 1), fixada na extremidade inferior a uma base de apoio em formato de cruz (Figura 18 – 2) com quatro rodas (Figura 18 – 3). Na parte superior desta haste, está acoplado o conjunto responsável pelos movimentos de flexão/extensão do cotovelo (Figura 18 – 4). Este é

constituído de uma chapa (Figura 18 – 4.1) onde estão fixados: polias (Figura 18 – 4.2), eixos (Figura 18 – 4.3), correias (Figura 18 – 4.4) e o motor de passo (Figura 18 – 4.5).

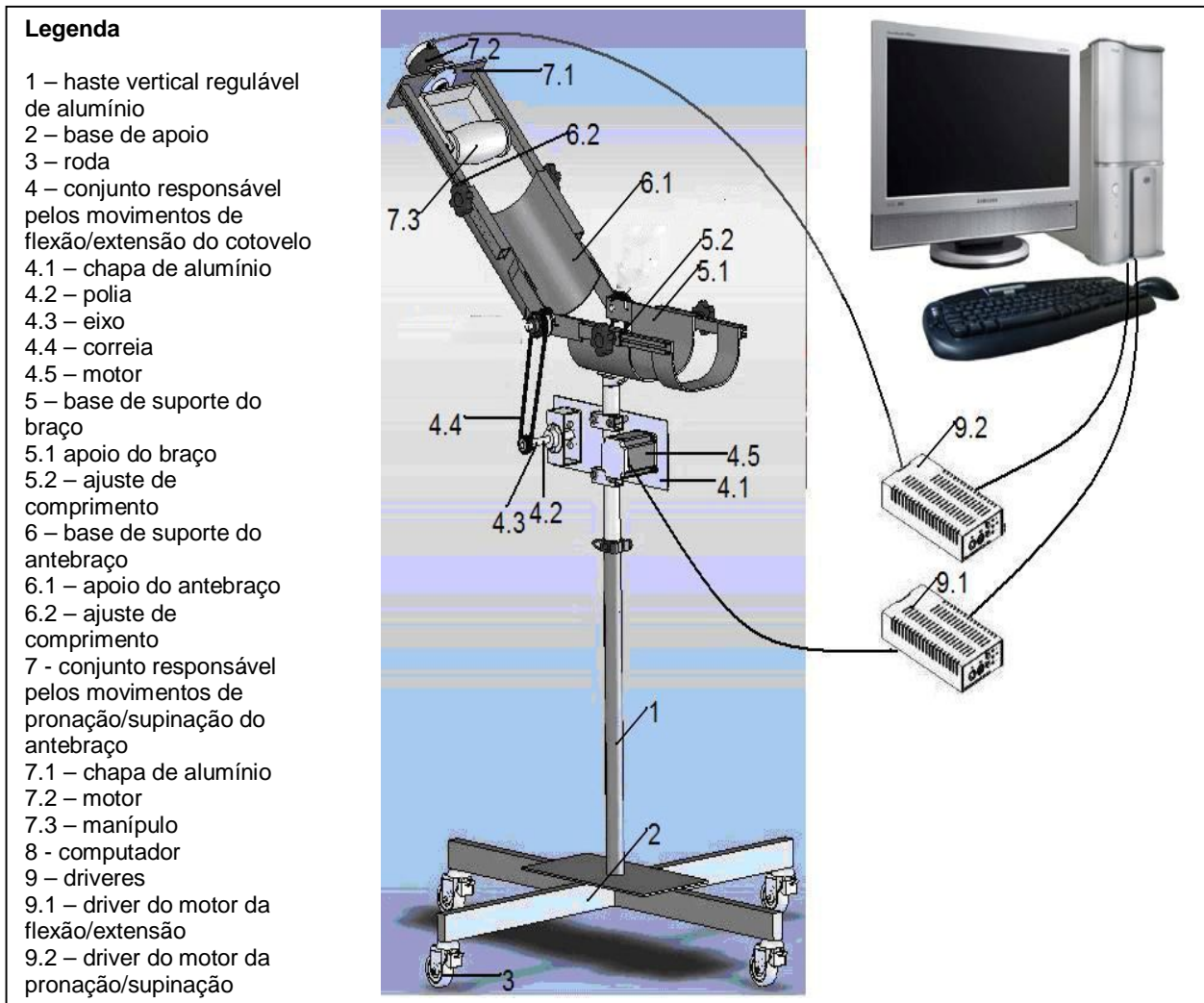


Figura 18 – Projeto detalhado do CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço.

O motor está ligado ao eixo de acionamento dos movimentos de flexão/extensão (Figura 19 – 4.3.1) por meio de polias (Figura 19 – 4.2.1 e 4.2.2) e uma correia (Figura 19 – 4.4.1). Esse eixo contém as polias intermediárias (Figura 19 – 4.2.3 e 4.2.4) que transmitem o movimento para as polias da flexão/extensão (Figura 19 – 4.2.5 e 4.2.6) através de correias (Figura 19 – 4.4.2 e 4.4.3). Esse sistema possibilita a flexão/extensão do cotovelo entre  $160^{\circ}$  e  $0^{\circ}$ . A base de suporte do braço (Figura 18 – 5)



está ligada à haste de sustentação (Figura 18 – 1) e tem posicionamento angular regulável que permite inclinação de até 45° no plano sagital do corpo do paciente. Esta base contém o apoio do braço (Figura 18 – 5.1) e também possui um mecanismo de ajuste de comprimento (Figura 18 – 5.2). As hastes laterais da base de sustentação do braço (Figura 18 – 5) encaixam-se às hastes laterais da base de sustentação do antebraço (Figura 18 – 6). Esta base contém o apoio do antebraço (Figura 18 – 6.1) e também possui um mecanismo de ajuste de comprimento (Figura 18 – 6.2).

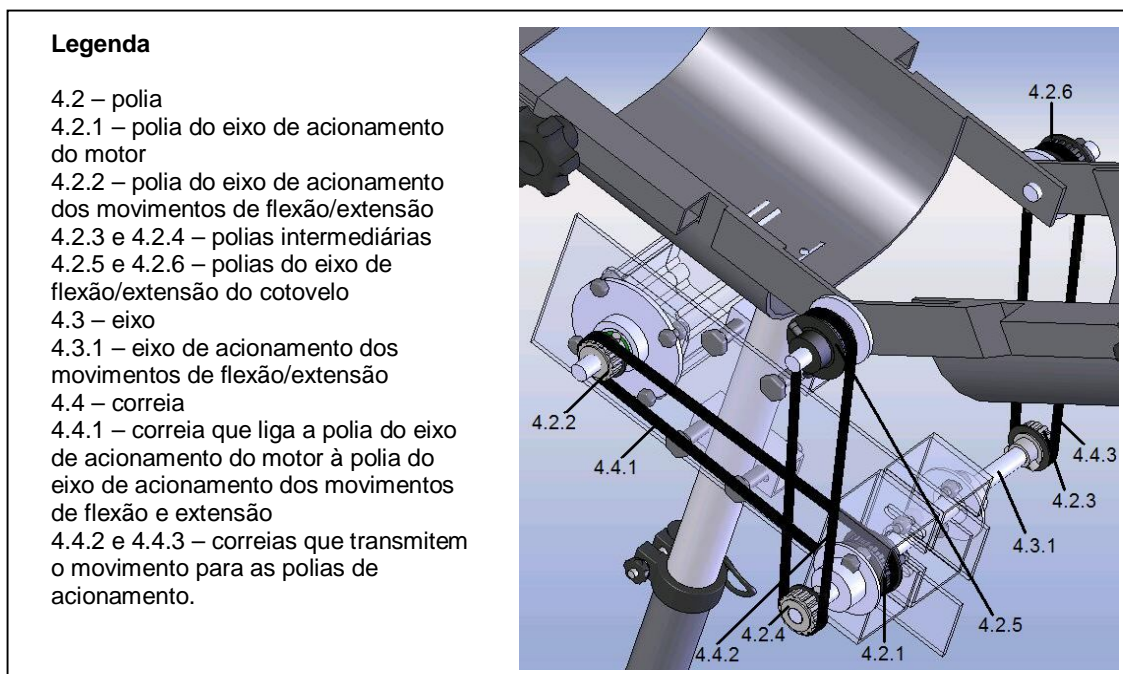


Figura 19 – Conjunto responsável pelo acionamento dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo.

Na outra extremidade das hastes do antebraço (Figura 18 – 6) está fixado o conjunto responsável pela pronação/supinação do antebraço (Figura 18 – 7) composto por uma chapa (Figura 18 – 7.1), onde estão fixados o motor de passo (Figura 18 – 7.2) e o manípulo (Figura 18 – 7.3). Esse componente está diretamente ligado ao eixo do motor, que pode realizar movimentos de pronação/supinação de -90 a 90°, partindo da posição neutra no antebraço. Os motores de passo (Figura 18 – 4.5 e Figura 18 – 7.2) são conectados ao computador (Figura 18 – 8) por meio de *driveres* (Figura 18 – 9.1 e 9.2).

## 4.2 Protótipo

O protótipo do Equipamento Computadorizado para Cotovelo e Antebraço desenvolvido para testar a técnica proposta (Figura 20 – 1 e 2) foi construído de acordo com o projeto detalhado, no NAFA do Centro de tecnologia da UFSM.

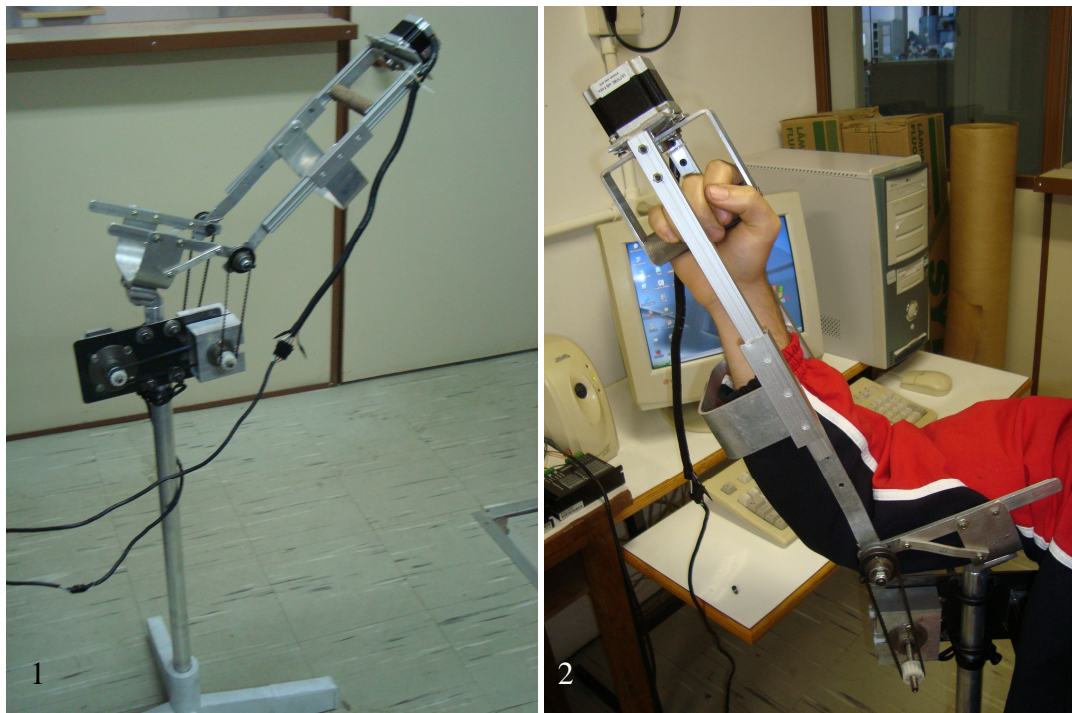


Figura 20 – 1: protótipo do Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço; 2: braço posicionado no CPM.

A base de apoio do equipamento é de polímero, onde está fixada a haste vertical regulável de alumínio. Para a regulação da altura desta haste foi utilizado um canote de bicicleta de alumínio com abraçadeira, ambos encontrados comercialmente. Este canote possui posicionamento angular regulável que permite inclinação de até  $45^{\circ}$ , sendo que ela foi fixada a cerca de  $40^{\circ}$  de inclinação. A chapa onde estão os elementos responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão do cotovelo é de aço, material resistente o suficiente para os suportar. A polia do eixo do motor responsável por estes

movimentos é formada por polímero, sendo que uma das intermediárias é de aço e as outras duas também são constituídas por polímero. Já as polias da flexão/extensão são de aço.

As correias utilizadas são de polímero. Foram construídos em alumínio: as hastes laterais e a base de sustentação do braço e antebraço, assim como o mecanismo de ajuste de comprimento do antebraço; a chapa onde está fixado o motor de passo responsável pela pronação/supinação, a estrutura do manípulo. Este material foi escolhido, porque é leve e encontrado com facilidade na forma de perfis em várias medidas.

Foram utilizados dois motores de passo, levando-se em conta a versatilidade e facilidade do seu controle digital. Além disso, o torque de ambos é suficiente para o movimento do eixo de pronação/supinação, assim como do eixo de flexão/extensão. As especificações dos motores podem ser visualizadas na Tabela 2.

**Tabela 2 – Especificações dos motores de passo.**

<b>Especificações</b>	<b>Motor responsável pela pronação/supinação</b>	<b>Motor responsável pela flexão/extensão</b>
Modelo	AK56H8/5-1.8	AK57H/3-1.8
Ângulo Passo	1,8°	1,8°
Tensão	2,4 Volts/fase	3 Volts/fase
Corrente	2 Amperes/fase	3 Amperes/fase
Resistência	1,2 Ohm/fase	1,0 Ohm/fase
Indutância	2,3 miliHenry/fase	2,0 miliHenry/fase
Torque	7 kgf.cm	15 kgf.cm

Na Figura 21 é possível identificar o sistema de acionamento do equipamento de CPM: o protótipo conectado ao microcomputador por meio de *driveres*, via porta paralela.

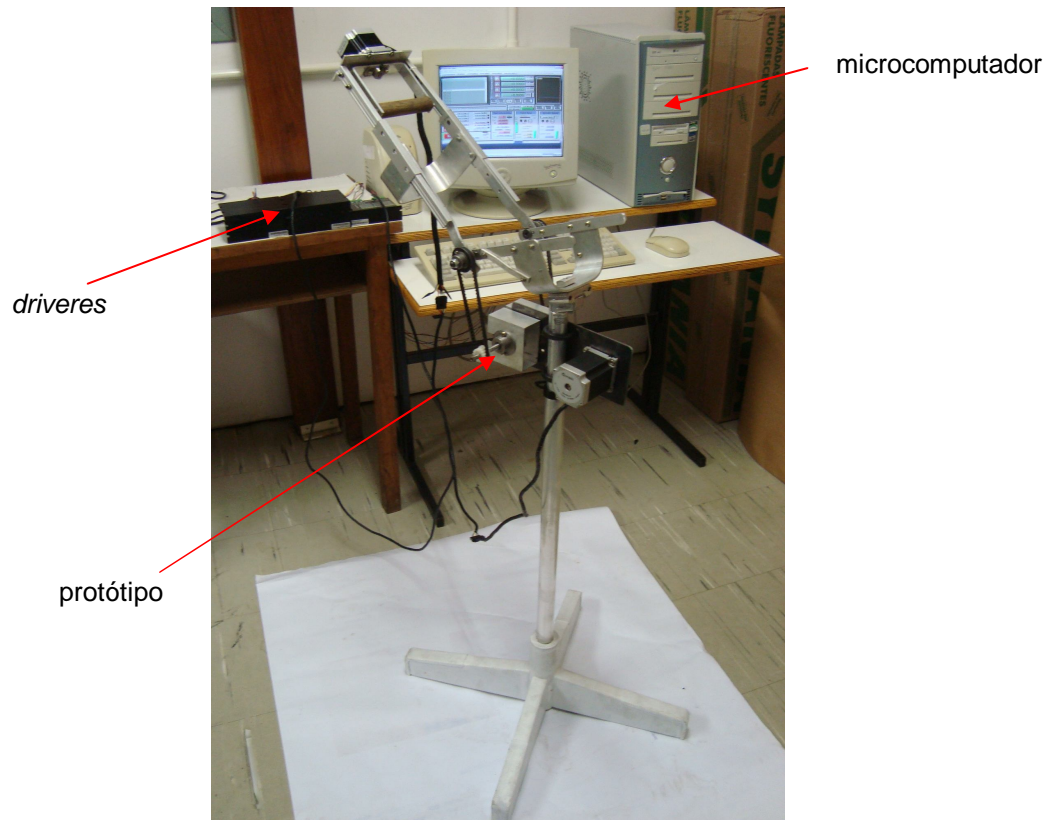


Figura 21 – Sistema de acionamento do CPM Computadorizado.

O *software* utilizado para a operação do sistema precisou ter algumas funções configuradas de acordo com as necessidades de funcionamento do equipamento.

- Pulsos por mm: no eixo X = 0,38, no eixo Y = 0,55. Estes valores são diferentes porque o motor utilizado no eixo Y realiza os movimentos de pronação/supinação diretamente no eixo do motor. Porém, no eixo X, esta relação precisou ser calculada em função do sistema de transmissão utilizado para que a rotação do motor chegasse até o eixo do movimento de flexão/extensão do cotovelo (Figura 22). Para este sistema foram utilizadas seis polias: uma polia no eixo do motor, outra que transmite os movimentos a mais duas (uma de cada lado), as quais transmitem a outras duas que estão posicionadas no eixo do cotovelo.

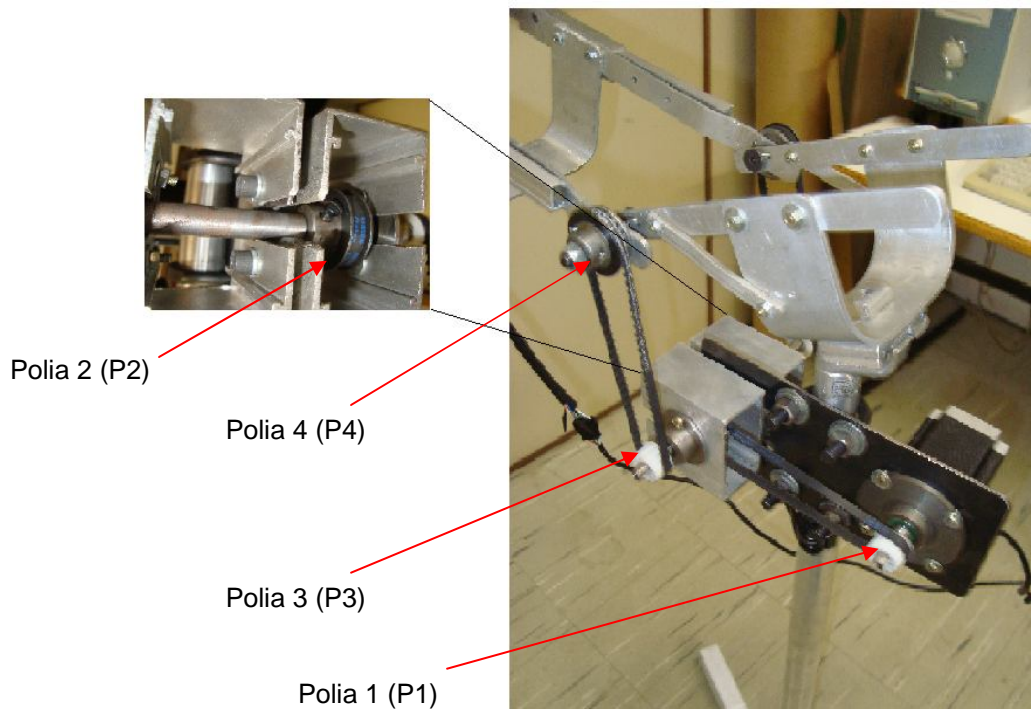


Figura 22 – Sistema de transmissão da rotação do motor ao eixo de movimento de flexão/extensão.

Então foi realizado o seguinte cálculo para encontrar a relação graus/pulso efetiva de eixo X:

Diâmetro P1 = 21,5 mm

Diâmetro P2 = 31,5 mm

Diâmetro P3 = 21,5 mm

Diâmetro P4 = 31,5 mm

1 pulso em P4 =  $1,8 \times \text{Diâmetro P4/P1}$

1 pulso em P4 =  $1,8 \times 31,5/21,5$

1 pulso em P4 =  $1,8 \times 1,465$

1 pulso em P4 =  $2,64^\circ$

Logo: se o motor realiza a cada pulso,  $1,8^\circ$  em P4, 1 pulso =  $2,64^\circ$ .

- Velocidade máxima permitida = 1200 mm/min = 1200 %/min.
- Período do pulso = 5.
- Período de direção do pulso = 5.

Estas três últimas configurações foram iguais tanto para o eixo X que corresponde aos movimentos de flexão/extensão, quanto para o eixo Y, que corresponde aos movimentos de pronação/supinação.

### 4.3 Geração automática do programa CNC

Para a geração automática do programa CNC, foi desenvolvido em linguagem de programação Borland/Delphi 2009® um *software* que gera a sequência de movimento em linguagem CNC. Ele fornece os dados da sequência criada pelo usuário em código G – lido pelo comando numérico computadorizado. Também calcula a velocidade de movimento, com base na ADM e tempo, fornecidos pelo fisioterapeuta e, pode ainda converter os ângulos em pulsos para que este programa possa ser utilizado em programa específico de controle CNC.

Os dados fornecidos ao programa precisam ser salvos. O arquivo gerado é em extensão txt que pode ser lido tanto por um programa de edição de texto como pelo programa que controla a execução do movimento proposto no equipamento, no caso deste trabalho, pelo Mach3.

Como pode ser visto na Figura 23, na interface do programa, há uma planilha onde o usuário insere os ângulos (graus) e tempos (segundos) que deseja operar o equipamento em ambos os movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação. Na parte inferior da interface existem três caixas onde o usuário configura as três constantes de operação de acordo com a resolução do programa controle. Os dois gráficos também presentes na interface demonstram as sequências de movimentos: ângulos (graus) no eixo das ordenadas, em função do tempo (segundos) no eixo das abscissas, de acordo com os dados fornecidos pelo fisioterapeuta na Planilha 1.



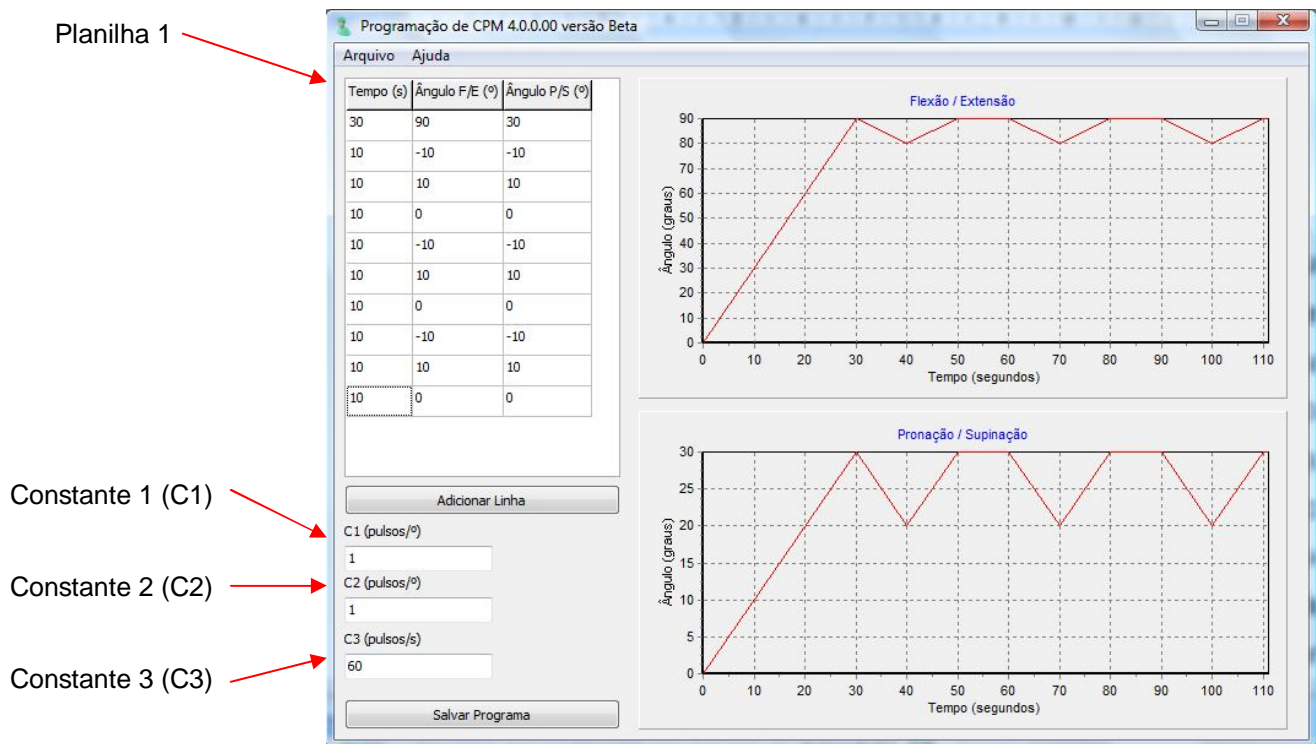


Figura 23 – Layout do programa.

- Planilha 1

A Planilha 1 possui três colunas fixas e o número de linhas é crescente e independente. Todos os dados inseridos na Planilha 1 são fornecidos pelo operador.

As três colunas são:

- Tempo: em segundos;
- Ângulo F/E: em graus, referente à posição do movimento flexão/extensão no instante da coluna tempo, relativo à posição anterior;
- Ângulo P/S: em graus, referente à posição do movimento pronação/supinação, independente da posição da outra coluna, no instante da coluna de tempo, relativo à posição anterior.

- C1, C2 e C3

O usuário insere três constantes no programa: C1, C2 e C3, que são fatores referentes aos dois movimentos:

➤ C1 é a constante que promove ajustes nos movimentos de flexão/extensão do cotovelo, ou seja, qual é a relação graus/pulsos realizada pelo motor e efetivamente desempenhada pelo eixo de flexão/extensão;

➤ C2 é a constante que ajusta o movimento de pronação/supinação do antebraço. É a relação graus/pulsos realizada pelo motor e efetivamente desempenhada pelo eixo de pronação/supinação;

➤ C3 é a constante do tempo, a qual precisa estar de acordo com a configuração do programa controle Mach3.

C1 é multiplicado na coluna referente ao movimento flexão/extensão; C2, na coluna pronação/supinação e; C3, no tempo.

C1 e C2 serão 1, pois a resolução graus/pulso será configurada no *software* controle. Seria possível configurar esta relação neste *software*, porém a relação no controle deveria ser 1. Esta possibilidade é útil em caso do desenvolvimento de um *software* controle dedicado a esta máquina, o que seria ideal, pois o Mach3 é um programa comercial utilizado em Engenharia, logo possui uma grande quantidade de recursos mais avançados. O *software* dedicado teria o valor de X e Y informado em pulsos, ou invés de graus, facilitando então a criação deste programa dedicado.

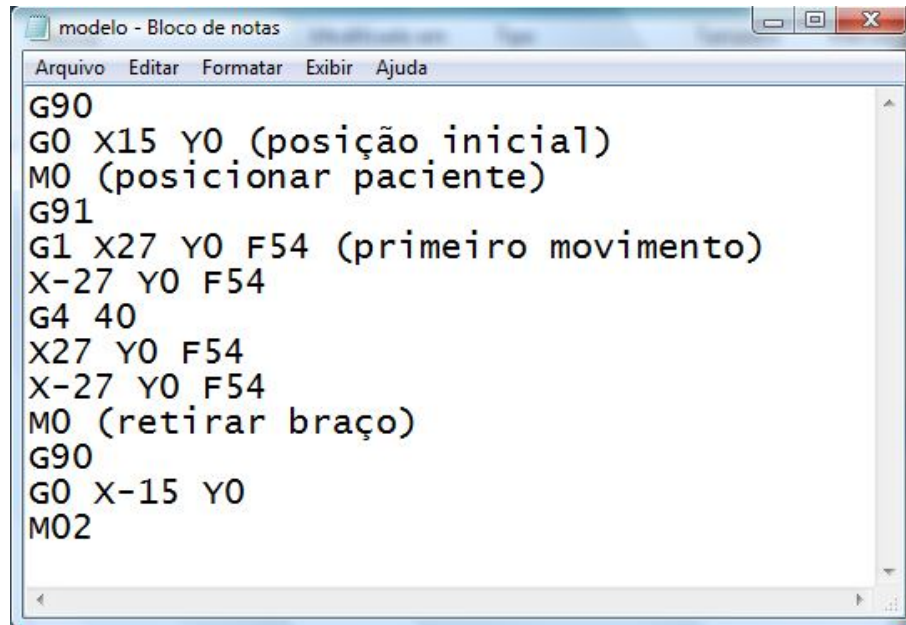
C3 será 60, pois neste programa o tempo está em segundos e no Mach3 o tempo está em minutos. Assim, é necessário equivaler os valores.

- Salvar Programa

O botão Salvar Programa é de acionamento rápido que fica à disposição de um simples clique em todo o decorrer do programa. O *software*, a partir do momento que a



sequência de movimento é salva, gera o programa CNC (Figura 24), o qual é lido e interpretado pelo programa controle.



```

Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
G90
G0 X15 Y0 (posição inicial)
M0 (posicionar paciente)
G91
G1 X27 Y0 F54 (primeiro movimento)
X-27 Y0 F54
G4 40
X27 Y0 F54
X-27 Y0 F54
M0 (retirar braço)
G90
G0 X-15 Y0
M02
  
```

Figura 24 – Programa CNC gerado em .txt.

O programa CNC fica oculto à interface do *software*, porém acessível ao usuário no local onde o mesmo o salvou. O documento gerado em formato texto (.txt) fornece dados para a saída do programa, de acordo com os dados de entrada da Planilha 1 e pode ser aberto em qualquer editor de texto.

➤ De acordo com a Figura 24, é possível visualizar os códigos G90, G0, X, Y, M0, G91, G1, F, G4 e M02.

#### 4.4 Exemplos de operação do CPM Computadorizado

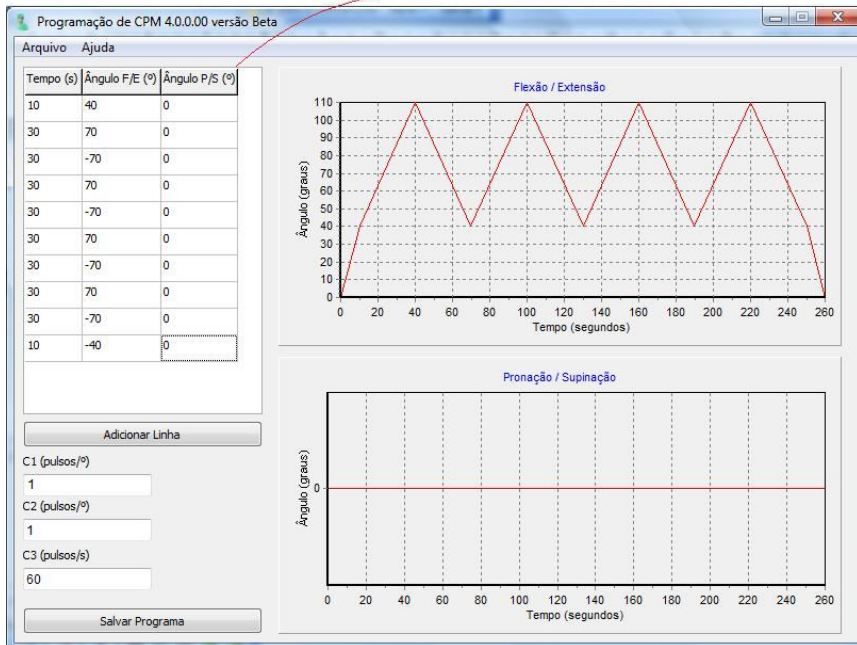
Neste item serão apresentados exemplos de programas sequências de movimentos gerados pelo equipamento desenvolvido, assim como a sua possível

aplicação. No primeiro exemplo será demonstrada uma sequência de movimentos com oscilações de ampla amplitude, onde é gerado o programa CNC para o eixo X em graus e em pulsos. No segundo, são exemplificadas oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular no eixo Y. No terceiro exemplo, oscilações de pequena amplitude no eixo X e ganho progressivo de ADM no eixo Y. No último exemplo são demonstradas oscilações com arco sustentado no eixo X e com arco sustentado progressivo no eixo Y, além disso, explicada uma forma de repetir a sequência programada.

#### 4.4.1 Oscilações de ampla amplitude

Este primeiro exemplo demonstra a opção de realizar a CPM somente em um eixo, ou seja, executar a flexão/extensão do cotovelo (Figura 25). Logo, no primeiro gráfico está sendo demonstrada a realização dos movimentos de acordo com as informações da planilha 1, fornecidas pelo fisioterapeuta. O eixo das ordenadas nos gráficos corresponde aos ângulos em graus e o eixo das abscissas, ao tempo em segundos.

O fisioterapeuta coloca na Planilha 1 todos os tempos e ângulos que deseja, para criar a sequência de movimento. Após, deve salvar o programa, arquivando a programação construída. O arquivo texto salvo possui as informações em linguagem CNC, as quais são interpretadas pelo programa controle Mach3 de forma automática. A primeira e segunda colunas da Planilha 1, o primeiro gráfico e, os valores de X e F do programa CNC, todos expostos na Figura 25, referem-se aos movimentos de flexão/extensão do cotovelo. Já a primeira e terceira colunas da Planilha 1, o segundo gráfico e os valores Y e F do programa CNC, estão relacionados aos movimentos de pronação/supinação do antebraço.



```

N10 G90
N20 G0 X40 Y0 (posição inicial)
N30 M0 (posicionar paciente)
N40 G91
N50 G1 X70 Y0 F280 (primeiro movimento)
N60 X-70 Y0 F280
N70 X70 Y0 F280
N80 X-70 Y0 F280
N90 X70 Y0 F280
N100 X-70 Y0 F280
N110 X70 Y0 F280
N120 X-70 Y0 F280
N130 M0 (retirar braço)
N140 G90
N150 G0 X-40 Y0
N160 M02

```

Figura 25 – Exemplo de oscilações de ampla amplitude de flexão/extensão do cotovelo.

No primeiro gráfico da Figura 25 é possível identificar a sequência de movimento gerada e, ao lado da interface do programa, a linguagem CNC de acordo com os dados registrados na planilha 1. A linguagem demonstra que está sendo executado o movimento de flexão/extensão do cotovelo em graus (eixo X) e não está sendo realizado nenhum movimento de pronação/supinação (eixo Y), pois os valores de Y permanecem zero, assim como os valores da terceira coluna da planilha 1 e o segundo gráfico. No bloco N10, está sendo indicado que os dados utilizados são absolutos (G90). N20 demonstra que o equipamento está posicionando (G0) o eixo X em 40° de flexão (X40) e como pode ser visualizado no gráfico e na primeira linha da Planilha 1: durante 10 segundos, partindo da extensão de 0° – extensão completa do cotovelo. Em N30 o programa mostra na tela a mensagem “posicionar paciente” (M0). Após o fisioterapeuta posicionar adequadamente o braço do paciente, clica na tecla “enter” e o equipamento continua executando a sequência.

O bloco N40 indica que os dados utilizados a partir de então são incrementais (G91). Em N50, durante os próximos 30 segundos, o equipamento está evoluindo 70° de flexão (X70), a partir da posição de G0 (X40) a uma velocidade de avanço de

280º/min (F280). Em N60, nos 30 minutos seguintes, o braço estende 70º (X-70), retornando à 40º de flexão, com velocidade de 280º/min (F280). Em N70, N90 e N110 são os mesmos comandos de N50. Já N80, N100 e N120 são iguais a N60. No bloco N130, o *software* gera a mensagem (M0) “retirar o braço”, o fisioterapeuta realiza a ação e clica novamente na tecla “*enter*”. N140 está sendo indicado que os dados novamente serão absolutos (G90). Em N150 o eixo X retorna à posição zero (G0 X-40) e N160 demonstra a finalização da sequência de movimentos programada (M02).

No programa controle Mach3, estas informações registradas em código G são expressas graficamente, demonstrando os movimentos do eixo X – flexão/extensão em função do eixo Y – pronação/supinação. O gráfico gerado é uma reta em X, pois somente este eixo está movimentando (Figura 26). Pode ser observado que o bloco em destaque – em branco no código gerado está sendo demonstrado no gráfico, destacado também em branco.

Esta primeira sequência de movimentos, exemplificada da Figura 25, é uma oscilação grau II, em que são realizados movimentos rítmicos de larga amplitude, sem atingir o limite da amplitude de flexão. O mesmo exemplo pode ser utilizado para os movimentos de pronação/supinação, sem atingir o limite da ADM destes movimentos.

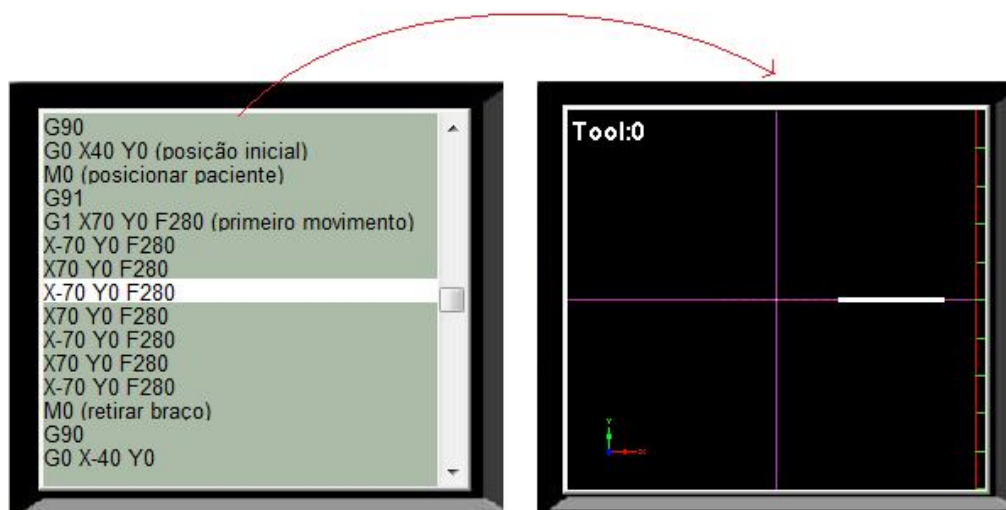


Figura 26 – Representação gráfica no Mach3 das oscilações de ampla amplitude de flexão/extensão do cotovelo.

A seguir, na Figura 27, é demonstrada esta mesma sequência de movimentos explicada, porém a geração do programa CNC com X, Y e F em pulsos e, não graus como anteriormente. A configuração de  $C1 = 0,38$ , porque é pulso/grau, o inverso de grau/pulso que é 1,8.  $C2 = 0,55$ , pois os motores possuem a resolução de  $1,8^\circ/\text{pulso}$  e, de acordo com a relação de transmissão, no eixo X, a resolução efetiva é de  $2,64^\circ/\text{pulso}$ , em pulso/grau é 0,55. Logo, foi configurada a relação pulso/grau no *software* de geração do programa CNC e, conseqüentemente, no *software* controle esta mesma relação é 1.

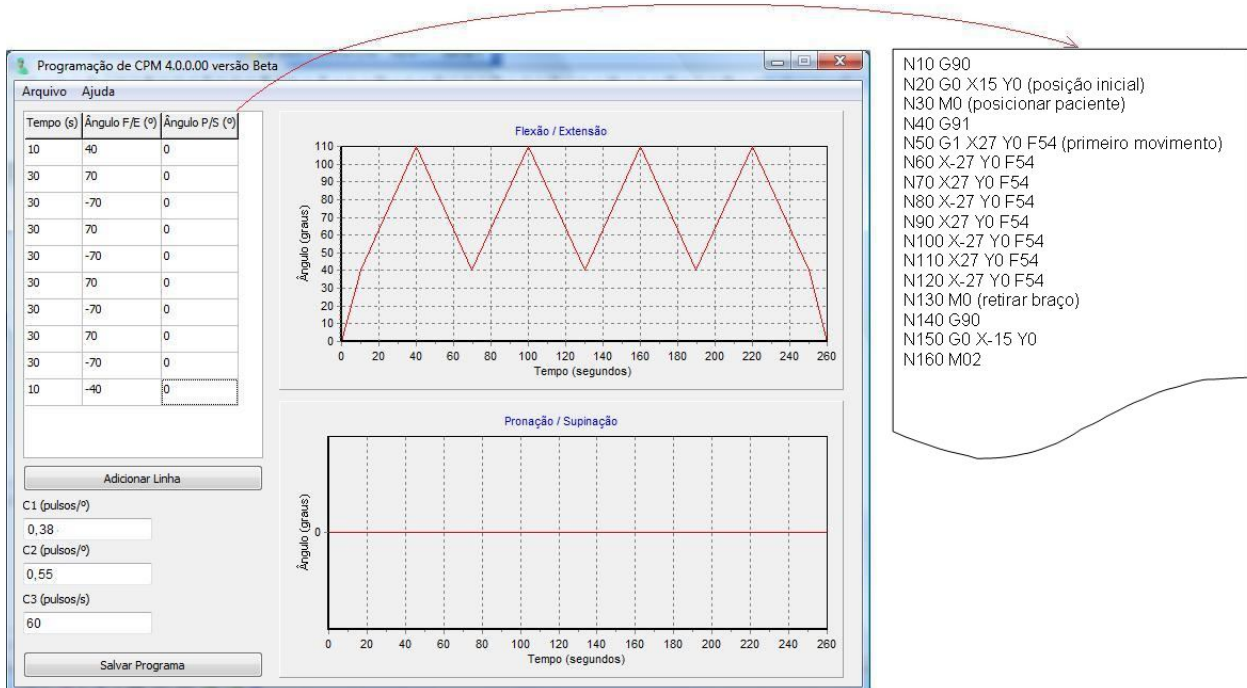


Figura 27 – Exemplo de oscilações de ampla amplitude de flexão/extensão do cotovelo com programa CNC gerado em pulsos.

#### 4.4.2 Oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular

Na Figura 28, é possível identificar outro exemplo de uma sequência de movimentos e o respectivo programa CNC gerado a partir dos dados informados na

Planilha 1. Neste exemplo, ao contrário do anterior, está sendo executado o movimento de pronação/supinação (eixo Y) e nenhum movimento no eixo X.

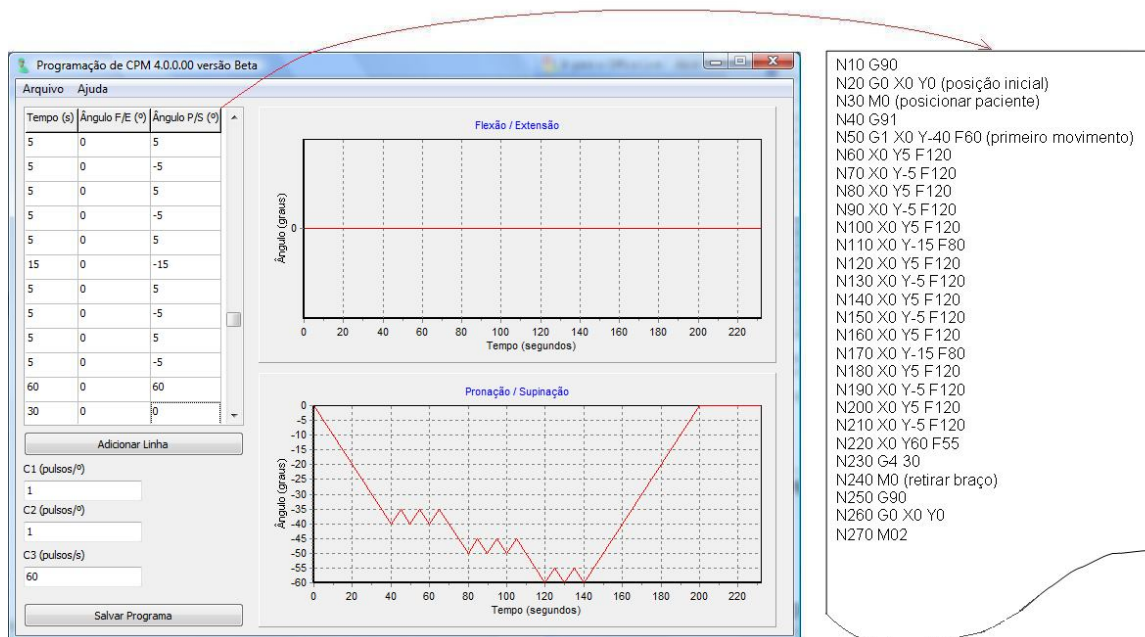


Figura 28 – Exemplo de oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular de pronação do antebraço.

No bloco N10, está sendo indicado que os dados são absolutos. N20 demonstra o posicionamento inicial da sequência (G0). Em N30 o *software* gera a mensagem (M0) “posicionar paciente”. N40 indica que a partir deste bloco os dados são incrementais (G91). N50 demonstra que tem início o movimento (G1) e, durante 40 segundos, o equipamento está realizando 40° de pronação do antebraço (X-40), partindo da posição neutra de 0°, como pode ser visualizado no segundo gráfico da Figura 28. Neste bloco a velocidade de avanço é de 60°/min (F60). No sexto bloco – N60, nos próximos cinco segundos o eixo Y está regredindo 5° da pronação de 40° atingida em N50 (Y5), chegando a uma posição efetiva de 35° de pronação, à velocidade de avanço de 120°/min (F120). N70 indica que nos cinco segundos seguintes, o eixo Y está evoluindo 5° de pronação (Y-5), retornando à posição efetiva de 40° a uma velocidade de 120°/min (F120). Em N80, nos próximos cinco segundos o eixo Y retorna aos 35° de



pronação (Y5) à mesma velocidade de N70. N80 é igual a N60 e, N90 idem ao bloco N70. N100 demonstra que o eixo Y evolui, nos 15 segundos seguintes, 15° de pronação (Y-15) a uma velocidade de 80°/min (F80), chegando à posição efetiva de 50° de pronação. Nos próximos blocos a sequência de movimento explicada de N50 a N100 se repete uma vez, nos respectivos ângulos conquistados.

N180 e N200 são os mesmos comandos de N60; N190 e N210 são os mesmos comandos de N70. Já em N220 o eixo Y retorna da posição atingida de 60° de pronação à posição de 0° (Y60) a uma velocidade de 55°/min (F55). Após, ambos os eixos permanecem parados por 30 segundos (N230 G4 30). Em N240, o software solicita que o fisioterapeuta retire o braço do paciente (M0). Em N250 há novamente a indicação de que os dados são absolutos, sendo que N260 mostra que o equipamento permanece na posição de 0° para ambos os eixos e em N270 informa que a sequência programada de movimentos terminou.

Quando o programa controle Mach3 lê o arquivo gerado, as informações dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo do eixo X e, pronação/supinação do antebraço do eixo Y são também demonstradas graficamente. Embora neste caso, o gráfico seja uma reta no eixo Y, porque X é zero, ou seja, o eixo X não realizou movimento algum (Figura 29).

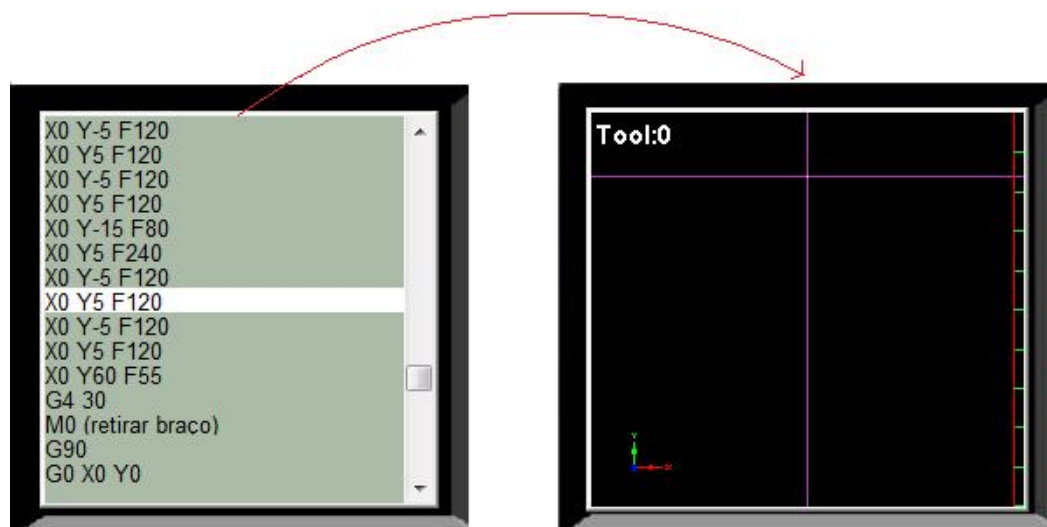


Figura 29 – Representação gráfica no Mach3 das oscilações de pequena amplitude próximas ao limite articular de pronação do antebraço.

Este segundo exemplo de sequência de movimentos que também pode ser realizada pelo CPM Computadorizado, é uma oscilação de grau II. Sequência que ocorre próximo ao limite da ADM disponível, porém sem atingir o extremo da amplitude articular. A mesma sequência pode ser utilizada para a flexão/extensão do cotovelo.

#### 4.4.3 Oscilações de pequena amplitude e ganho progressivo de ADM

No terceiro exemplo (Figura 30) são demonstrados movimentos nos dois eixos, flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço. No primeiro e segundo gráficos, estão sendo realizadas as sequências de movimentos de acordo com as informações da planilha 1, fornecidas pelo fisioterapeuta.

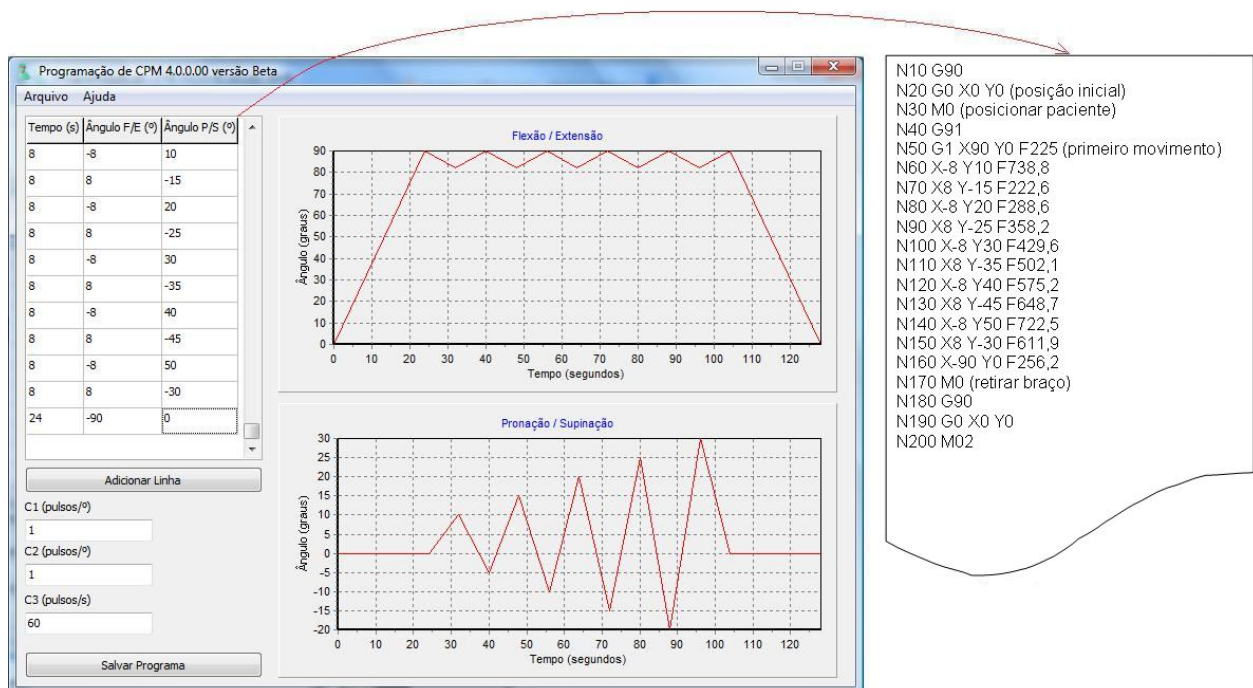


Figura 30 – Exemplo de oscilações de pequena amplitude e ganho progressivo de ADM.



Como nos exemplos anteriores, no bloco N10, está sendo indicado que os dados são absolutos. N20 demonstra o posicionamento inicial da sequência (G0). Em N30 o *software* gera a mensagem (M0) “posicionar paciente”. N40 indica que a partir deste bloco os dados são incrementais (G91). N50 demonstra que tem início o movimento (G1), nos primeiros 10 segundos, o equipamento está realizando 90° de flexão do cotovelo (X90) e, de acordo com o gráfico, a partir da extensão completa – 0°, com uma velocidade de avanço de 225°/min (F225). Neste mesmo instante – N50, o eixo de pronação/supinação não está sendo movimentado.

Já no sexto bloco – N60, pode-se interpretar que nos próximos 8 segundos, o equipamento está realizando o movimento de -8°, ou seja, estendendo 8° a partir da posição anterior – 90° de flexão, com velocidade de avanço de 738,8°/min (F738,8); neste mesmo instante começa o movimento de pronação/supinação (eixo Y), onde são realizados 10° de supinação (Y10), com a mesma velocidade de avanço do movimento de extensão.

No sétimo bloco – N70, observa-se que os dois eixos continuam se movimentando nos próximos 8 segundos, sendo que no eixo X, o equipamento está realizando a flexão de 8° (X8), a partir da posição anterior – 82° de flexão, chegando à angulação efetiva de 90° de flexão. Enquanto isso no eixo Y, o equipamento está proporcionando o retorno de 15° (Y-15), partindo dos 10° de supinação em relação à posição neutra do antebraço – 0°, chegando então à posição efetiva de 5° de pronação. Ambos estão realizando estes movimentos à velocidade aproximada de 222,6°/min (F222,6).

Em N80, nos próximos 8 segundos novamente está sendo realizado no eixo X, 8° de extensão partindo da posição prévia (90° de flexão), chegando novamente à posição efetiva de 82° de flexão. Neste mesmo instante, no eixo Y, o equipamento está progredindo 20° (Y20), partindo da posição de 5° de pronação e alcançando 15° de supinação. A velocidade de avanço para o eixo X e Y é de 288,6°/min (F288,6).

N90, N100, N110, N120, N130 e N140, seguem esta mesma sequência, sendo que no eixo X, a oscilação permanece de 82° a 90° de flexão e, no eixo Y, a cada ciclo progredem de 5° de pronação e 5° de supinação. A velocidade continua variando em cada bloco, pois ela é dependente do ângulo e tempo estipulados.

No bloco N150, durante 8 segundos acontece a flexão de 8°, chegando à posição efetiva de 90°, enquanto que no eixo Y, apenas acontece o retorno à posição neutra – 0° (Y-30), ambos à velocidade de 611,9°/min (F611,9). Em N160, durante os últimos 8 segundos da sequência, o eixo X retorna à posição de 0° (X-90), a uma velocidade de 256,2°/min (F256,2), enquanto que o eixo Y permanece parado na posição atingida no bloco anterior. Em N170, o *software* gera a mensagem para que o fisioterapeuta retire o braço do paciente (M0). Em N180 há novamente a indicação de que os dados são absolutos, N190 mostra que o equipamento permanece na posição de 0° para ambos os eixos e N200 indica que a sequência programada de movimentos finalizou (M02).

Este terceiro exemplo demonstra então dois tipos de oscilação grau III. No eixo X são movimentos rítmicos que primeiro atingem o limite da ADM e depois relaxam, permanecendo no limite e oscilando numa pequena amplitude, forçando para que o tecido possa ceder. Já no eixo Y, os movimentos rítmicos são de grande amplitude, mas também chegam ao limite da mobilidade existente, de um extremo ao outro, progredindo a ADM. Logo, ambas as oscilações visam o ganho forçado de mobilidade com relaxamento, respeitando o limite doloroso do paciente.

No programa Mach3, o gráfico demonstra os movimentos do eixo X – flexão/extensão em função do eixo Y – pronação/supinação (Figura 31). O sétimo bloco do código G em destaque na Figura 31 é representado no gráfico também em destaque.

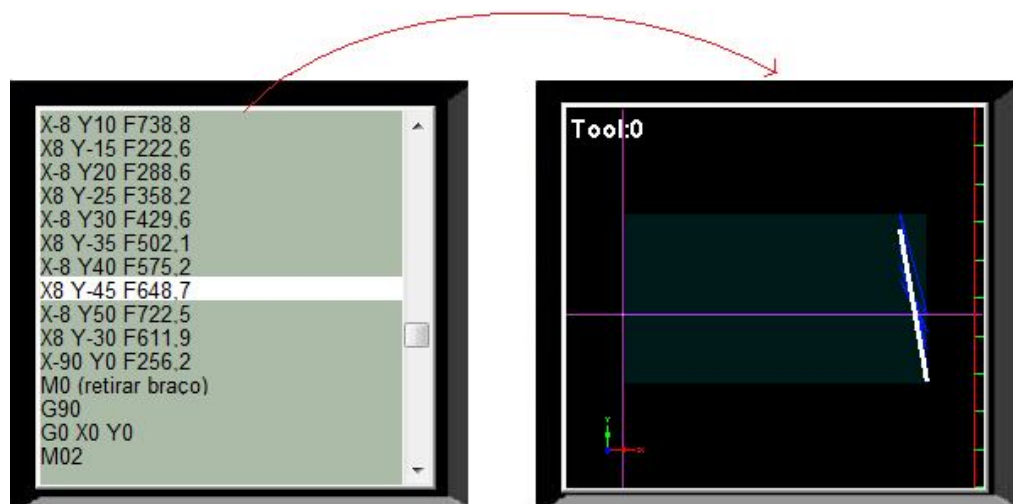


Figura 31 – Representação gráfica no Mach3 do exemplo de oscilações de pequena amplitude e ganho progressivo de ADM.

#### 4.4.4 Oscilações com arco sustentado e com arco sustentado progressivo: repetição da sequência de movimentos.

No exemplo a seguir são utilizados os movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação, de acordo com a Figura 32, para a demonstração do exemplo da sequência de movimento para ganho de ADM com arco sustentado e com arco sustentado progressivo, assim como a forma de repetir a sequência criada.

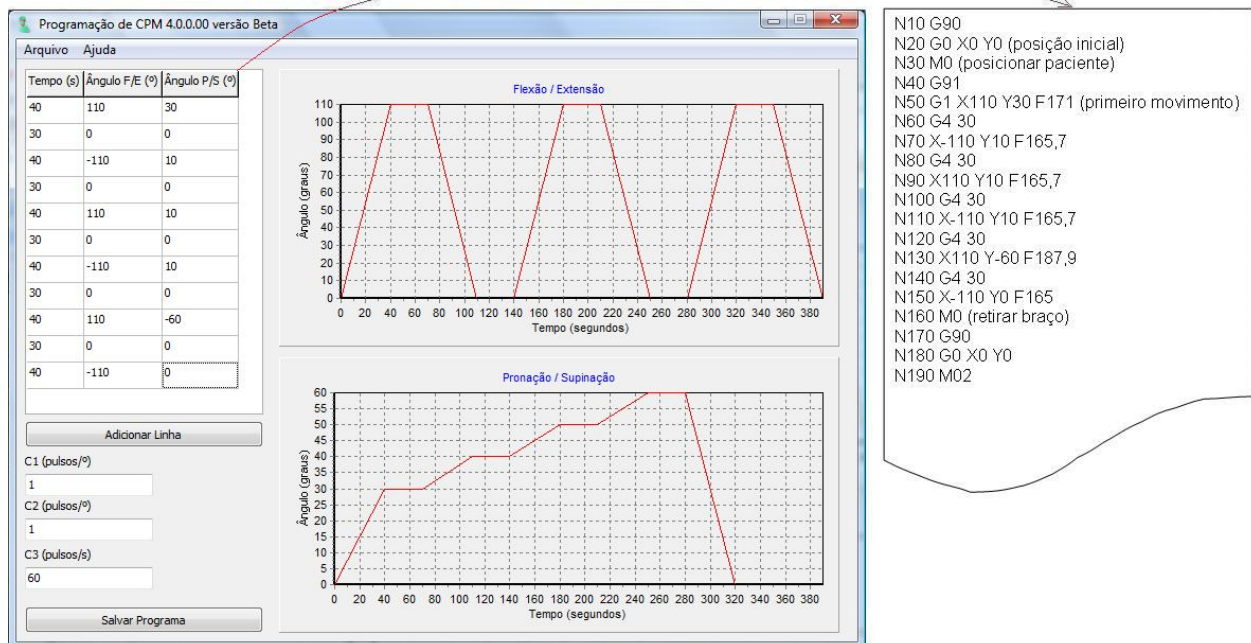


Figura 32 – Exemplo de oscilações para ganho de mobilidade com arco sustentado e arco sustentado progressivo.

O programa CNC gerado assim como os anteriores, apresenta: no bloco N10, a indicação de que os dados são absolutos; em N20 o posicionamento inicial da sequência (G0); no N30 o *software* gera a mensagem (M0) “posicionar paciente” e em N40 está indicado que a partir deste bloco os dados são incrementais (G91).

N50 demonstra que tem início a sequência programada (G1), neste primeiro movimento o equipamento realiza 110° de flexão do cotovelo (X110) e 30° de supinação do antebraço (Y30) durante os 40 segundos iniciais, com velocidade de 171°/min (F171). Em N60 ambos os eixos permanecem parados na posição atingida no bloco anterior por 30 segundos (G4 30). No N70 são realizados 110° de extensão do cotovelo (X-110), ou seja, o retorno do antebraço à posição de extensão completa – 0° e o eixo Y avança mais 10° de supinação (Y10), chegando à posição efetiva de 40° de supinação do antebraço. Estes movimentos acontecem durante 40 segundos a uma velocidade de 165,7°/min (F165,7).

Em N80, N100, N120 e N140 são os mesmos comandos de N60, ou seja, ambos os eixos permanecem parados na posição atingida no bloco anterior correspondente por 30 segundos (G4 30). Em N90 são realizados 110° de flexão do cotovelo (X110) e 10° de supinação do antebraço (Y10), evoluindo à 50° de supinação, durante 40 segundos a uma velocidade de 165,7°/min (F165,7). N110 demonstra que o eixo X retorna à posição de 0° de extensão (X-110), o eixo Y progride mais 10° de supinação (Y10), alcançando 60° de supinação do antebraço em 40 segundos, à velocidade de 165,7°/min (F165,7).

Em N130 o eixo X progride a 110° de flexão (X110), enquanto o eixo Y regride 60°, retornando à posição inicial da sequência (Y-60) durante 40 segundos à velocidade de 187,9°/min (F187,9). Em N150, também durante 40 segundos, o eixo X regride 110° (X-110), chegando à posição inicial da sequência com velocidade de 165°/min (F165), enquanto o eixo Y permanece parado (Y0).

Em N160, o *software* gera a mensagem (M0) “retirar braço”. Em N170 há novamente a indicação de que os dados são absolutos, N180 mostra que o equipamento permanece na posição de 0° para ambos os eixos. N190 demonstra que a sequência programada de movimentos finalizou (M02).

Esta sequência também pode ser visualizada no gráfico do programa controle Mach3, como os exemplos anteriores (Figura 33). De acordo com o oitavo bloco do código G destacado na Figura 33, o equipamento no instante correspondente se encontra parado e quando visualizado no gráfico, isto se confirma, pois não há nenhuma demonstração de movimento.

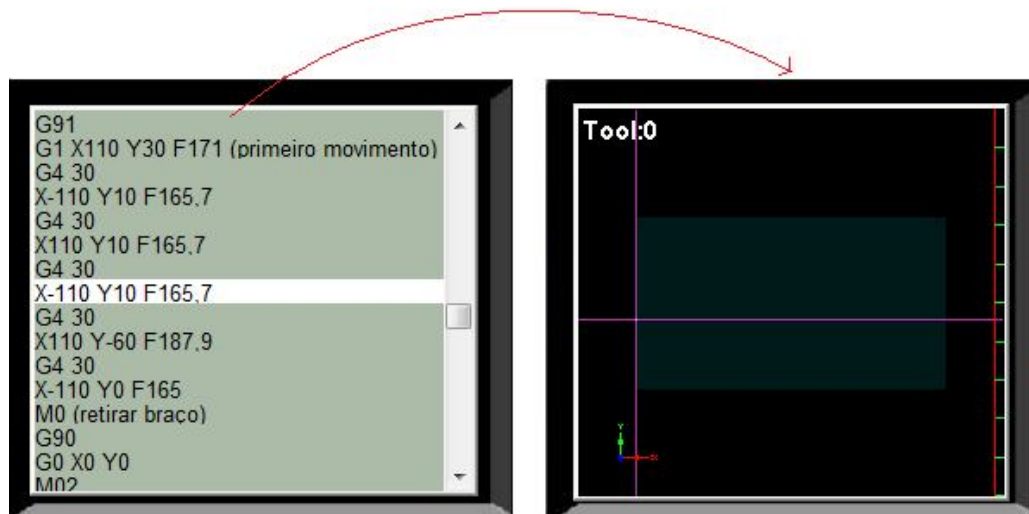


Figura 33 – Representação gráfica do código G no Mach3 das oscilações para ganho de mobilidade com arco sustentado e arco sustentado progressivo.

Estas duas sequências apresentadas neste último exemplo de movimentos exemplificam oscilações grau III que visam o ganho de ADM com arco sustentado no limite da resistência do tecido. Na primeira sequência a máxima amplitude permitida é atingida e, a flexão é sustentada por alguns segundos para posteriormente retornar à posição inicial e recomeçar o ciclo. Na segunda sequência, a máxima amplitude permitida é atingida, mantida por alguns segundos e os tecidos são forçados de forma progressiva para aumentar a ADM que, após é sustentada por mais alguns segundos. Isto pode ser repetido por três ciclos progressivos e após se retorna à posição inicial.

- Repetição de sequência de movimentos programada

A sequência de movimentos criada pelo fisioterapeuta pode ser reproduzida o número de vezes necessário. Basta abrir o arquivo.txt gerado, copiar (Ctrl+c) e colar (Ctrl+v) os blocos do programa CNC que o usuário deseja repetir, o número de vezes necessário (Figura 34). Após o arquivo precisa ser salvo e aberto no programa controle Mach3.

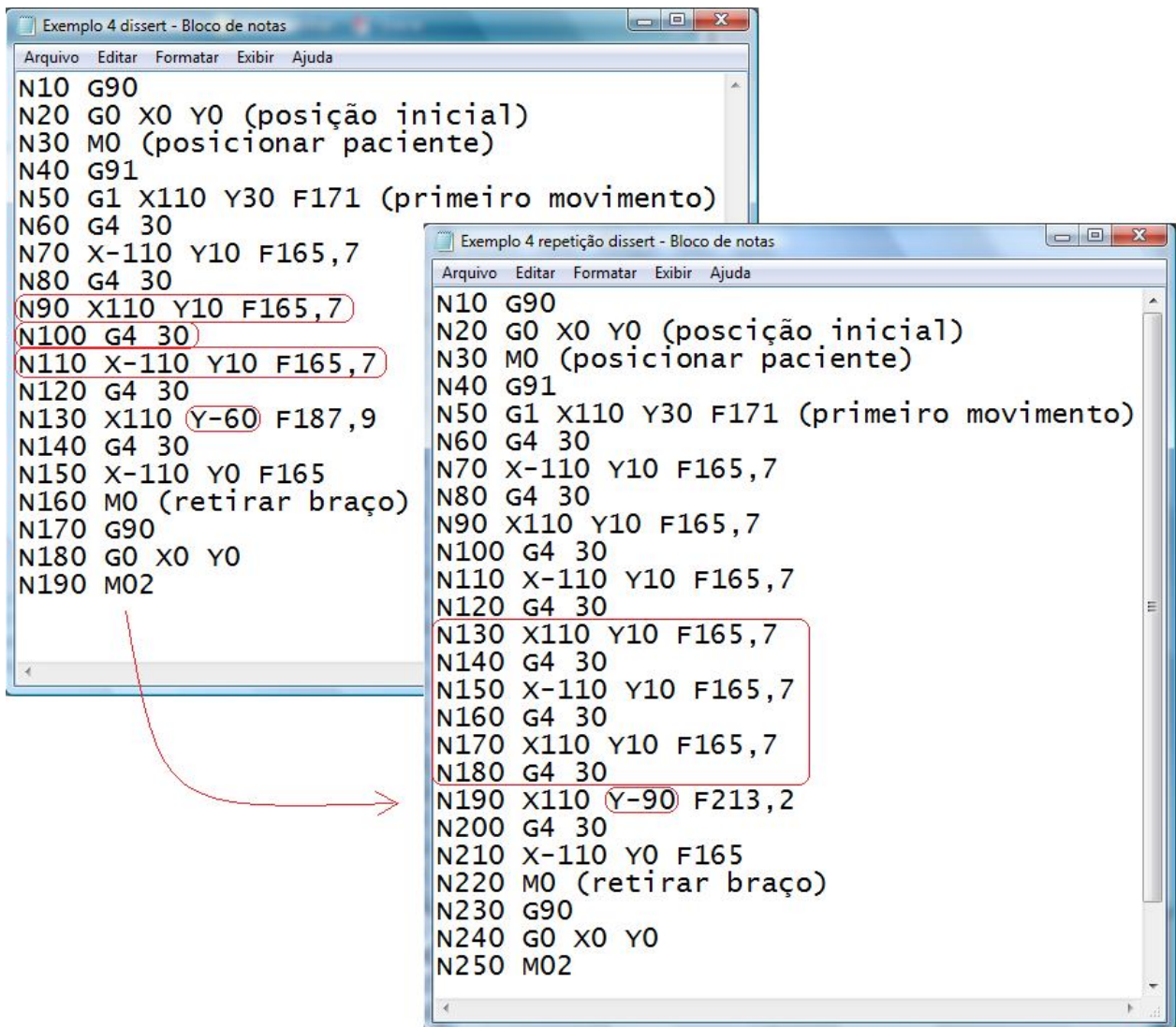


Figura 34 – Repetição da seqüências de movimentos do exemplo de oscilações para ganho de mobilidade com arco sustentado e arco sustentado progressivo.

Neste exemplo, foram editados os blocos N90, N100, N110, sendo que o bloco N90 foi copiado duas vezes; N100, três vezes e N110 uma vez. Os blocos anteriores permanecem iguais. N130 passa a ser N190 e Y-60 passa a ser Y-90, pois o equipamento volta à posição inicial e, como foram evoluídos mais 30° eles precisam ser acrescentados. N140 passa a ser N200, N150 a N210, N160 a N220, N170 a N230, N180 a N240 e N190 a N250.

Além disso, podem ser criados outros blocos, como por exemplo, tempo de pausa entre os blocos, colocando blocos com G4, por exemplo, N... G4 60.



#### 4.5 Avaliação da ADM passiva

O Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço desenvolvido permite a avaliação passiva dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço, através do programa controle Mach3.

Para isso, o usuário precisa acessar o *software* Mach3, clicar no eixo que deseja movimentar e com a tecla direcional do teclado para a direita são dados pulsos ao motor, o qual vai movimentando o equipamento até onde o usuário desejar ou o paciente permitir (Figura 35).



Figura 35 – Exemplo de avaliação passiva de flexão do cotovelo.

Na Figura 35 está sendo demonstrado o exemplo de uma avaliação onde foi possível realizar 97° de flexão do cotovelo. Este valor pode ser registrado pelo próprio fisioterapeuta em lugar distinto ou, pode ainda ser salvo em programa CNC. Para isso, o usuário clica no botão *Edit G-code*, abrirá um editor de texto, onde o posicionamento angular pode ser escrito em código G, salvo e aberto com o Mach3 quando for necessário.

Para gerar o arquivo em linguagem CNC nesse caso, o usuário precisa digitar G1, para indicar que o eixo move a uma velocidade programada F; indicar o eixo utilizado e o valor de ADM atingido, neste caso, o valor é 97° – X97. Como os

movimentos de pronação/supinação não foram mensurados, não ocorreu deslocamento no eixo Y, logo o valor de Y é zero – Y0. A velocidade de avanço utilizada neste exemplo foi de 50<sup>o</sup>/min, logo F é 50 – F50. O bloco correspondente no programa CNC é: G1 X97 Y0 F50.

#### **4.6 Análise dos resultados**

De acordo com os resultados expostos anteriormente, é possível identificar que a escolha da concepção do Equipamento de CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço permitiu que a técnica proposta fosse testada. Ele é um protótipo compacto e pode ser adaptado à utilização em hospitais, clínicas, consultórios, universidades e laboratórios de pesquisa.

Foi desenvolvido um protótipo simples, visando baixo custo e praticidade de operação, porque sua construção teve como objetivo testar seu controle por comando numérico computadorizado. Foram realizadas algumas alterações do projeto detalhado, para a construção do protótipo: o manípulo de ajuste da regulagem do comprimento do antebraço não foi necessário, pois o ajuste ficou firme; a regulagem para o comprimento do braço também não foi construído, porque seu objetivo é conforto e posicionamento ergonômico do paciente e, este protótipo não foi testado em pacientes; as rodas da base de suporte não foram colocadas, pois o equipamento não foi transportado com freqüência e; o apoio do braço e antebraço apresentam um menor comprimento.

Para que o CPM Computadorizado possa ser construído e/ou testado em pacientes, estas alterações precisam ser repensadas e, o equipamento melhorado, como por exemplo, acolchoar a base de suporte do braço com material esterilizável. É importante a colocação de rodas com trava na base de suporte, facilitando o deslocamento do equipamento e o deixando seguro no momento de sua utilização com o paciente. Também, no caso de construção do equipamento para comercialização, pode ser estudado o acionamento por servomotores. Estes não foram utilizados porque



o custo é maior e os motores de passo apresentaram as características básicas necessárias para os objetivos desta pesquisa. O design do equipamento também deve ser trabalhado para melhorar sua aparência e concluir o projeto iniciado.

O *software* desenvolvido para gerar o programa CNC, desempenhou sua função principal, ou seja, gerou o arquivo texto em linguagem padronizada para ser lida e interpretada pelo *software* controle e também apresenta uma interface amigável ao entendimento do fisioterapeuta. As constantes dos ângulos dos movimentos de flexão/extensão, pronação/supinação e do tempo, presentes na interface, poderiam estar no menu arquivo, já que elas são itens de configuração. Uma vez registradas estas constantes, de acordo com a configuração do *software* de controle escolhido, não precisam mais ser modificadas. Este *software* poderia oferecer a possibilidade de programar o número de repetições da sequência de movimentos gerada pelo fisioterapeuta, assim como a avaliação de ADM passiva. Se ele oferecesse esta possibilidade, seria mais fácil a avaliação, pois o fisioterapeuta não utilizaria o programa de controle dos motores (Mach3) para realizar esta ação.

O *software* de controle utilizado oferece grande variedade de opções, porém poucas são necessárias para aplicação com o CPM Computadorizado. Considerando sua utilização por profissional que não é da área de Engenharia relacionada a processos de fabricação, é um programa complexo. Esse fato justificaria investir no melhoramento do programa dedicado a este tipo de máquina, que também realizasse o controle e acionamento dos motores.

A característica do sistema de permitir a configuração da resolução dos eixos de movimento, possibilita essa implementação, pois quando a resolução real for informada, os dados do programa CNC representam diretamente o número de pulsos a serem enviados a cada motor. Como nos exemplos apresentados, as constantes C1 e C2 estão com valor unitário, a resolução real do sistema tem que estar na configuração do programa de controle dos motores. A implementação desse melhoramento pode ser realizada através da aplicação de técnicas de controle como as apresentadas nos trabalhos realizados por Goellner, 2006 e Cristo, 2009.

## 5 CONCLUSÃO

O desenvolvimento do Equipamento Computadorizado de Movimentação Passiva Contínua para Cotovelo e Antebraço demonstrou que este tipo de equipamento pode ser controlado por comando numérico computadorizado. Essa inovação através de tecnologia de automação facilita o trabalho de profissionais da área e contribui para a eficiência de tratamentos para a recuperação dos pacientes.

A implementação do *software* para gerar automaticamente arquivos texto em linguagem padronizada CNC, necessária para o funcionamento do equipamento com a técnica proposta, mostra que a técnica é de fácil entendimento para o fisioterapeuta, pois não exige conhecimentos sobre programação de máquinas CNC. Este *software* demonstra que a metodologia pode ser utilizada em outros equipamentos de CPM existentes no mercado, através de adaptações em que motores de passo ou servomotores sejam utilizados como elementos de acionamento dos eixos de movimentos.

Cabe salientar que a metodologia desse trabalho não substitui os profissionais da área. O CPM Computadorizado deve ser considerado como uma ferramenta de trabalho para o fisioterapeuta, que apenas garante a execução automática e precisa do que foi programado. A eficiência do tratamento depende de correta especificação de dados de operação e supervisão do processo pelo fisioterapeuta, o qual possui a formação para reabilitar e trabalhar com as disfunções do movimento.

Os resultados demonstraram que os objetivos propostos foram alcançados, ou seja, o CPM Computadorizado para Cotovelo e Antebraço foi construído, a tecnologia CNC foi utilizada para operar o equipamento e foi viável empregar motores de passo para acionamento do equipamento. Porém, a incompatibilidade entre os conhecimentos técnicos de operadores de máquinas CNC, para os quais os programas de controle foram desenvolvidos, e de profissionais da área da saúde, indicam a necessidade de implementar no sistema de geração do programa CNC, recursos para acionamento dos motores. Nesse sentido, esta tecnologia deve ser aperfeiçoada para ser testada em pacientes ou mesmo utilizada em outros equipamentos da área da saúde.

## REFERÊNCIAS

ALCID, J. G.; AHMAD, C. S.; LEE, T. Q. Elbow anatomy and structural biomechanics. **Clinics in sports medicine**, Virginia, v. 23, n.4, p. 503-517, 2004.

AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION (EUA). What Is a Physical Therapist? **Physical therapy**, Alexandria, v. 81, n. 1, p. S12/20-S28/36, 2001.

AQUINO, C. F. de et al. Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva dos isquiotibiais. **Revista brasileira de Medicina do Esporte** [online], Niterói, v 12, n.4, p. 195-200, jul/ago. 2006. ISSN 1517-8692.

ARAÚJO, C. G. S. de. Correlação entre diferentes métodos lineares e adimensionais de avaliação da mobilidade articular. **Revista Brasileira de Ciências e Movimento**. Brasília, v.8, n. 2, p. 25-32, mar. 2000.

ARAUJO, R. C. de. **Detecção de objetos no plano via sistema de visão**. 2005. 48 f. Monografia (Curso de Pós-Graduação – Lato Sensu de Mecânica Fina) – Universidade São Judas Tadeu, São Paulo.

ARTSOFT. **Mach3 CNC Controller Software Installation and Configuration**. Version 3. 2008, 106 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO (Brasil). **Engenharia de Produção**. Rio de Janeiro, 2000. Disponível em: <http://www.abepro.org.br/interna.asp?p=399&m=440&s=1&c=417>> Acesso em: 01 jul. 2009.

BACK, N. et al. **Projeto integrado de produtos**: planejamento, concepção e modelagem. Barueri, São Paulo: Manole, 2008, 601 p.

BARRA D. C. C. et al. Evolução histórica e impacto da tecnologia na área da saúde e da enfermagem. **Revista eletrônica de Enfermagem**, v. 08, n. 03, p. 422 - 430, 2006. Disponível em: <[http://www.fen.ufg.br/revista/revista8\\_3/v8n3a13.htm](http://www.fen.ufg.br/revista/revista8_3/v8n3a13.htm)> Acesso em: 26 dez. 2008.

BARREIRO, M. S.; FRÈRE, A. F.; THEODÓRIO, N. E. M. **Goniômetro computadorizado**. In: II FÓRUM DE INFORMÁTICA APLICADA A PESSOAS PORTADORAS DE NECESSIDADES ESPECIAIS DO CONGRESSO BRASILEIRO DE COMPUTAÇÃO. 2003, Itajaí. **Anais...** Itajaí: Univali, 2003, v. 1, p. 1687-1693.

BARROS, F. B. M. Autonomia Profissional do Fisioterapeuta ao longo da história. **Revista fisiobrasil**, Rio de Janeiro, n. 59, p. 20-31, 2003.

BREEN T. F., GELBERMAN R. H., ACKERMAN G. N. Elbow flexion contractures: Treatment by anterior release and continuous passive motion. **Journal of hand surgery**, London, v. 13-B, p. 286-287, 1988.

BRITES, F. G.; SANTOS, V. P. A. **Motor de Passo**. Grupo PET-Tele Escola de Engenharia da Universidade Federal Fluminense. Niterói, RJ, julho 2008.

CANADIAN INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE. SARINGER J. H.; Culhane, J. J. **Continuous passive motion device for upper extremity forearm therapy**. Ca n. CA2216863C, 26 set. 1997, 06 dez. 2005.

CASTILHO-WEINERT, L. V.; LOPES, H. S.; WEINERT, W. R. **Informática na fisioterapia**: sistema multimídia de apoio ao aprendizado dos testes de força muscular. In: Workshop de Informática Médica – WIM. 2008, Belém. **Anais...** Belém: SBC, 12-18/julho, 2008, p. 101-110.

CAYRES, P. G. et al. O aprendizado interdisciplinar através do desenvolvimento do produto: um estudo de caso envolvendo a área de fisioterapia. In: XXV ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 8., 2005, Porto Alegre. **Anais eletrônicos...** Porto Alegre: ABEPRO, 2005, p. 5451-5458. Disponível em: [http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2005\\_Enegep1101\\_0889.pdf](http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2005_Enegep1101_0889.pdf)>. Acesso em: 27 dez. 2008.

CHATTANOOGA. **Rehabilitation Products Catalog**. Hixson, 2009. Disponível em: <[http://www.chattgroup.com/downloads/Catalog/7153A\\_2008\\_GL\\_Catalog.pdf](http://www.chattgroup.com/downloads/Catalog/7153A_2008_GL_Catalog.pdf)> Acesso em: 31 maio 2010.

CHAVES T. C. et al. Confiabilidade da fleximetria e goniometria na avaliação da amplitude de movimento cervical em crianças. **Revista brasileira de fisioterapia**, São Carlos, v. 12, n. 4, p. 283-289, jul./ago. 2008.

CLARKSON, H. M. **Musculoskeletal assessment**: joint range of motion and manual muscle strength. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2 ed, 2000. p. 432.

CONSELHO FEDERAL DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL (Brasil). **Fisioterapia/definição**. Brasília. Disponível em: <[http://www.coffito.org.br/conteudo/con\\_view.asp?secao=27](http://www.coffito.org.br/conteudo/con_view.asp?secao=27)>. Acesso em: 27 dez. 2008.

CONSELHO REGIONAL DE FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL - 5ª REGIÃO (Brasil). **Legislação**. 3 ed. Porto Alegre, 2004.

CRISTO, E. F. de. **Implementação de Técnicas de Controle de Motores de Passo em Aplicações CNC**. 2009. 92 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2009.

D'ALESSANDRO, R. L. et al. Análise da associação entre a dinamometria isocinética da articulação do joelho e o salto horizontal unipodal, *hop test*, em atletas de voleibol. **Revista brasileira de Medicina do Esporte** [online]. Niterói, v 11, n.5, p. 271-275, 2005. ISSN 1517-8692.

DURWARD, R.B.; BAER, W.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. 1 ed. São Paulo: Manole, 2001. p. 233.

EMC TEAM. **Getting Started Guide V2.4**. 2010, 48 p.

FILHO, A. Z. et al. Tratamento artroscópico da epicondilite lateral do cotovelo. **Revista brasileira de ortopedia**. São Paulo, v. 39, n. 3, p. 93-101, mar. 2004.

GARCIA, P. R. S. **Redesenho de porta-agulhas cirúrgicos**: uma experiência projetual, RS. 2002. 172 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2002.

GASPARETTO, R. **Controle Vetorial do Motor de Indução**, RS. 2006. 61 p. Projeto de conclusão (Departamento Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.

GOELLNER, Erika. **Ferramenta Computacional para Acionamento de Motores de Passo Aplicados ao Projeto de Equipamentos CNC**. 2006. 130 f. Dissertação

(Mestrado em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2006.

HEBERT, S. et al. **Ortopedia e traumatologia**: princípios e prática. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. 1631 p.

JACE SYSTEMS. **JACE Elbow CPM**. Cherry Hill, 2003. Disponível em: <<http://www.jacesystems.com/products/elbow.htm>>. Acesso em: 31 maio 2010.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007, 346 p.

KAROLCZAK, A. P. B. **Propriedades mecânicas e elétricas dos músculos do cotovelo após imobilização**, RS. 2006. 158 p. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade federal do rio Grande do Sul, Porto Alegre.

KELLYWARE. **Manual Kcam 4 – CNC control software**. 2007, 31 p.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. k.; PROVANCE, P. G. **Músculos provas e funções**. 4 ed. São Paulo: Manole, 1995, 422 p.

KINEX MEDICAL COMPANY. **KINEX KE2 ELBOW CPM**. Waukesha. Disponível em: <<http://www.kinexmedical.com/resources/Elbow%20CPM.pdf>> Acesso em: 31 maio 2010.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos**: fundamentos e técnicas. 4 ed, Barueri: Monole, 2005, p. 841.

KRUG, R. **Projeto CNC de 3 Eixos Utilizando Tecnologias Livres**. RS, 2008. Relatório final de projeto (Laboratório CIM) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre.

LECH, O. et al. Reconstrução cirúrgica das lesões ligamentares agudas do cotovelo. **Revista brasileira de ortopedia**, São Paulo, v. 33, n. 12, p. 945-950, dez. 1998.

LEE, H-H. et al. Operative treatment of displaced medial epicondyle fractures in children and adolescents. **Journal of shoulder and elbow surgery**. Taipei, Taiwan, v. 14, n. 2, p. 178-185, 2005.

LUCATELLI, M. V. et al. Engenharia clínica e a metrologia em equipamentos eletromédicos. In: METROLOGIA-2003 - METROLOGIA PARA A VIDA, 5., 2003, Recife. **Anais eletrônicos...** Recife: Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM), 2003. Disponível em: <<http://www.ieb.ufsc.br/engclin/lat/downloads/EngClin&Metrologia.pdf>> Acesso em: 27 dez. 2008.

LUNKES, J. V.; VEIGA, L. K.; SILVA, A. D. da. Considerações preliminares na especificação de motores de passo. In: XII Congresso Nacional de Estudantes de Engenharia Mecânica, 2005, Ilha Solteira. **Paper...** Ilha Solteira: CRE05-OA10, 2005.

MAVROIDS, C. et al. Smart portable rehabilitation devices. **Journal of Neuroengineering and rehabilitation**, London, v. 2, n.18, 2005 ,p 1-15, Disponível em: <<http://www.jneuroengrehab.com/content/2/1/18>> Acesso em: 23 jul 2009. DOI:10.1186/1743-0003-2-18.

MAZZER, P. Y. C. N. **Desenvolvimento de um aparelho de movimentação passiva contínua para o cotovelo**, SP. 2001. 76 p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) - Universidade de São Paulo, São Carlos.

MELO, B. S. V. de; OLIVEIRA, L. A. B. de. **Desenvolvimento de uma mesa posicionadora XY para aplicação em bordados**. DF. 1999. 167 p. Relatório final (Faculdade de Tecnologia) – Universidade de Brasília, Brasília.

MIYASAKA, K. C. Anatomy of the elbow. **Orthopedic clinics of North America**. New York, v. 30, n. 1, jan. 1999.

MOREIRA, A. L. C. et al. Avaliação e melhoria do clima organizacional de uma clínica ortopédica. In: XXII ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 6., 2002, Curitiba. **Anais eletrônicos...** Curitiba: ABEPRO, 2002, p. 1-6. Disponível em: <[http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2002\\_TR21\\_1241.pdf](http://www.abepro.org.br/biblioteca/ENEGEP2002_TR21_1241.pdf)> Acesso em: 27 dez. 2008.

NETTER, F. H. **Atlas de anatomia humana**. 5 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. 638 p.

O'DRISCOLL, S. W.; GIORI, N. J. Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 37, n. 2, p. 179-188, mar/abr 2000.

OLIVEIRA, A. R. M.; ZARBIN, A. J. G. Um procedimento simples e barato para a construção de um equipamento "dip-coating" para deposição de filmes em laboratório. **Quím. Nova [online]**, v. 28, n. 1, p. 141-144, 2005.

OLIVEIRA, F. Z. de; RUBIO, J. C. C. **Cenário de manufatura integrada para produção de moldes e matrizes**. Universidade Federal de Minas Gerais. Laboratório de Usinagem e Automação – DEMEC. Minas Gerais, abr. 2005.

ORTHOREHAB INC. CULHANE, J. J. et al. **Combination pro/supination and flexion therapeutic mobilization device**. Pub n. WO/2001/068028. International Application n. PCT/CA2001/000321, 14 mar. 2001, 20 set. 2001.

OTTO BOCK HEALTH CARE. **E3 Elbow CPM Device**, Plymouth, 2010. Disponível em: <[http://www.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob\\_us\\_en/hs.xsl/15814.html](http://www.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/15814.html)>. Acesso em 31 maio 2010.

PATSKO, L. F. **Tutorial Controle de Motor de Passo**. Maxwell Bohr – Instrumentação eletrônica; Pesquisa e Desenvolvimento de Produtos, 2006, 15 p.

PEREIRA, A. G. **Desenvolvimento e avaliação de um editor para programação CN em centros de usinagem**, PR. 2003. 104 p. Dissertação (Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Paraná, Curitiba.

PEREIRA JÚNIOR, A. A.; GONÇALVES, L. O. Aplicação de uma escala funcional de cotovelo e antebraço após fratura. **Reabilitar**, São Paulo, v. 8, n. 30, p. 14-20., jan-mar 2006. Disponível em: <<http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online>>. Acesso em: 08 set. 2008.

PRATES, G. A. Reflexão sobre o uso da ergonomia aliado à tecnologia: propulsores do aumento da produtividade e da qualidade de vida no trabalho. **RACRE - Revista de Administração**, São Paulo, v. 07, n. 11, p. 76-85, jan/dez. 2007.

PRENTICE, W. E.; VOIGHT, M. L. **Técnicas em reabilitação musculoesquelética**. Porto Alegre: Artmed, 2003. 927 p.



RODRIGUES, W.; JÚNIOR, E. L. **Inversor de frequência em sistemas de bombeamento**. UNICAMP, Campinas, 2002, 11p.

ROSSO R. S. U.; NEWMAN S. T. Estrutura de Dados para Sistemas CAD/CAM aderente à STEP. In: CONGRESSO IBERO-AMERICANO DE ENGENHARIA MECÂNICA, 4., 2003, Coimbra, **Anais...** Coimbra: Universidade de Coimbra, 2003. p. 1019-1024.

SACCO I. C. N. et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Revista brasileira de fisioterapia**, São Carlos, v. 11, n. 5, p. 411-417, set./out. 2007.

SANTIAGO, G. S.; MEDEIROS, A. A. D. **Desenvolvimento de um braço manipulador robótico didático de baixo custo controlado por computador**, RN. 1998. Universidade Federal de Natal. Disponível em: <ftp://adelardo:web@users.dca.ufrn.br/artigos/SPET98.ps>.

SMITH; NEPHEW. **Kinetec 6080 Elbow CPM Machine**: versatility and portability. Germantown, 1996. Disponível em: [http://www.theratechequip.com/PDFs/Brochure\\_Kinetic6080.pdf](http://www.theratechequip.com/PDFs/Brochure_Kinetic6080.pdf)>. Acesso em 31 maio 2010.

SPERB, D. Q. **Desenvolvimento de dispositivo programável de movimento passivo contínuo para membros inferiores**, RS. 2006. 87 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.

UNITED STATES PATENT. BENY, L.; OSTER, L. **Splint for passive motion of an upper limb**. AbilityOne Corporation (Bolingbrook, IL). US n. US006676612, 8 mar. 2002, 13 jan 2004.

UNITED STATES PATENT. BLANCHARD, F. W. et al. **Continuous passive motion device having a comfort zone feature**. Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN (US). US n. US006267735B1, 9 nov. 1999, 31 jul 2001.

UNITED STATES PATENT. BONUTTI, P. M.; ZITZMANN, G. E. **Orthosis with distraction through range of motion**. Effingham, Ill. US n. US005395303A, 23 set. 1993, 7 mar. 1995.

UNITED STATES PATENT. CULHANE, J. J. et al. **Combination pro/supination and flexion therapeutic mobilization device**. US n. US7101347B2, 13 mai. 2003, 5 set. 2006.

UNITED STATES PATENT. HOTCHKISS, R. N. et al. **Dynamic elbow support**. US n. US005102411A, 23 ago. 1991, 07 abri. 1992.

UNITED STATES PATENT. JENSEN, R. J. **Dynamic continuous passive motion chair**. US n. 59756097, 21 dez. 1995, 2 nov. 1999.

UNITED STATES PATENT. MASON, J. T; HOWARD, M. E. **Continuous passive motion device for rehabilitation of the elbow or shoulder**. US n. US007108664B2, 01 nov. 2002, 19 set 2006.

UNITED STATES PATENT. OU, Y-J. et al. **Continuous passive motion exercise system with driven monitoring**. Industrial Technology Research Institute (Hsin Chu Hsien, TW). US n. US007090650, 30 dez. 2002, 15 ago. 2006.

UNITED STATES PATENT. SARINGER, J. H.; CULHANE, J. J. **Continuous passive motion device for upper extremity forearm therapy**. US n. US005951499A, 29 jul. 1997, 14 set. 1999.

UNITED STATES PATENT. SINGER, R. D.; TRICKEY, E. A. **Electronic range of motion apparatus, for orthosis, prosthesis, and CPM machine**. US n. US005252102A, 5 ago. 1992, 12 out. 1993.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. KNOLL, G. **Therapeutic device**. US n. US20020082530A1, 26 dez 2000, 27 jun. 2002.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. LADD, L. D. J.. **ISOROM portable isometric and passive range of motion device**. US n. 20060041205. 17 ago. 2004, 23 fev. 2006.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. MASON, J. T; HOWARD, M. E. **Continuous passive motion device for rehabilitation of the elbow or shoulder**. N. US2004087880A1, 1 nov. 2002, 6 Mai, 2004.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. OU, Y-J et al. **Continuous passive motion exercise system with driven monitoring**. Industrial Technology Research Institute (Hsin Chu Hsien, TW). 20040127821, 30 dez. 2002, 1 jul. 2004.

UNITED STATES PATENT APPLICATION. SIEBER, L. L. **Slip-Stop Device for Continuous Passive Motion Machines**. US n. 20090032032, 31 jul 2007, 5 fev. 2009.

VENTURINI, C. et al. Confiabilidade de dois métodos de avaliação da amplitude de movimento ativa de dorsiflexão do tornozelo em indivíduos saudáveis. **Acta fisiátrica**, n. 13, v. 1, p. 39-43, 2006.

VOLPON, J. B. Semiologia ortopédica. **Medicina**, Ribeirão Preto, v. 29, p. 67-79, jan./mar. 1996.

YAMAMOTO, K. et al. Clinical results of arthrolysis using postero-lateral Approach for post-traumatic contracture of the elbow joint. **Hand Surgery**, Tokyo, v. 8, n. 2, p. 163-172, dec. 2003.

WECKER, J. E. Aula de Anatomia®. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com>> Acesso em 21 de agosto de 2010.

WELFER, D.; SILVA A. D. da; D'ORNELLAS M. C. Programação de equipamentos CNC através da análise de imagens por segmentação. **Revista CCEI-URCAMP**, Bagé, v. 8, n. 14, p. 69-77, ago. 2004. Disponível em: <[http://attila.urcamp.tche.br/ccei/html/revistas/revista\\_14.pdf#page=69](http://attila.urcamp.tche.br/ccei/html/revistas/revista_14.pdf#page=69)> Acesso em: 17 fev. 2010.

WILSON, M. Computadorized Prosthetics. **Magazine of Physical Therapy**, Alexandria, p. 34-38, dec. 2001.