UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

**Desenvolvimento de um aparelho de
Movimentação Passiva Contínua para o
cotovelo**

PATRÍCIA YUMI CANTALEJO NAGIMA

Dissertação apresentada à Área Interunidades
Bioengenharia - Escola de Engenharia de São
Carlos/ Faculdade de Medicina de Ribeirão
Preto/Instituto de Química de São Carlos,
Universidade de São Paulo, para obtenção do
título de Mestre em Bioengenharia

ORIENTADOR: Prof. Dr. Nilton Mazzer

Ribeirão Preto
2000

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

**Desenvolvimento de um aparelho de
Movimentação Passiva Contínua
para o cotovelo**

Patrícia Yumi Cantalejo Nagima

Ribeirão Preto
2000

Universidade de São Paulo
Curso de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia
Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos

MEMBROS DA COMISSÃO JULGADORA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DA ALUNA PATRÍCIA YUMI CANTALEJO NAGIMA, APRESENTADA AO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA
EESC/FMRP/IQSC-USP, EM 10/01/2001.

Prof. Dr. Nilton Mazzer – Orientador

Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri – COT / FMRP

Prof. Dr. William Dias Belangero – Depto. Ortopedia / UNICAMP

Este trabalho contou com o apoio financeiro da FAPESP
(Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo)

Dedicatória

*Aos meus pais, pelo amor, confiança, apoio e incentivo
dedicados em todas as etapas da minha vida*

*Ao Nilton, por seu amor, compreensão, estímulo e
dedicação em todos os momentos*

Ao meu irmão, pelo seu amor e paciência

A DEUS, por estar entre nós, sempre

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Nilton Mazzer, por sua paciência e incentivo na orientação deste trabalho. Agradeço por me permitir desfrutar dos seus imensuráveis ensinamentos profissionais e o mais importante, os ensinamentos de vida, respeito, humildade e dedicação em tudo o que faz

Ao Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri, por sua grandiosa colaboração durante a realização deste trabalho

Ao Engenheiro Antônio Carlos Shimano, pelo auxílio oferecido na parte mecânica do protótipo e na correção do trabalho

Ao Sr. Luis Henrique Alves Pereira, responsável pela parte eletrônica do protótipo, que muito me auxiliou em todos os detalhes do mesmo

Aos colegas do Laboratório de Bioengenharia, especialmente o engenheiro Carlos Alberto Moro e o Sr. Francisco Carlos Mazzonato

Aos funcionários da Oficina de Precisão da Prefeitura da FMRP-USP, em especial ao Sr. Octávio Terra Filho

À Sra. Rosa P. B. Alves, pela dedicação oferecida na elaboração dos gráficos, tabelas e formatação deste trabalho

Às secretárias de pós-graduação Sra. Maria de Fátima Feitosa de Lima, Sra. Janete Ferreira Rodrigues dos Santos e Srta Maria Teresinha de Moraes

Aos colegas pós-graduandos, pelo companheirismo durante estes anos especialmente ao Edson Aves de Barros Jr. e ao Adriano de Jesus Holanda

Às pessoas que se propuseram a utilizar o aparelho durante a realização dos testes

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho

Lista de Figuras

FIGURA 1 – Desenho esquemático do protótipo inicial de movimentação passiva contínua para o cotovelo.....	19
FIGURA 2 – Protótipo inicial.....	20
FIGURA 3 – Caixa removível de proteção do fuso e a demarcação do ângulo de excursão do movimento de flexão/extensão.....	22
FIGURA 4 – Mecanismo independente de pronação/supinação.....	23
FIGURA 5 – Mecanismo independente de flexão/extensão.....	23
FIGURA 6 – Mecanismo combinado de flexão/extensão com pronação/supinação..	25
FIGURA 7 – Micromotores elétricos responsáveis pelos movimentos.....	26
FIGURA 8 – Mecanismo de acionamento.....	26
FIGURA 9 – Teste de resistência do motor responsável pelo movimento de flexão/extensão do cotovelo.....	27
FIGURA 10 – Avaliação do mecanismo combinado.....	29
FIGURA 11 - Acessórios confeccionados em tecido poliéster/espuma.....	30
FIGURA 12 – Coluna regulável.....	31
FIGURA 13 – Versão final do aparelho de Movimentação Passiva Contínua para Cotovelo, acoplado à cadeira giratória.....	34

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Média dos valores obtidos através do protocolo de avaliação em 100 membros superiores.....20

TABELA 2 – Resistências elétricas de cada ciclo e a velocidade medida no aparelho para os movimentos de flexão/extensão.....29

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de movimento

AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

cm – Centímetros

D – Direito

E – Esquerdo

F – Feminino

fpp – Fios por polegada

h/dia – Horas por dia

Kgf – Kilograma-força

M – Masculino

mm – Milímetros

mm/s – Milímetros por segundo

μm – Micrômetro

MPC – Movimentação passiva contínua

rpm – Rotação por minuto

SAE – Standard American Engineering

USP – Universidade de São Paulo

x/dia – Vezes por dia

LISTA DE SÍMBOLOS

° - Grau

% - Porcentagem

®- Marca registrada

> - Maior

” – Polegada

’/” – Minuto/segundo

Ø - Diâmetro

RESUMO

A técnica de reabilitação denominada movimentação passiva contínua (MPC) 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 objetivo deste trabalho foi o desenvolvimento de um aparelho de movimentação passiva contínua (MPC), para a articulação do cotovelo, utilizando tecnologia nacional. O aparelho foi desenvolvido, conforme os sistemas idealizados, que são: 1 – Sistema de base de apoio, cadeira giratória e coluna regulável; 2 – Sistema de movimentação independente e combinado, que consta de motores, fuso, apoio de braço e de antebraço e sistemas de polias; 3 – 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 realizar a flexão/extensão do cotovelo em separado da pronação/supinação do antebraço, ou flexão/extensão associada à pronação/supinação. Os materiais empregados na confecção do aparelho foram: dois micromotores elétricos, dotados de redutores que permitem a realização de no máximo 30 rpm em um motor e no outro no máximo 1 rpm; Blocos de latão para a confecção da haste regulável, suporte para os motores e para o braço e antebraço; aço 1045 para a confecção do fuso; aço inoxidável para o sistema de telescopagem; cilindros de náilon para confecção das roldanas. Uma vez desenvolvido, o aparelho foi testado em 10 cotovelos normais, tendo sido observado que ele é capaz de realizar as amplitudes completas dos movimentos de flexão/extensão e de pronação/supinação. O aparelho construído apresenta características que possibilitam o seu emprego na reabilitação do cotovelo executando movimento de flexão/extensão e de pronação/supinação, isolados ou combinados. O desempenho do aparelho foi bom e concluiu-se que a confecção de um aparelho de movimentação passiva contínua para o cotovelo com tecnologia nacional, com baixo custo é viável.

SUMMARY

Continuous passive motion (CPM) is an excellent way to prevent and treat postsurgical and posttrauma joint stiffness, adhesions and oedema in the process of tissue healing and to add to the treatment of flexion contracture of muscles and joints following surgical release. Although CPM machines are already commercially available in the international market, it has been the aim of the present work to develop an elbow CPM machine entirely with national components and technology. The machine was designed with three separate systems as follows: 1) Base stand, swivel chair and an upright extensible telescopic; 2) Independent combined motion system, formed by two electric engines, threaded spindle to provide the flexion-extension motion, arm and forearm stand and a spring-pulley to provide the pronation-supination motion; and 3) Control system, formed by the electrical supply, an on/off switch and speed and range of motion controls. The machine was designed to provide elbow flexion/extension and forearm pronation/supination, combined or independently, and the materials used to build it comprised two electrical micro-engines provided with a built-in reduction gear assembly, one being capable of delivering up to 30 complete cycles per minute, for elbow flexion and extension, and the other not more than one complete cycle per minute, for forearm pronation and supination; stainless steel tubes and brass blocks and plaques to make the extensible telescopic arm and engine and arm and forearm stands; 1045 steel threaded rod to make the spindle; nylon cylinder blocks to make the spring pulley. Once built the machine was tested in ten normal elbows to check for all motion possibilities and options and it was demonstrated that the machine is able of producing complete flexion and extension of the elbow, as well as complete pronation and supination of the forearm, combined or independently. Its characteristics were such that it can be used to provide continuous passive motion in the rehabilitation process of both the elbow joint and the forearm. The overall performance of the machine was rated good and it was concluded that development of a CPM machine for elbow and forearm rehabilitation with entirely national and low cost technology and materials is viable.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	i
LISTA DE TABELAS.....	ii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	iii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	iv
RESUMO.....	v
SUMMARY.....	vi
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Repouso Versus Movimento.....	1
1.2. Movimentação Passiva Contínua	2
1.2.1. Estudos Experimentais.....	4
1.2.2. Aplicações Clínicas	8
1.3. Movimentação Passiva Contínua no Cotovelo	10
1.3.1. Articulação do Cotovelo	10
1.3.2. Aplicação da MPC na Reabilitação do Cotovelo.....	12
2. OBJETIVO	17
3. MATERIAL E MÉTODO.....	18
3.1. Planejamento do Protótipo.....	18
3.1.1. Escolha do Modelo.....	18
3.1.2. Protocolo de Avaliação Antropométrica	18
3.1.3. Projeto Inicial do Protótipo.....	19
3.2. Construção do Protótipo e Testes Laboratoriais	20
3.2.1. Construção do Suporte Mecânico	20
3.2.1.1. Base de Apoio	20
3.2.1.2. Coluna Regulável	21
3.2.1.3. Sistema de Movimentação.....	21
3.2.1.3.1. Apoios do Braço e do Antebraço	21
3.2.1.3.2. Mecanismo Motor-Redutor-Fuso	21
3.2.1.3.3. Mecanismos Independentes de pronação/Supinação e de Flexão/Extensão.....	22
3.2.1.3.4. Mecanismo Combinado de Pronação/Supinação com Flexão/Extensão.....	24
3.2.2. Motores Elétricos para o Movimento de Flexão/Extensão e de Pronação/Supinação	24
3.2.3. Comando – Mecanismo de Acionamento.....	26
3.2.4. Teste do Protótipo em Bancada	27
3.2.4.1. Resistência dos motores	27
3.2.4.2. Controle das velocidades.....	27
3.2.4.3. Teste de sincronismo entre os motores.....	28
3.2.4.4. Avaliação do mecanismo combinado.....	28
3.3. Versão final do protótipo e testes de adaptabilidade e eficiência.....	29
3.3.1. Versão final.....	29
3.3.1.1. Suporte Mecânico	29
3.3.1.2. Base de Apoio	30
3.3.1.3. Coluna Regulável	30
3.3.1.4. Sistema de Movimentação.....	30
3.3.2. Teste de Eficiência e de Adaptabilidade em Cotovelos Normais	31
4. RESULTADOS	33
4.1. Versão Final do Aparelho.....	33
4.2. Avaliação do Mecanismo Combinado.....	33
4.3. Teste em Cotovelos Normais.....	33
4.4. Custo Aproximado do Aparelho de Movimentação Passiva Contínua para cotovelo	35

5. DISCUSSÃO.....	36
6. CONCLUSÕES.....	44
7. ANEXO A –.....	45
8. ANEXO B –.....	55
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56
10. APÊNDICE 1	
11. APÊNDICE 2	
12. APÊNDICE 3	
13. APÊNDICE 4	
14. APÊNDICE 5	

1. INTRODUÇÃO

1.1. Repouso Versus Movimento

Já no período Grego e Romano, Hipócrates enfatizava a necessidade do repouso e da elevação dos membros fraturados, pois segundo Ambróise Paré (século XVI), o repouso possibilitava uma cicatrização natural da lesão. Hugh Owen Thomas, em 1876, acreditava que a imobilização deveria ser “completa, ininterrupta e forçada”. Posteriormente, em 1952, Reginald Watson-Jones afirmou que esta imobilização deveria ser completa e contínua apenas durante o processo de consolidação óssea, e passou a orientar exercícios ativos para as articulações livres com o objetivo de prevenir a rigidez articular. Já no final do século XVIII, Jonh Hunter preferia para o tratamento das articulações rígidas utilizar os movimentos voluntários. Posteriormente no século XIX Pehr Ling desenvolveu exercícios específicos para o sistema músculo-esquelético. Ainda neste século, Juste Lucas-Championnière preconizava o emprego da movimentação e da massagem com o objetivo de prevenir a chamada “doença da fratura”, e acreditava que tais procedimentos preservavam a vitalidade dos músculos, dos ligamentos e das articulações, acelerando o processo de reparação (SALTER, 1996). A “doença da fratura” é um estado clínico manifestado por atrofia dos tecidos moles, osteoporose em focos e edema crônico, que através de processos fibróticos, leva à rigidez articular (MÜLLER; ALLGÖWER; SCHNEIDER;; ALLGÖWER; SCHNEIDER; et al., 1993). No século XX, baseado nas experiências durante a I Guerra Mundial, Willems relatou excelentes resultados com a drenagem aberta das articulações infectadas, seguida de imediata movimentação ativa intermitente (WILLEMS, 1919). Foi durante a II Guerra Mundial que George Perkins observou que “o movimento é freqüentemente melhor que o repouso” (PERKINS, 1953).

Em 1958, após a criação do grupo AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), na Suíça, que sem dúvida proporcionou uma melhor qualidade das osteossínteses, é que foi possível obter a função ativa dos músculos e articulações no pós-

operatório. Foi um passo importante para a prevenção das seqüelas tais como rigidez articular, edema crônico, atrofia muscular e osteoporose de desuso, todas provocadas pela imobilização prolongada das extremidades (MÜLLER; ALLGÖWER; SCHNEIDER;; ALLGÖWER; SCHNEIDER; et al., 1993).

Augusto Sarmiento em 1963, descreveu o método de tratamento conservador funcional para as fraturas, realizado através da utilização de um aparelho gessado tipo “brace” ou “splint” de plástico para manter o alinhamento dos fragmentos ósseos sem imobilizar as articulações dos ossos envolvidos (SARMIENTO & LATTA, 1981).

Inúmeras investigações científicas têm sido realizadas com o objetivo de estudar os efeitos da imobilização e do exercício sobre as articulações. Após a imobilização, foram observados adelgaçamento e fibrilação da cartilagem articular (ELY & MENSOR, 1933), necrose da cartilagem articular provocados por compressão (SALTER & FIELD, 1960), degeneração, atrofia ou ausência da cartilagem articular (SALTER; McNEILL; CARBIN, 1965).

FRANK; AKESON; WOO; et al. (1984) afirmaram que a mobilização articular passiva tem sido empiricamente utilizada com sucesso, porém falta uma melhor compreensão sobre os mecanismos de ação, dosagem, efeitos teciduais e ainda controlar a força, velocidade, direção e a duração.

Assim, apesar do tratamento conservador ter sido freqüentemente empregado no tratamento das patologias e das lesões do sistema músculo-esquelético, na forma de repouso ou de movimentação durante séculos, suas indicações, a duração e ainda o seu valor terapêutico continuam controvertidos (SALTER, 1996).

1.2. Movimentação Passiva Contínua

A movimentação articular passiva é produzida pela ação das forças externas como a gravidade, o terapeuta, bem como o próprio paciente, ou ainda através dos instrumentos aplicados artificialmente (FRANK; AKESON; WOO; et al., 1984).

Por definição, movimentação passiva contínua (MPC), é a amplitude passiva de movimento realizado continuamente numa forma recíproca com o auxílio de um aparelho mecânico. Preferível à imobilização ou movimentação passiva intermitente, a MPC foi

instituída para o tratamento de tecidos moles e articulações lesadas. As bases biológicas da MPC encontram-se bem fundamentadas e estimulam o seu uso como um tratamento auxiliar em pacientes com o membro superior lesado (LASTAYO, 1995).

O efeito biológico da MPC foi definida por SALTER em 1970, como um possível meio de estimular a cicatrização e a regeneração não só da cartilagem articular, bem como de outros tecidos articulares, prevenindo ou tratando a rigidez articular (SALTER, 1996).

Assim, o efeito biológico da MPC das articulações sinoviais foi estabelecido por vários autores. MÜLLER; ALLGÖWER; SCHNEIDER; et al. (1993) observaram clinicamente os efeitos maléficos da imobilização prolongada nas articulações sinoviais (rigidez e dor persistente, atrofia muscular, osteoporose por desuso, e artrite degenerativa tardia). SALTER & FIELD (1960) relataram que a imobilização das articulações em posição forçada provocava uma excessiva pressão na cartilagem articular, causando necrose e artrite degenerativa. SALTER; MCNEILL; CARBIN (1965) constataram que a imobilização prolongada (6 - 12 semanas) de uma articulação provocava artrite degenerativa, inclusive nas áreas de não contato devido à aderência da membrana sinovial, que obliterava a cartilagem articular. SALTER (1989; 1994; 1996) relatou que, como demonstrou as cirurgias cardíaca, vascular periférica e torácica, os tecidos lesados não precisam de repouso para cicatrizar.

SALTER (1994; 1996) se baseou nas propriedades básicas das articulações sinoviais para conceituar biologicamente a MPC. Segundo o autor, as articulações sinoviais são designadas e significam movimento; a nutrição da cartilagem articular pelo fluido sinovial é acentuada pelo movimento articular; e ainda, a imobilização prolongada das articulações sinoviais e a rigidez articular são danosas não só para a cartilagem articular bem como para a membrana sinovial, para os ligamentos, os tendões e os músculos. Ainda relatou que os possíveis benefícios da MPC nas articulações sinoviais são o aumento da nutrição e da atividade metabólica da cartilagem articular; o estímulo de células de pluripotencial mesenquimal para a diferenciação dentro da cartilagem articular; e a aceleração da cicatrização da cartilagem articular e dos tecidos periarticulares.

A MPC pode ser empregada para auxiliar a cicatrização, prevenir complicações após lesões ou cirurgias, corrigir contraturas articulares, controlar a dor, facilitar a reeducação neuromuscular, e ainda auxiliar as sessões de reabilitação. Ela pode também auxiliar na manutenção do movimento prevenindo o aparecimento de aderências e de contraturas. Devido a possibilidade da amplitude de movimento passiva ser preestabelecida, controlada e

constante, os pacientes sentem-se mais confortáveis e menos ansiosos. O seu uso deve ser evitado na presença de infecção articular ativa, fratura instável, artrose aguda e perda da sensibilidade (ADAMS & THOMPSON, 1996). A MPC é uma modalidade passiva que deve ser utilizada continuamente durante no mínimo oito horas por dia, dependendo da tolerância do paciente e do estado da reabilitação (DIEHM, 1989). Uma limitação importante do uso da MPC é que muitas unidades não atingem a amplitude de movimento total, necessitando então utilizar outras técnicas para obtê-la (ADAMS & THOMPSON, 1996).

1.2.1. Estudos Experimentais

SALTER; SIMMONDS; MALCOLM; et al. (1975) observaram os efeitos da MPC na cicatrização de defeitos provocados experimentalmente na superfície articular distal do fêmur de 70 coelhos. Os animais foram tratados por um dos 3 métodos: imobilização, atividade normal na gaiola e MPC durante 4 semanas. Observaram que nos animais imobilizados, o tecido fibroso preencheu os defeitos e houve muita aderência articular. Nos animais com atividade normal na gaiola, houve cicatrização imperfeita por uma combinação de tecido fibroso e cartilagem pobre diferenciada. Já nos animais submetidos à MPC, a cicatrização ocorreu em mais da metade dos defeitos dentro das 4 semanas através da formação de nova cartilagem hialina.

O'DRISCOLL; KUMAR; SALTER (1983) estudaram o efeito da MPC na resolução da hemartrose da articulação do joelho e sinóvia em 16 coelhos jovens. Utilizaram eritrócitos anticoagulados autólogos marcados com o radioisótopo "Indium-111", que foram injetados em ambos os joelhos de 7 coelhos. Com o membro traseiro esquerdo num aparelho gessado, a contagem quantitativa foi realizada nos dias 0, 1, 2, 3, 4 e 7 usando uma câmara gama. A articulação do joelho esquerdo foi imobilizada, e a articulação do joelho direito foi submetida à MPC num intervalo entre 40° a 110° de flexão, exceto durante a captação para contagem do "Indium 111". Após a captação no dia 7, os coelhos foram sacrificados e todos os tecidos dos joelhos dissecados, deixando apenas a cápsula intacta. Os joelhos foram desarticulados e submetidos à captação do "Indium 111". As articulações foram separadas, irrigadas e novamente submetidas à captação do "Indium 111". Cortes da membrana sinovial foram examinados histologicamente. Foram adicionados ao estudo 9 coelhos tratados identicamente com sangue não marcado com radioisótopo e sacrificados dentro de 1 a 7 dias para a inspeção total. Após 3 dias, não foi observado sangue nos joelhos tratados com a MPC, porém alguns dos joelhos tratados com a imobilização ainda apresentavam sangue

após 7 dias. A proporção da resolução da hemartrose com a MPC foi no mínimo 2 vezes maior que com a imobilização gessada. Após 7 dias, observaram a permanência de pouco sangue na membrana sinovial no grupo da MPC em relação ao grupo da imobilização gessada. O exame histológico evidenciou uma menor quantidade de eritrócitos com a MPC. Foram observados na circulação sistêmica a presença de eritrócitos livres. Concluíram que com a resolução da hemartrose na articulação e na membrana sinovial pode também haver redução do risco de artrite degenerativa secundária, porém isto não pode ser adequadamente comprovado utilizando estudos experimentais. Concluíram também que há evidências experimentais suficientes para justificar os ensaios clínicos prospectivos para determinar a eficiência da MPC no tratamento de hemartroses de repetição.

O'DRISCOLL & SALTER (1984) estudaram experimentalmente a influência da imobilização e da MPC no potencial condrogênico de auto-enxerto intra-articular livre do perióstio. Utilizaram enxerto do perióstio da região medial do joelho e transplantaram em cada joelho correspondente de 30 coelhos. Um gesso foi aplicado no membro traseiro esquerdo para imobilizar o joelho em 40° de flexão; o animal foi então colocado no aparelho de MPC para que o joelho direito pudesse se movimentar contínua e passivamente de 40° a 110° de flexão. Foram sacrificados 15 coelhos nos intervalos de 7 a 28 dias e 15 coelhos foram sacrificados após 21 dias de tratamento. Observaram que os enxertos nos membros imobilizados encontravam-se pequenos e amolecidos, e não se pareciam com cartilagem. Já os enxertos dos membros tratados com a MPC apresentaram um determinado crescimento e sua aparência era de cartilagem articular. Após 1 semana, observaram que as células na camada de transição se proliferaram rapidamente e com 2 semanas apresentaram uma diferenciação ao longo da linha condróide após submetidos à MPC. Após 3 semanas, a formação óssea ocorreu apenas nos tecidos que encontravam-se aderidos ao tecido sinovial e vascularizado. A presença de tecido cartilaginoso foi observada em 8% dos membros imobilizados e em 59% dos membros submetidos a MPC.

VAN ROYEN; O'DRISCOLL; DHERT; et al. (1986) realizaram um estudo para comparar a influência da MPC e a utilização da imobilização gessada na cicatrização da ferida pós-operatória. Foram utilizados 10 coelhos onde ambos os joelhos foram operados. No período pós-operatório, 1 joelho foi imobilizado com um aparelho gessado enquanto o outro foi tratado através da MPC durante 3 semanas. Foram testados 6 amostras de pele cicatrizada até a ruptura total, e 1 amostra foi avaliada histologicamente. Observaram que as cicatrizes no grupo da MPC foram significativamente mais fortes, mais rígidas e mais duras

que as do grupo da imobilização. Os cortes histológicos das cicatrizes tratadas com MPC evidenciaram uma melhor organização estrutural das fibras colágenas. Concluíram que a utilização da MPC favoreceu a cicatrização das lesões em coelhos.

O'DRISCOLL; KEELEY; SALTER (1986) utilizaram um enxerto autógeno do periósteo tibial para corrigir defeitos da chanfradura patelar em 143 coelhos. Os coelhos foram tratados no período pós-operatório com imobilização, movimentação ativa intermitente, MPC durante 2 semanas ou MPC durante 4 semanas. Observaram que na quarta semana de pós-operatório, o contorno da chanfradura patelar tinha sido restaurado em todos os coelhos do grupo que havia sido submetido a 4 semanas de MPC, o tecido neoformado tinha uma aparência macroscópica, histológica e histoquímica homogênea, e a cartilagem articular hialina apresentava-se intacta. Relataram a presença de colágeno tanto nos grupos tratados com imobilização, movimentação ativa intermitente ou apenas durante 2 semanas de utilização da MPC, na proporção de 32 a 47 % do colágeno, como no grupo tratado com 4 semanas de MPC, na proporção de 93 % do colágeno. Concluíram que, sob a influência da MPC, os enxertos periostais autógenos livres podem reparar um grande defeito na superfície articular através da produção de tecidos que se parecem com a cartilagem ricos em colágeno.

SHIMIZU; VIDEMAN; SHIMAZAKI; et al. (1987) estudaram a resposta da reparação de defeitos na cartilagem articular em coelhos para observar as características da dosagem/resposta da MPC. Os autores utilizaram a MPC e a imobilização da seguinte maneira: (1) MPC 24 h/dia, (2) MPC 8 h/dia e imobilização 16 h/dia, (3) MPC 2 h/dia e imobilização 22 h/dia, (4) imobilização 24 h/dia, e (5) atividade normal na gaiola. Estes regimes foram utilizados somente na primeira semana e então todos os coelhos foram permitidos a se movimentar livremente em suas gaiolas. Um sexto grupo foi mantido imobilizado na primeira semana e submetido à MPC 24 h/dia na semana seguinte. Observaram que os grupos tratados com a MPC durante 24 h/dia e 8 h/dia apresentavam uma maior reparação que os demais grupos, demonstrada pelo achado de um grande número de condrócitos no tecido de reparação. Já o grupo que foi tratado com a MPC durante 2 h/dia apresentou um discreto aumento na reparação em relação ao grupo 4. A MPC após a imobilização não foi eficiente para superar o efeito prejudicial da imobilização. Concluíram que a MPC empregada durante 8 ou 24 horas ao dia foi eficiente para a reparação da cartilagem juntamente com algum componente de imobilização. Sua aplicação deve ser de

no mínimo oito horas ao dia, e se a utilização da MPC for postergada após a imobilização em uma semana, o efeito da MPC na cartilagem será menor.

DHERT; O'DRISCOLL; VAN ROYEN; et al.(1988) realizaram um estudo para comparar os efeitos da imobilização gessada e da MPC durante três semanas na atrofia muscular após artrotomia bilateral em dez coelhos. Os resultados demonstraram que os coelhos tratados com imobilização gessada apresentavam maior atrofia muscular do que os tratados com MPC. Concluíram que alterações tróficas podem ser reduzidas com o emprego da MPC .

O'DRISCOLL; KEELEY; SALTER (1988) estudaram experimentalmente a integração a longo prazo do enxerto autógeno do periósteo da tíbia para preencher uma falha localizada na chanfradura patelar de 45 coelhos. Os coelhos foram tratados pós-operatoriamente durante quatro semanas de imobilização através de uma imobilização gessada, movimentação ativa intermitente na gaiola, ou duas semanas de MPC. Após um ano de pós-operatório, o tecido regenerado de cada coelho foi analisado macroscópica, histológica, histoquímica e bioquimicamente. Relataram que alterações degenerativas foram observadas em 57 % dos coelhos que tinham sido tratados com imobilização gessada, em 73 % dos coelhos que tinham realizado movimentação ativa intermitente, e em 22 % dos coelhos que tinham se submetido à MPC. Concluíram que a cartilagem hialina produzida pelo enxerto periostal livre no defeito osteocondral foi capaz de resistir à função articular do ano todo sem importante deteriorização, especialmente naqueles coelhos tratados com a MPC.

NAMBA; KABO; DOREY; et al. (1991) realizaram um estudo experimental para observar a eficiência da MPC na manutenção da função articular nas lesões provocadas pela perfuração da superfície articular do tornozelo de dez coelhos. Um membro foi imobilizado e outro foi tratado com a MPC durante três semanas. Os animais foram submetidos à artrografia após três semanas, e a volumetria foi realizada semanalmente, para avaliação pós-operatória. Observaram que a rigidez foi 2,6 vezes maior nos membros que foram imobilizados em relação aos tratados com a MPC. O edema não sofreu influência do método de tratamento aplicado.

KIM; KERR; TURLEY; et al. (1998) investigaram a influência na regeneração nervosa da MPC após a reparação nervosa. Utilizaram 26 coelhos, onde o nervo poplíteo medial foi seccionado e reparado microcirurgicamente. Metade dos animais foram tratados

com imobilização gessada e o restante foi submetido a MPC com uma amplitude de movimento (ADM) de 70° até o dia 14. No dia 100, nenhum animal apresentava separação na linha de sutura, e a velocidade média de condução nervosa foi discretamente inferior no grupo da MPC em relação ao da imobilização. A média da densidade da fibra também foi discretamente menor no grupo da MPC porém esta diferença não foi estatisticamente significativa. A média do diâmetro da fibra, as distribuições do diâmetro da fibra, e o peso do músculo sóleo hidratado foram semelhantes nos dois grupos.

MUSSA; HANS; ENLOW; et al. (1999) relataram o desenvolvimento e teste de um aparelho de MPC próprio para estudos experimentais bem como o resultado de 1 semana de aplicação do aparelho de MPC para o tratamento de um defeito na cartilagem condilar em suínos. Neste estudo a MPC foi aplicada na articulação têmporomandibular de 2 animais experimentais durante 7 h/dia por cinco dias. Os dois animais foram contidos para a mesma quantidade de tempo que os animais experimentais na máquina de MPC (grupo controle 1), e 2 animais foram mantidos em atividade normal na gaiola (grupo controle 2). Após 6 semanas todos os animais foram sacrificados. Cada côndilo mandibular foi seccionado sagitalmente, e secções histológicas de rotina foram preparadas com hematoxilina-eosina. Observaram que a cartilagem condilar da mandíbula dos animais colocados na MPC apresentou um importante aumento da espessura comparado com a cartilagem condilar dos animais controle. A cartilagem condilar dos animais colocados na MPC somou em média 345 µm (micrômetro) e dos animais controle somou em média 232 µm. Concluíram que a aplicação da MPC no modelo experimental proposto propiciou uma importante informação, a resposta do côndilo mandibular ao aumento da movimentação.

1.2.2. Aplicações Clínicas

Em 1978, após 8 anos de pesquisas básicas dos efeitos da movimentação passiva contínua em coelhos, Robert Salter e seus colaboradores, J. H. Saringer, e seus associados, engenheiros da Universidade de Toronto, iniciaram um projeto para desenvolver os primeiros aparelhos apropriados para realizar testes clínicos em humanos, conhecidos como CPM (Continuous Passive Motion, Mobilimbs®). Esses aparelhos foram destinados para tornozelo Joelho-quadril, dedos, punho, cotovelo, e ombro. Assim como nos animais, também nos pacientes, o aparelho de MPC era instalado imediatamente após a cirurgia, ainda sob efeito anestésico, permanecendo ininterruptamente durante no mínimo uma semana. Os resultados das aplicações clínicas foram o relativo alívio da dor, a manutenção

ou aumento da amplitude de movimento, a cicatrização da ferida cirúrgica, a ausência de complicações, o curto período de hospitalização, e a aceitação dos pacientes (SALTER, 1996).

DIMICK (1985) descreveu sua experiência preliminar com o aparelho de MPC na reabilitação de lesão de tendão flexor, fratura intra-articular de dedo, capsulotomia e lesões de cotovelo. Concluiu que a MPC tem ampla aplicação na reabilitação da extremidade superior, especialmente na prevenção de edema, dor e contratura articular.

MATIELLO (1990) desenvolveu um aparelho estacionário de MPC para o membro inferior, no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo (USP), utilizando tecnologia nacional. O aparelho foi utilizado em 14 pacientes pós-operados de fraturas ou artroplastia de quadril e joelho, ou após manipulação de joelho. O desempenho do aparelho, bem como os resultados funcionais da articulação envolvida foram satisfatórios.

SAMPSON; BADALAMENTE; HURST; et al. (1992) realizaram um estudo utilizando a movimentação passiva (MP), e a terapia da mão padrão, com o objetivo de comparar a recuperação da ADM após o tratamento cirúrgico da doença de Dupuytren. Os resultados indicaram que as contraturas das articulações metacarpofalangianas melhoraram completamente para uma média de 0°, independentemente do protocolo pós-operatório aplicado. As contraturas da articulação interfalângiana proximal apresentaram uma recuperação incompleta em ambos os grupos, restando uma contratura residual média de 28° nos pacientes que realizaram MP e 38° nos pacientes controle. As contraturas das articulações metacarpofalângiana e interfalângiana proximal localizadas no mesmo dedo, apresentaram uma recuperação completa da articulação metacarpofalângiana numa média de 0°, porém uma recuperação incompleta da articulação interfalângiana proximal com uma contratura residual média de 30° em pacientes da MP e 22° nos pacientes controle. Concluíram que o uso da máquina de MP na reabilitação da doença de Dupuytren não ofereceu vantagem no tratamento pós-operatório.

ELUI (1998) desenvolveu um aparelho de movimentação passiva contínua para mão no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP. Após o aparelho ter sido testado em mãos normais e num paciente com patologia concluiu que, a sua confecção com tecnologia nacional é viável e que o protótipo construído apresentou

características que possibilitam o seu emprego na reabilitação de processos patológicos e traumáticos da mão.

LASTAYO; WRIGHT; JAFFE; et al. (1998) compararam os resultados da utilização da MPC com os resultados dos exercícios de amplitude de movimentação passiva manual após a reparação do manguito rotador, em um estudo randomizado. Foram designados 31 pacientes (32 manguitos rotadores) para um dos dois tipos de tratamento pós-operatório: MPC (17 pacientes) e exercícios de amplitude de movimentação passiva manual (15 pacientes). Todos seguidos durante um período médio de 22 meses (6 - 45 meses). Havia 5 lesões pequenas do manguito rotador, 18 eram médias, e 9 eram grandes. Todas as cirurgias foram realizadas pelo mesmo cirurgião. Os pacientes que foram tratados com MPC utilizaram o aparelho por 4 semanas após a cirurgia. Os pacientes que foram tratados com a amplitude de movimentação passiva manual foram assistidos por uma pessoa treinada, amigo ou uma enfermeira domiciliar. Após 4 semanas, os dois grupos foram tratados similarmente por 2 a 5 meses. A avaliação foi realizada de acordo com o Índice de Dor e Incapacidade do Ombro, através de um questionário auto-administrativo. Relataram que o tratamento foi um sucesso em ambos os grupos, não observaram diferença significativa entre os dois grupos no Índice de dor, na amplitude de movimento, ou na força isométrica.

RORABECK (1999) relatou o emprego da MPC no tratamento pós-operatório das cirurgias do joelho. Dividiu os pacientes em três grupos: grupo I utilizou a MCP numa amplitude de 0° - 50° , o grupo II utilizou a MPC no período pós-operatório imediato numa amplitude de 70° - 110° , e no grupo III os paciente foram submetidos somente ao tratamento fisioterapêutico. Observou que os pacientes do grupo II apresentavam uma melhor flexão do joelho, comparado com os demais grupos, porém sem diminuir o tempo de internação hospitalar. Concluiu que a MPC ocupa um lugar de destaque na reabilitação pós-operatória.

1.3. Movimentação Passiva Contínua no Cotovelo

1.3.1. Articulação do Cotovelo

A articulação do cotovelo é a única articulação formada por três ossos que possui quatro articulações com elevado grau de congruência. A congruência da articulação ulno-umeral é originada em parte pela presença das facetas articulares posteriores do olécrano, porém a necessidade de acomodar o olécrano em extensão torna o cotovelo vulnerável

dificultando o bloqueio mecânico na fossa olecraneana. A articulação rádio-umeral participa nos movimentos de flexão-extensão, bem como nos de rotação do antebraço. Qualquer distorção mecânica no compartimento lateral afeta diretamente o movimento de flexão. As articulações rádio-ulnar proximal e distal permitem que o cotovelo realize os movimentos de pronação e de supinação, que estão intimamente relacionadas, podendo esta articulação distal interferir no retorno da função normal do cotovelo. (NIRSCHI & MORREY, 1993). A estabilidade da articulação do cotovelo é dada pelo contorno das superfícies articulares, pela cápsula articular, pelos ligamentos colaterais (estabilizadores estáticos) e ainda pelos grupos musculares (estabilizadores dinâmicos) que atravessam esta articulação. Tanto os estabilizadores estáticos como os dinâmicos sustentam a superfície articular em justaposição (KING; MORREY; AN; et al., 1993).

O cotovelo possui três funções básicas: 1. Permite que a mão se posicione no espaço; 2. Produz capacidade de realizar as atividades diárias; 3. Estabiliza o sistema articulado da extremidade superior para as atividades de força e de destreza. A amplitude de movimento normal do cotovelo varia de 0 a 140/150° de flexão e a rotação do antebraço de 75° de pronação e 85° de supinação (MORREY; AN; CHAO, 1993).

MORREY; ASKEW; AN; et al., (1981) estudaram a quantidade de movimento necessária para realizar 15 atividades de vida diária. A ADM foi mensurada simultaneamente através de um eletrogoniômetro. Observaram que muitas destas atividades necessitavam de pelo menos 100° de flexão do cotovelo (30° a 130°) e de 100° de rotação do antebraço (50° de pronação e 50° de supinação).

A rotação é o movimento mais afetado após a consolidação de uma fratura do antebraço, e no entanto esta importante função é freqüentemente negligenciada durante o tratamento. Uma boa pronação é importante para o ato de comer com garfo e faca e fundamental para o ato de pegar pequenos objetos. A supinação total é necessária para diversas atividades diárias (PATRICK, 1946).

O cotovelo, em função das suas características anatômicas, possui uma predisposição a lesões que resultam em contraturas. Esta articulação, mais do que qualquer outra do corpo humano, pode desenvolver anquilose provocada tanto por causas extrínsecas bem como por intrínsecas (trauma, artrite, queimadura e deformidade genética) (MORREY, 1990; COONEY, 1993).

JUPITER & MORREY (1993) observaram que a miosite ossificante, provocando rigidez articular, é a complicação mais freqüente em casos de fratura-luxação do cotovelo, especialmente quando envolve a cabeça do rádio.

Segundo SØBJERG; KJAERGAARD-ANDERSEN; JOHANNSEN; et al., (1995), a classificação mais conveniente e importante da rigidez pós-traumática do cotovelo é baseada nas patologias responsáveis pela perda do movimento e podem ser divididas em causas intrínsecas e extrínsecas. As causas intrínsecas ou intra-articulares estão relacionadas às aderências intra-articulares ou à deformidades secundárias a uma fratura intra-articular, que limita mecanicamente o movimento do cotovelo. As causas comuns de contratura extrínseca ou extra-articular são a contratura da cápsula, dos ligamentos colaterais ou dos músculos devido ao trauma, e ainda as ossificações heterotópicas.

Ainda SØBJERG (1996), definiu o cotovelo rígido ou contraturado como um cotovelo que possui uma redução da extensão maior que 30° e/ou uma flexão menor que 120°. Observou que uma rigidez do cotovelo impede a função normal da mão porque esta é dependente da flexão e extensão do cotovelo e ainda da pronação e supinação do antebraço. Uma redução da amplitude de movimento do cotovelo de 50% pode reduzir em até 80% a função do membro superior.

1.3.2. Aplicação da MPC na Reabilitação do Cotovelo

MOONEY & STILLS (1987), utilizaram a MPC como uma importante ferramenta para o tratamento do trauma articular e da infecção. Observaram que a capacidade de mobilizar uma articulação lesada praticamente indolor e sem o perigo de destruição ao tecido conjuntivo em vias de cicatrização, foi um importante avanço.

BREEN; GELBERMAN; ACKERMAN (1988) trataram três cotovelos com contratura em flexão pós-traumática (média da contratura de 41°) através da liberação cirúrgica e da reabilitação pós-operatória utilizando a MPC. Os cotovelos tinham sido submetido a pelo menos 6 semanas de terapia conservadora. Todos os pacientes queixaram-se de deformidade residual e algum déficit funcional, e após a falha do tratamento conservador, optaram pelo tratamento cirúrgico. Durante o seguimento (média de 12 meses), a contratura pós-operatória residual foi em média 5°. Concluíram que a MPC é recomendada como um método de tratamento auxiliar após a liberação anterior nos pacientes portadores de contratura do cotovelo em flexão resistente ao tratamento convencional.

GRAHAM & SALTER (1989) realizaram um estudo clínico para avaliar a eficácia da MPC após liberação cirúrgica da rigidez pós-traumática persistente do cotovelo em 23 adultos e adolescentes (idade de 16 a 58 anos). Estes pacientes foram tratados por Salter em dois hospitais de Toronto. As amplitudes de movimento do cotovelo pré e pós operatório também foram avaliadas através de raio X. O tratamento cirúrgico incluiu a liberação das limitações de movimento extra e intra-articulares. A MPC foi iniciada imediatamente após a cirurgia e empregada durante um período mínimo de 10 dias. Observaram que ao final do seguimento (de 1 a 7 anos) a média de melhora no arco de flexão/extensão foi de 51°. Os pacientes ficaram relativamente confortáveis no aparelho de MPC e suas incisões tiveram boa cicatrização. Concluíram que a liberação cirúrgica combinada com a MPC é eficiente no tratamento desta patologia.

SOFFER & YAHIRO (1990) utilizaram a MPC após fixação interna da fratura intra-articular distal do úmero em dois pacientes, em que a ADM da máquina de MPC foi inicialmente colocada de 30° a 70° de flexão em um paciente e 45° a 90° no outro paciente. A ADM foi gradualmente aumentada diariamente sem desconforto. Os autores não observaram intercorrências tal como complicações na incisão, não consolidação, perda da redução, ossificação heterotópica, ou falha na fixação. Os pacientes evoluíram com rotação do antebraço completa, sem dor, sendo que um paciente evoluiu com 0°-135° de flexão e o outro com 30°-110°. Concluíram que a MPC é uma modalidade terapêutica válida para o tratamento pós-operatório das fraturas intra-articulares do cotovelo.

SCHINDLER; YAFFE; CHETRIT; et al. (1991) realizaram um estudo em 31 pacientes que se submeteram à artroólise do cotovelo para tratar a restrição da ADM decorrente de um trauma. O estudo avaliou a influência relativa dos seguintes fatores no resultado funcional: sexo, idade, tipo da lesão e início de tratamento, presença de ossificação periarticular, protelação entre a lesão e a artroólise, ainda o uso de manipulação e a utilização de um aparelho de MPC após a cirurgia. A ADM foi registrada antes e após a artroólise. Em 24 pacientes com déficit de extensão (>20°), houve um aumento médio de 26,9°; em 21 pacientes com déficit de flexão o aumento médio foi de 21,2°. O aumento médio da amplitude total de movimento foi de 35,2°. Dos pacientes que demonstraram uma melhora de pelo menos 10° e 30%, 90% atingiram a ADM normal portanto, todos estes aumentos na amplitude foram estatisticamente significativos. Todos os pacientes submetidos à MPC apresentaram um aumento médio de 32,6° na ADM, enquanto que os outros melhoraram em média 12,8°.

GATES; SULLIVAN; URBANIAK (1992) trataram 33 pacientes portadores de contratura pós-traumática do cotovelo em flexão através de uma capsulotomia anterior sem tenotomia do tendão do bíceps ou miotomia do músculo braquial. Os primeiros 15 pacientes (grupo I) não foram submetidos a MPC pós-operatoriamente. A extensão ativa pré-operatória do grupo I melhorou em média 19°, ficou em média 48° menor que a extensão total após 45 meses. Os pacientes do grupo II (18) utilizaram a MPC no período pós-operatório durante uma média de 6 semanas. A extensão ativa pré-operatória do grupo II melhorou em média 23°, chegando em média a 55° da extensão total após 35 meses. A média da ADM pré-operatória no grupo I era de 69°, que melhorou para 94° no período pós-operatório. A média da ADM pré-operatória no grupo II era de 48°, que melhorou para 95° no período pós-operatório. A ossificação heterotópica ocorreu em 5 pacientes do grupo I e 6 pacientes do grupo II, no período pré-operatório. Os autores não observaram relação entre a ossificação heterotópica pré-operatória e a melhora do grau de extensão do cotovelo no período pós-operatório. Não houve aumento na ossificação heterotópica no pós-operatório. A osteoartrose pós-traumática ocorreu em 4 pacientes do grupo I e 6 pacientes do grupo II no período pré-operatório. Concluíram que a capsulotomia anterior é um método de tratamento eficiente das contraturas pós-traumática do cotovelo em flexão. Embora o uso da MPC pós-operatório não aumentou a média da extensão ativa, aumentou a flexão ativa e a ADM total.

MIH & WOLF (1994) observaram 9 crianças portadoras de contratura capsular do cotovelo tratadas com liberação cirúrgica que utilizaram a MPC durante 12 h/dia, movimentação passiva realizada pela terapeuta ocupacional 2 x/dia, e um "splint" estático em extensão utilizado quando eles não estivessem na máquina de MPC, e ainda um "splint" dinâmico caso houvesse perda da extensão obtida na cirurgia. Concluíram que a média da extensão melhorou de 47° para 15°, o ângulo médio de flexão melhorou de 102° para 124° e a ADM total aumentou de 55° para 108° num seguimento médio de 17 meses.

SØJBJERG; KJAERGAARD-ANDERSEN; JOHANNSEN; et al. (1995) relataram os resultados da liberação de 30 cotovelos rígidos após no mínimo 2 anos de cirurgia em que a ADM pré-operatória de flexão e de extensão somou em média 52°. A patologia extrínseca do cotovelo estava presente em 16 pacientes e a patologia intrínseca em 14 pacientes. Os complexos ligamentares lateral e ulnar e a cápsula anterior foram liberados, e o osso heterotópico bem como a exostose óssea foram removidos. O tratamento pós-operatório realizado foi o uso da MPC e da indometacina profilática. A ADM maior que 100°, discretamente dolorosa ou sem dor foi observada em 21 pacientes. Concluíram que o

tratamento melhorou efetivamente a função do cotovelo com contratura extrínseca, onde obtiveram um resultado funcional bom em 88%, e um ganho da ADM em média de 68%. Porém nos pacientes com contratura por patologia articular intrínseca os resultados foram piores, sendo observado um bom resultado funcional em 57%, e um ganho na ADM em média de 44%, provavelmente devido a dor.

COHEN & HASTINGS (1998) empregaram um acesso lateral para liberação de rigidez articular do cotovelo em 22 pacientes. O uso da MPC foi iniciada ainda na sala de recuperação e mantida até a manhã seguinte. A fisioterapia foi iniciada no primeiro dia de pós-operatório com movimentos ativos e passivos, movimentação ativa intermitente, e ainda foi utilizado um “brace” dinâmico para o cotovelo. Os pacientes permaneceram internados no hospital em média durante 2,4 dias após a cirurgia. A reabilitação ambulatorial foi continuada através de 2 a 3 sessões na semana durante aproximadamente 4 a 6 semanas. A MPC foi continuada em casa por aproximadamente 4 semanas. O “brace” dinâmico para cotovelo e o alongamento do cotovelo com peso foram continuados por 8 a 12 semanas ou enquanto necessário. Observaram que o movimento do cotovelo melhorou em todos os pacientes e esta melhora foi significativa na sua função.

MANSAT & MORREY (1998) trataram de forma cirúrgica 38 cotovelos portadores de contratura extrínseca. A máquina de MPC foi empregada durante 2 dias, e um programa de terapia com “splints” ajustáveis foi utilizado em média durante 3 meses, estes períodos variaram de acordo com o progresso de cada caso. Observaram que o resultado foi excelente em 16 cotovelos, bom em 15, regular em 1 e ruim em 6. Concluíram que 31 cotovelos (82%) tiveram resultado satisfatório e 7 (18%) tiveram um resultado insatisfatório.

IPPÓLITO; FORMISANO; CATERINI; et al. (1999) ressecaram, através de cirurgia, ossificações periarticulares heterotópicas em 16 cotovelos de 14 pacientes portadores de lesão cerebral traumática após o final do coma em média de 18,9 meses. Em 11 cotovelos a articulação ulno-umeral estava numa posição que percorria de 0° a 100° de flexão (grupo I); em 5 cotovelos a ADM era de 10° a 25° (grupo II). A rotação do antebraço estava completa em 15 cotovelos; em 1 cotovelo a articulação radiocapitelar estava fixa em 30° de pronação. A amplitude de flexão aumentou em média 115° após a cirurgia no grupo I e 128° no grupo II. Para prevenir a perda de movimento pós-operatória e recorrência de ossificação, a MPC foi aplicada nos cotovelos durante 6 semanas antes de iniciar o programa de movimentação ativa total. O seguimento variou de 12 a 60 meses, onde todos os cotovelos apresentaram uma melhora na ADM e a amplitude de flexão somou em média 95° no grupo I

e 116° no grupo II. Os pacientes que possuíam um controle neuromuscular ruim perderam parte da sua ADM pós-operatória e uma recidiva parcial foi observada em 3 cotovelos. Concluíram que os bons resultados obtidos em relação às investigações anteriores foi devido à prolongada aplicação da MPC após a cirurgia.

2. OBJETIVO

O objetivo do trabalho foi o desenvolvimento de um aparelho de movimentação passiva contínua (MPC), para a articulação do cotovelo, utilizando tecnologia. Foram utilizados como base os modelos já empregados em outros países.

3. MATERIAL E MÉTODO

O trabalho desenvolvido foi realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo. A execução do projeto do aparelho de Movimentação Passiva Contínua (MPC) para cotovelo foi dividida em três etapas. Na primeira etapa foi realizado o planejamento do protótipo que envolveu a escolha do modelo, o protocolo de avaliação antropométrica e o projeto inicial do protótipo; na segunda etapa foi realizada a construção e os testes laboratoriais (resistência dos motores e eficiência dos mecanismos) do protótipo e na terceira etapa foi desenvolvida a versão final do protótipo, realizados os testes de adaptabilidade e da sua eficiência.

3.1. Planejamento do Protótipo

3.1.1. Escolha do Modelo

A primeira etapa da pesquisa foi a escolha do modelo, que resultou no desenvolvimento de um protótipo para a MPC para o cotovelo do tipo estático que permite oferecer movimentos de flexão/extensão do cotovelo e pronação/supinação do antebraço em amplitudes completas, semelhante ao aparelho da Kinetec®.

3.1.2. Protocolo de Avaliação Antropométrica

Foi desenvolvido um Protocolo de Avaliação denominado “Antropometria do Membro Superior” (APÊNDICE 1) específico para verificar as medidas do comprimento e da circunferência de 100 membros superiores, com o objetivo de determinar os seus valores máximo e mínimo (APÊNDICE 2), para auxiliar o dimensionamento do aparelho (TABELA 1).

TABELA 1 - Média dos valores obtidos através do Protocolo de Avaliação em 100 membros superiores

Membros	Comprimento Mínimo (cm)	Comprimento Máximo (cm)
Antebraço	38,0	53,0
Braço	26,5	36,0
1/3 médio braço	22,0	36,0
Cotovelo	21,5	33,0
Mão	20,0	29,5

3.1.3. Projeto Inicial do Protótipo

O projeto inicial do protótipo foi baseado no aparelho da Kinetec[®]. Primeiramente foi feito o desenho esquemático (sem escala) de todos os componentes como: a base de apoio, as colunas reguláveis 1, 2 e 3, e o sistema de movimentação (FIGURA 1). Em seguida foi realizado o dimensionamento e o desenho de cada componente (APÊNDICE 3). As dimensões iniciais do protótipo foram propostas levando em consideração, para o comprimento do braço, o limite da prega axilar e não a extremidade acromial, e para o antebraço foram acrescentados cinco centímetros além da prega do punho. Ainda nesta ocasião, foi realizado o levantamento e aquisição de todo material necessário para a confecção dos componentes do protótipo.

FIGURA 1 – DESENHO ESQUEMÁTICO DO PROTÓTIPO INICIAL DE MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA PARA COTOVELO.

- (1) BASE DE APOIO (2) MECANISMO DE ACIONAMENTO (3) COLUNA REGULÁVEL
 (4) FUSO (5) MECANISMO DE ROTAÇÃO (6) APOIO DO ANTEBRAÇO
 (7) APOIO DO BRAÇO (8) GONIÔMETRO (9) MOTOR-REDUTOR

3.2. Construção do Protótipo e Testes Laboratoriais

Após a aquisição do material, os componentes foram confeccionadas na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP de Ribeirão Preto.

3.2.1. Construção do Suporte Mecânico

O suporte mecânico do protótipo inicial era composto pela base de apoio, pela coluna regulável e pelo sistema de movimentação (FIGURA 2).

FIGURA 2. PROTÓTIPO INICIAL.

(2.1) coluna regulável (2.2) apoio do braço e do antebraço (2.3) fuso (2.4) motor responsável pela flexão/extensão (2.5) cursores (2.6) suporte de conexão (2.7) roscas de deslizamento do fuso

3.2.1.1. Base de Apoio

A base de apoio do protótipo foi desenvolvida em “metalon” sendo constituída de quatro prolongamentos horizontais apoiados no chão e um prolongamento vertical

3.2.1.2. Coluna Regulável

O material utilizado para a confecção da coluna regulável foi o latão. Duas engrenagens denteadas foram confeccionadas para articular as colunas, responsáveis pelo deslocamento lateral, anterior e posterior do sistema de movimentação.

3.2.1.3. Sistema de Movimentação

O sistema de movimentação era composto pelo apoio do braço e do antebraço, pelo mecanismo motor-redutor-fuso, pelo mecanismo independente de flexão/extensão e de pronação/supinação e também pelo mecanismo combinado de movimentação. O sistema de movimentação foi conectado à coluna regulável através de um suporte excêntrico em figura de U, confeccionado em latão. Existiam 2 suportes de conexão que interligavam os apoios do braço e do antebraço ao fuso. Na parte superior os suportes fixavam-se nas hastes dos apoios, e na parte inferior os suportes fixavam-se em roscas que deslizavam pelo fuso, movimentando assim o apoio do antebraço em relação ao do braço.

3.2.1.3.1. Apoios do Braço e do Antebraço

O apoio do braço e do antebraço foi confeccionado com as alterações propostas e necessárias, a partir dos resultados obtidos no Protocolo de Avaliação. O material utilizado para a confecção do apoio foi o latão. Um sistema telescópico, confeccionado em aço inoxidável, foi idealizado para se obter um comprimento regulável do apoio do antebraço variável entre 18cm a 42 cm, o braço possui um comprimento fixo de 18 cm, e uma largura de 15,5 cm. Uma dobradiça foi colocada entre os apoios para permitir a flexão/extensão na articulação do cotovelo.

3.2.1.3.2. Mecanismo Motor-Redutor-Fuso

O motor responsável pela execução dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo foi acoplado a um fuso construído com aço SAE 1045 ("Standart American Engineering"), com um comprimento de 32 cm, $\frac{1}{2}$ " (Polegada) de diâmetro e 18 fpp (fios por polegada). Inicialmente o fuso foi construído com uma entrada, e após testes laboratoriais foi observado que a redução da velocidade do motor não estava suficiente. Devido a este fato, foi confeccionado um fuso com duas entradas. Na sua porção posterior foi acoplado um motor

provisório com a finalidade de avaliar o sistema de movimentação, testando o arco de movimento de flexão/extensão do cotovelo. Posteriormente, o motor foi instalado na região anterior do fuso. Portanto o motor gira o fuso (rosca sem fim), permitindo deslizamento das roscas, produzindo assim o movimento de flexão e extensão. Dois “cursos”, confeccionados em latão, foram acopladas ao fuso, para demarcar a amplitude de movimento da flexão/extensão, limitada em 130°-0°. Os limites da amplitude angular são os “fim-de-curso”, que realizam as inversões dos movimentos. Uma caixa removível de proteção do fuso foi confeccionada utilizando chapa de aço inoxidável fixada através de parafusos. Ela permite executar com facilidade a movimentação dos cursores responsáveis pela demarcação do ângulo de excursão da flexão/extensão. A caixa possui uma demarcação com intervalos de 10 graus para facilitar a delimitação da amplitude de movimento do cotovelo a ser realizada (FIGURA 3).

FIGURA 3. MECANISMO MOTOR-REDUTOR-FUSO

(3.1) FUSO (3.2) CURSORES (3.3) FIM-DE-CURSO (3.4) DEMARCAÇÃO DOS ÂNGULOS DE MOVIMENTO (3.5) CAIXA REMOVÍVEL DE PROTEÇÃO DO FUSO

3.2.1.3.3. Mecanismos Independentes de pronação/Supinação e de Flexão/Extensão

Dois goniômetros universais de aço inoxidável foram adaptados nos eixos dos movimentos de flexão/extensão e de pronação/supinação para realizar medidas das amplitudes dos movimentos. O mecanismo de pronação/supinação independente foi composto pelo prolongamento das hastes telescópicas do apoio do antebraço, tendo no seu centro um manípulo de 13 cm de largura, confeccionado em latão e forrado com reston®, acoplado ao motor (FIGURA 4). Na base do manípulo foi fixado um goniômetro e dois “fim-de-curso”, para permitir uma amplitude de movimento de 180°. O mecanismo de

flexão/extensão independente foi composto pelo apoio do braço e do antebraço e pelo mecanismo motor-redutor-fuso (FIGURA 5).

FIGURA 4. MECANISMO INDEPENDENTE DE PRONAÇÃO/SUPINAÇÃO.
(4.1) PROLONGAMENTO DA HASTE TELESCÓPICA (4.2) MANÍPULO (4.3) MOTOR (4.4) GONIÔMETRO
(4.5) FIM-DE-CURSO

FIGURA 5. MECANISMO INDEPENDENTE DE FLEXÃO/EXTENSÃO.
(5.1) APOIO DO BRAÇO (5.2) APOIO DO ANTEBRAÇO (5.3) MOTOR-REDUTOR RESPONSÁVEL PELA
FLEXÃO DO COTOVELO (5.4) CAIXA REMOVÍVEL CONTENDO FUSO DE MOVIMENTAÇÃO

3.2.1.3.4. Mecanismo Combinado de Pronação/Supinação com Flexão/Extensão

O mecanismo combinado de pronação/supinação com flexão/extensão desenvolvido, foi composto pelo mecanismo independente de flexão/extensão e através do sistema de polias, composto de duas polias, uma mola, uma corda, e um mecanismo de tensão da corda. As polias foram confeccionadas a partir de blocos de náilon, com diâmetros de 70 mm e 25 mm. O mecanismo de tensão da corda foi confeccionado em latão, possuindo um fuso, dois “cursors”, e um parafuso para fixar a corda (FIGURA 6). A mola sofre uma tensão durante o movimento de extensão e um relaxamento durante o movimento de flexão, executando assim uma movimentação passiva de pronação/supinação. Assim, o sistema de polias executa o movimento de pronação/supinação associado a flexão/extensão do cotovelo.

3.2.2. Motores Elétricos para o Movimento de Flexão/Extensão e de Pronação/Supinação

Foram utilizados dois micromotores A.J.MAIA[®] de corrente contínua com redutores e torque diferentes, um para os movimentos de flexão/extensão e outro para pronação/supinação do aparelho. Para os movimentos de flexão/extensão, foi utilizado um motor com rotação máxima de 30 rpm, que foi acoplado ao fuso. Para os movimentos de pronação/supinação, foi utilizado um motor com rotação máxima de 1 rpm fixado diretamente ao “manípulo” (FIGURA 7).

FIGURA 6. MECANISMO COMBINADO DE FLEXÃO/EXTENSÃO COM PRONAÇÃO/SUPINAÇÃO. (6.A) APOIO DO BRAÇO (6.B) APOIO DO ANTEBRAÇO (6.C) GONIÔMETRO RESPONSÁVEL PELA MENSURAÇÃO DA ADM DO COTOVELO (6.D) SISTEMA DE POLIAS (6.E) MOTOR REDUTOR
 6.1 – SISTEMA DE POLIAS (A) POLIA QUE CONTÉM A MOLLA (B) POLIA QUE DIRECIONA A CORDA (C) DETALHE DA MOLLA
 6.2 – MECANISMO DE TENSÃO DA CORDA (A) FUSO (B) CURSORES (C) SISTEMA QUE FIXA A CORDA (D) CORDA

3.2.3. Comando – Mecanismo de Acionamento

Foram acondicionadas em uma caixa de alumínio, o controle eletrônico para comutação liga/desliga, a luz indicativa, o controle de velocidades e da inversão da rotação do motor (painel de controle). Foi inserido também um sistema de interrupção manual, para que o paciente possa desligar o aparelho quando necessário, constituindo um sistema de segurança (FIGURA 8).

FIGURA 7. MICROMOTORES ELÉTRICOS RESPONSÁVEIS PELOS MOVIMENTOS
(7.1) FLEXÃO/EXTENSÃO (7.2) PRONAÇÃO/SUPINAÇÃO

FIGURA 8. MECANISMO DE ACIONAMENTO
(8.1) PAINEL DE CONTROLE
(8.2) SISTEMA DE INTERRUÇÃO MANUAL

3.2.4. Teste do Protótipo em Bancada

3.2.4.1. Resistência dos motores

Foram realizados testes laboratoriais de resistência dos motores. Para testar a vida útil dos motores, os mesmos foram adequadamente acoplados ao suporte mecânico onde foram realizados testes de exposição ao funcionamento contínuo 8 horas diárias durante 5 dias. Posteriormente, foram realizados os mesmos testes utilizando peso de 10 Kgf colocados sobre os apoios do braço e do antebraço para testar o motor responsável pela flexão/extensão do cotovelo. Observou-se que os motores funcionaram adequadamente durante os testes (FIGURA 9).

FIGURA 9. TESTE DE RESISTÊNCIA DO MOTOR RESPONSÁVEL PELO MOVIMENTO DE FLEXÃO/EXTENSÃO DO COTOVELO.

3.2.4.2. Controle das velocidades

Para fixar a duração do ciclo de movimento de flexão/extensão do cotovelo, foram instalados diferentes resistores para representar as velocidades em 1, 2, 3, 4, e 5, no painel de controle (TABELA 2).

TABELA 2 - Resistências elétricas de cada ciclo e a velocidade medida no aparelho para os movimentos de flexão/extensão

Escala	Resistores	Duração do Ciclo	Velocidade (mm/s)
1	860	11'9"	1,0
2	985	9'20"	1,2
3	1215	7'20"	1,5
4	1618	5'20"	2,0
5	Direto	3'16"	3,4

Para controlar a velocidade da rotação do antebraço não foram utilizados ajustes eletrônicos como para a flexão/extensão do cotovelo. Seu controle é manual. O ciclo do movimento de pronação/supinação pode ocorrer num tempo de 1'52" na velocidade máxima e num tempo de 5'40" na velocidade mínima.

3.2.4.3. Teste de sincronismo entre os motores

Foram realizados os testes de velocidade entre os dois motores para avaliar o sincronismo entre eles.

3.2.4.4. Avaliação do mecanismo combinado

Após a confecção do sistema de polias, alguns testes foram realizados, para relacionar a amplitude de flexão com a amplitude de rotação de acordo com a tensão dada na corda em cada posição pré-determinada no fuso deste mecanismo e à posição inicial de extensão do cotovelo. Foram feitas várias combinações dos movimentos do cotovelo com intervalos a cada 10° associados com as cinco posições de fixação no mecanismo de tensão da corda. Inicialmente determinava-se o ângulo de extensão do cotovelo (ex. fig. 10.1) e um dos cinco pontos demarcados no fuso do mecanismo de tensão da corda para sua fixação (ex. fig. 10.2). A corda era submetida à tração, fixando o antebraço em pronação de 90°, e fixa no mecanismo de tensão da corda (ex. fig. 10.3). O motor responsável pela flexão e extensão era acionado iniciando os movimentos combinados de flexão/extensão e pronação/supinação, observando-se ao final da flexão como se comportava a rotação (ex. fig. 10.4).

FIGURA 10. AVALIAÇÃO DO MECANISMO COMBINADO. (10.1) ÂNGULO DE EXTENSÃO INICIAL (10.2) PONTO ESCOLHIDO PARA FIXAÇÃO DA CORDA (10.3) PRONAÇÃO DE 90° (10.4) FINAL DO MOVIMENTO

3.3 Versão final do protótipo e testes de adaptabilidade e eficiência

Na versão final do aparelho serão abordados somente os componentes que foram alterados a partir do protótipo anterior. No APÊNDICE 4 encontra-se o desenho (mecânico com as medidas) esquemático do aparelho de MPC para cotovelo.

3.3.1. Versão final

3.3.1.1. Suporte Mecânico

Todo o conjunto final do aparelho pesou cerca de 21,7 Kgf. As peças dos mecanismos de pronação/supinação, a parte interna da coluna regulável, e os parafusos foram cromados, já as peças do sistema de movimentação, o apoio de braço/antebraço, a caixa de proteção do fuso, as caixas dos redutores dos motores e a parte externa da coluna regulável foram pintadas. As fixações do braço e do antebraço foram confeccionadas com fechos tipo Velcro® e a mão foi fixada com luvas confeccionadas em tecido poliéster

acolchoado com espuma. O mesmo material foi utilizado para o revestimento do apoio do antebraço/antebraço (FIGURA 11).

FIGURA 11. ACESSÓRIOS CONFECCIONADOS EM TECIDO POLIÉSTER ACOLCHOADO COM ESPUMA (11.1) LUVAS DE FIXAÇÃO DA MÃO AO MANÍPULO, (11.2) REVESTIMENTO AO APOIO DO BRAÇO E DO ANTEBRAÇO

3.3.1.2. Base de Apoio

Uma cadeira giratória foi especialmente adaptada para acoplar o aparelho onde o paciente realiza a movimentação passiva contínua.

3.3.1.3. Coluna Regulável

A coluna regulável possui uma engrenagem denteada responsável pelo deslocamento anterior e posterior do sistema de movimentação em relação ao paciente. Possui ainda um sistema telescópico para regular sua altura que variou de 40 cm a 70 cm (FIGURA 12).

3.3.1.4. Sistema de Movimentação

O sistema de movimentação encontra-se conectado à coluna regulável através de um suporte em figura concêntrica de U. Este sistema permite que haja os arcos de movimento de flexão/extensão que variam de 130° - 0° .

FIGURA 12. COLUNA REGULÁVEL.
(12.1) SISTEMA TELESCÓPICO, (12.2) ENGRENAGEM DENTEADA

3.3.2 Teste de Eficiência e de Adaptabilidade em Cotovelos Normais

A colocação do aparelho se iniciava com a seleção dos movimentos desejados e a instalação do mecanismo de pronação/supinação independente ou associado ao de flexão/extensão; em seguida o membro superior era apoiado em rotação interna, o braço e o antebraço fixados aos respectivos apoios através de um fecho confeccionado em Velcro®, e a mão fixada ao manípulo através das tiras de fixação. A amplitude de movimentação desejada era regulada através dos “cursors” instalados no fuso para a flexão do cotovelo e no goniômetro acoplado ao sistema de rotação para o movimento do antebraço. Uma vez instalado o aparelho e selecionada a velocidade desejada, o sistema era ligado, observando-se acesa a luz indicativa; o primeiro ciclo de movimentação era iniciado através da flexão do cotovelo com ou sem movimento de supinação do antebraço ou através da rotação pura. O movimento era invertido através do “fim-de-curso” que era acionado pelo contato com os “cursors”. O primeiro ciclo termina com o acionamento do “fim-de-curso”, a partir daí, iniciava-se o segundo ciclo, e assim sucessivamente.

Os testes com a versão final do protótipo de MPC do cotovelo foram realizados em dez membros superiores direito e esquerdo normais, em adultos voluntários de ambos os sexos. Foram utilizados os mesmos cotovelos para os três protocolos do protótipo (APÊNDICE 5). Os parâmetros avaliados foram o tempo médio gasto para a colocação do mecanismo a ser utilizado, o tempo gasto para realizar os ajustes de amplitude de movimento e comprimento do membro superior, o tempo de colocação do membro no aparelho e suas fixações, as dificuldades encontradas, e a opinião do paciente com relação ao conforto e o barulho.

4. RESULTADOS

Os resultados foram observados considerando a confecção da versão final do protótipo utilizando material nacional, os testes de resistência e eficiência do aparelho bem como o provável custo para sua confecção.

4.1. Versão Final do Aparelho

O Aparelho de Movimentação Passiva Contínua para o cotovelo possui dois mecanismos independentes e um mecanismo combinado de movimento de pronação/supinação e flexão/extensão apoiados em uma cadeira giratória (FIGURA 13)

4.2. Avaliação do Mecanismo Combinado

Através desta avaliação, pudemos observar que não é possível obter as amplitudes de movimento completas em todas as posições de fixação no sistema de tensão da corda. As amplitudes de movimento realizadas pelo aparelho maiores que 60°, conseguem realizar completamente o movimento determinado. No entanto, as amplitudes desejadas se completam simultaneamente apenas em uma posição de fixação no sistema de tensão da corda. Os resultados estão no ANEXO A.

4.3. Teste em Cotovelos Normais

Os testes com a versão final do protótipo de MPC do cotovelo foram realizados em dez cotovelos normais, em adultos voluntários de ambos os sexos. Foram utilizados os mesmos cotovelos para os três protocolos do protótipo.

FIGURA 13. VERSÃO FINAL DO APARELHO DE MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA PARA COTOVELO, ACOPLADO À CADEIRA GIRATÓRIA

(13.1) MECANISMOS INDEPENDENTES

(13.2) MECANISMO COMBINADO

Foi avaliado o tempo médio gasto para a colocação do aparelho, que ficou em 55'' (variação: 30''- 1'20''), enquanto que o tempo médio necessário para os ajustes foi de 1'20'' (variação: 40''- 2'min), quando considerado o mecanismo independente de pronação/supinação. O tempo médio gasto para a colocação do aparelho foi em média 65'' (variação: 50''- 1'20''), enquanto que o tempo médio necessário para os ajustes foi de 2'50'' (variação: 2'10''- 3'30''), quando considerado o mecanismo independente de flexão/extensão. O tempo médio gasto para a colocação do aparelho ficou em média 45'' (variação: 30''- 1'), enquanto que o tempo médio necessário para os ajustes foi de 2'50'' (variação: 1'30'' - 4'10''), quando considerado o mecanismo combinado de pronação/supinação e flexão/extensão.

Os voluntários utilizaram o aparelho num período de 15', relatando que seu uso era confortável, porém o ruído do motor responsável pela flexão/extensão era incômodo, somente na velocidade 5. O ruído do motor responsável pela pronação/supinação não incomodou.

Pôde-se observar que os ajustes de regulagem da amplitude de movimento e da fixação da corda no mecanismo de tensão é trabalhoso.

4.4. Custo Aproximado do Aparelho de Movimentação Passiva Contínua para cotovelo

Para se obter o valor aproximado do MPC do cotovelo, foram levados em consideração os gastos com os materiais para a confecção do suporte mecânico, os micro-motores, a cadeira giratória, a mão-de-obra extra de torno, a montagem do controle eletrônico, a pintura e a cromeação. O custo aproximado para a confecção do MPC do cotovelo foi de R\$ 1933,33 (US\$ 1056,00).

5. DISCUSSÃO

As pesquisas experimentais demonstraram que os resultados obtidos utilizando a MPC são melhores que os da imobilização e da movimentação ativa intermitente. Além disto, a MPC é bem tolerada por coelhos adultos jovens por ser menos traumática (SALTER, 1989); possibilita a regeneração da cartilagem articular através da neocondrogênese, com ou sem enxerto de periósteo, (O'DRISCOLL & SALTER, 1984); estimula a cicatrização e regeneração dos tecidos músculo-esqueléticos (SALTER; HAMILTON; WEDGE; et al., 1984); não interfere na cicatrização da incisão cirúrgica da articulação em movimento (VAN ROYEN; O'DRISCOLL; DHERT; et al., 1986); diminui o processo inflamatório, e ainda é efetiva no tratamento da dor e rigidez articular (LASTAYO, 1995).

HAMILTON (1982) observou que a MPC não provocou os mesmos efeitos adversos provocados pela imobilização, e ainda permitiu que o membro lesado recuperasse a sua função em um menor período de tempo.

O emprego da MPC em membros superiores tem sido investigado por diversos autores, entre eles BREEN; GELBERMAN; ACKERMAN (1988); HASTINGS & CARROLL (1988); BUNKER; POTTER; BARTON (1989); SAMPSON; BADALAMENTE; HURST; et al. (1992). Estes estudos além de advogarem a utilização da MPC, complementaram os sucessos empíricos observados previamente por SALTER; HAMILTON; WEDGW; et al. (1984) e DIMICK (1985).

Posteriormente o dispositivo da MPC foi indicado para o tratamento complementar em: queimados (COVEY, 1988), capsulotomias (FRYKMAN; UNSELL; et al., 1989), lesões dos tendões flexores (BUNKER; POTTER; BARTON, 1989), dor e distrofia simpático reflexa (TAYLOR, 1989), tenolises (CANNON, 1989), artoplastias (MATIELLO, 1990), fraturas (THURN; PUTNAM; OSENDORF; et al., 1991), contraturas de Dupuytren (SAMPSON; BADALAMENTE; HURST; et al., 1992). No cotovelo, a MPC tem sido ainda empregada para o tratamento da contratura em flexão após liberação cirúrgica (BREEN; GELBERMAN; ACKERMAN, 1988), na prevenção da rigidez pós-traumática secundária a

redução e da estabilização das fraturas e luxações (SOFFER & YAHIRO, 1990; SALTER, 1993). Assim, vários autores chamaram a atenção para os efeitos benéficos que a MPC promove nos tecidos intra-articulares, periarticulares e extra-articulares (SALTER; HAMILTON; WEDGE; et al., 1984; FRANK; AKESON; WOO; et al., 1984; O'DRISCOLL; KEELEY; SALTER; et al., 1986; VAN ROYEN; O'DRISCOLL; DHERT; et al., 1986; O'DRISCOLL & SALTER, 1986; COUTTS; CRAIG; MOONEY; et al., 1988; ADAMS & THOMPSON, 1996; SALTER, 1996).

LASTAYO (1995) chamou a atenção para as indicações de MPC no tratamento das fraturas estáveis após redução aberta e fixação interna do membro superior. Foi indicada após a liberação cirúrgica de articulações, cápsulas, tendões e das aderências extra-articulares; na reparação cirúrgica de tendões e ligamentos; no tratamento da rigidez articular, processos inflamatórios, dor, queimaduras e na reconstrução articular total.

Como o aparelho de MPC promove movimento de forma controlada e possui parâmetros programados, os pacientes sentem-se seguros e menos ansiosos. No entanto, o uso do aparelho de MPC é contra-indicado na presença de infecção articular ativa ou em fraturas instáveis. Para um tratamento eficaz, utilizando a MPC, é fundamental um trabalho conjunto entre o médico e o terapeuta da mão, antes mesmo da indicação do aparelho (ADAMS & THOMPSON, 1996).

O'DRISCOLL (1998) acredita que nos futuros tratamentos de implante de tecidos e células sensíveis a um estímulo local na cartilagem articular, a chave para o sucesso será determinada pela nossa capacidade de compreender e obter as vantagens oferecidas através de processos naturais.

Devido ao rápido aumento das aplicações clínicas dos aparelhos de MPC, houve um grande desenvolvimento da sua tecnologia. Atualmente existem aparelhos para aplicações em mão, punho, joelho, quadril, ombro, cotovelo e tornozelo. Alguns destes são portáteis, outros são estacionários (ANEXO B). Devido a localização do cotovelo na extremidade superior, os aparelhos de MPC para o cotovelo são grandes e a maioria é do tipo estacionário. Os aparelhos portáteis de MPC, são grandes e não oferecem uma amplitude de movimento como as máquinas estacionárias (LASTAYO, 1995). Existe somente uma unidade portátil descrita, o "MOBILIMB E2 by Toronto medical". Os aparelhos estacionários foram projetados para serem utilizados sentado ou em posição supino, junto a uma unidade de cadeira em casa e uma unidade de cama hospitalar. O aparelho da

KINETEC® 6080 pode ser utilizado tanto na cadeira como na cama. Os modelos JACE são semelhantes, o JACE E640® é utilizado somente sentado, e modelo JACE ELBOW® é fixo diretamente na cama do paciente. O outro aparelho, o SUTTER oferece uma unidade estacionária que combina movimentos de ombro e cotovelo, ela é conhecida como TOTAL CPM2® (ADAMS & THOMPSON, 1996). Além destes já citados, existem outros aparelhos estacionários como o ARTROMOT-E®, SAFETY REHAB® e INVACARE TOTAL CPM®. O protótipo ora desenvolvido é do tipo estacionário, projetado para ser utilizado na posição sentada.

Existem dois conceitos diferentes para a construção dos aparelhos de MPC . O primeiro, denominado “anatômico”, que de acordo com a tecnologia empregada sustenta e mobiliza a articulação de maneira semelhante ao movimento anatômico. O segundo, denominado “sistema articulado livre”, permite que a articulação solicite seu próprio movimento anatômico. Cada um destes projetos tem o seu mérito. O tipo “anatômico” aparentemente oferece mais conforto ao paciente enquanto o tipo “sistema articulado livre” tende a ser mais fácil de usar (DIEHM, 1988). O protótipo desenvolvido neste trabalho é do tipo anatômico semelhante ao aparelho da KINETEC 6080®.

A máquina de MPC para o cotovelo possui dois componentes de arcos de movimento: flexão/extensão e pronação/supinação. Os modelos da KINETEC 6080® e o JACE E640® são semelhantes. O modelo da KINETEC pode realizar o movimento de flexão/extensão independente ou utilizar um sistema de polias para sincronizar estes movimentos com pronação/supinação. O modelo JACE não pode, devido seus movimentos serem realizados através de motores independentes. Estes dois aparelhos se adaptam ao paciente devido aos ajustes de comprimento do membro superior e o paciente deve apoiar o seu membro na unidade. Ambos aparelhos possuem um ajuste da amplitude de movimento sendo que o modelo da KINETEC é o que oferece maiores possibilidades de opções. A localização do grau de movimento é importante, o modelo KINETEC utiliza um goniômetro localizado no eixo de movimento para mostrar a posição do cotovelo (ADAMS e THOMPSON, 1996). O protótipo desenvolvido nesta pesquisa foi baseado no aparelho KINETEC 6080®, e a idéia inicial foi utilizar dois motores independentes para realizar os movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação simultaneamente. Para se obter os movimentos de flexão/extensão, utilizamos um motor com rotação máxima de 30 rpm, acoplado ao fuso. Já para os movimentos de pronação/supinação, utilizamos um motor com rotação máxima de uma rpm fixado diretamente ao “manípulo”. Foram realizados testes

laboratoriais com o objetivo de avaliar a vida útil dos motores. Eles foram submetidos a um funcionamento contínuo de 8 horas diárias durante 5 dias. Observamos que os motores funcionaram adequadamente. Posteriormente, foram realizados testes usando-se um peso de 10 Kgf colocado sobre os apoios do braço e do antebraço, com o objetivo de avaliar a resistência do motor responsável pelo movimento de flexão/extensão, observamos que ele suportou adequadamente os testes.

No início a base de apoio do protótipo era formada através dos quatro prolongamentos horizontais apoiados ao chão, para fornecer estabilização ao protótipo, e um prolongamento vertical, para ser acoplado à coluna regulável. Para adaptá-lo ao paciente, foram utilizadas engrenagens para realizar os movimentos das colunas do aparelho, permitindo deslocamentos laterais, anteriores e posteriores. Durante os testes laboratoriais, foi constatado que os prolongamentos horizontais eram inseguros, com riscos de provocar acidentes. Devido a isto, uma cadeira giratória foi especialmente adaptada, possibilitando a utilização do aparelho no membro superior direito bem como no esquerdo. Com a alteração na base de apoio, a engrenagem responsável pelo deslocamento lateral foi desprezada, pois foi observado que estes deslocamento não eram mais necessários, devido a pouca distância entre a coluna e a cadeira.

Durante os testes laboratoriais foi observado que o suporte excêntrico confeccionado em figura de U, não era adequado, pois durante o movimento de flexão logo após 90°, o fuso atingia o cotovelo impedindo assim a movimentação completa. Também nesta ocasião observamos que durante o movimento de flexão ocorria uma abertura (afastamento) da barra telescópica do apoio do braço e do antebraço, favorecendo a perda do alinhamento entre as barras, impedindo assim o início da extensão. Para solucionar este problema, o suporte excêntrico em figura de U foi modificado para um suporte também em figura de U porém centrado. Devido a esta alteração realizada, foi transferido a localização do motor para a região anterior do fuso.

Inicialmente o fuso foi construído com apenas uma entrada, porém no decorrer dos testes observamos que a velocidade não estava suficiente. Houve então a necessidade de confeccionar um fuso com duas entradas, para que houvesse um aumento na velocidade do movimento de flexão/extensão.

A maioria dos modelos existentes possuem controles da velocidade e da ADM, alguns oferecem também controles opcionais de auto-reversão, ou seja, a mudança do

sentido do movimento desencadeada ao encontrar qualquer resistência, oferece ainda um tempo de pausa, que acontece no final do movimento, produzindo um efeito de estiramento nas estruturas. Todas estas vantagens descritas também são encontradas no aparelho da SAFETY REHAB[®]. Os controles podem ser ajustados manualmente ou através de um computador, o que representa uma sofisticação e consequentemente um aumento no preço final. A marcação da exposição angular é feita no próprio aparelho ou através do uso de um goniômetro (LASTAYO, 1995; ADAMS & THOMPSON, 1996). O aparelho da KINETEC[®] possui um controle manual da velocidade, que varia entre 2 a 7 min/ciclo, e sua ADM varia entre 135°-0° para a flexão/extensão, com a exposição angular demarcada na órtese em intervalos de 5° em 5°, e a amplitude de movimento varia de 90° a 90° para a pronação/supinação. A velocidade do aparelho da Safety Rehab[®] varia entre 6-7 min/ciclo, e sua amplitude de movimento varia de 135°-0° para a flexão/extensão, com exposição angular demarcada na órtese a cada 10°. Já o aparelho INVACARE TOTAL CPM[®] possui uma velocidade que varia de 1,5-8 min/ciclo, cuja amplitude de flexão/extensão varia de 90°-0° (DIEHM, 1988). O protótipo desta pesquisa oferece um controle da velocidade variável dividida em posições 1, 2, 3, 4, e 5, que correspondem aos tempos gastos de 11'9", 9'20", 7'20", 5'20", 3'16" por ciclo, respectivamente para a movimento de flexão/extensão. Para o movimento de pronação/supinação, o controle de velocidade é realizado manualmente através de um botão controlador localizado na caixa de controle eletrônico, que varia entre 1'52" a 5'40" por ciclo. A ADM do cotovelo é variável entre 130°-0°, limitada por cursores localizados no mecanismo motor-redutor-fuso, cuja exposição angular é demarcada a cada 10° na caixa de proteção do fuso. Para o movimento de rotação do antebraço, o controle da amplitude de movimento, nos intervalos de 90° a 90° é limitado através de controladores fixados no goniômetro do sistema independente de pronação/supinação.

Para observar o sincronismo entre os motores responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão e pronação/supinação, os mesmos foram testados em suas velocidades máxima e mínima considerando que um tinha que percorrer uma distância igual ao comprimento do fuso (32 cm) e o outro permaneceu fixo ao manípulo. Foi então medido o tempo gasto pelo primeiro motor para realizar completamente o arco de movimento 0°-130°-0° de flexão/extensão. Em seguida foi medido o tempo gasto pelo motor fixo ao manípulo durante a realização do arco de movimento 0°-180°-0° de pronação/supinação. Os testes demonstraram que os limites de redução entre os motores não eram compatíveis para executarem os movimentos simultaneamente, pois a rotação máxima do motor para pronação/supinação deveria variar entre 0,2 e 0,3 rpm. Foi solicitado à indústria de

micromotores A. J. MAIA® outro micromotor especial com uma capacidade de redução maior, que permitisse o sincronismo dos movimentos de pronação/supinação. Porém, após inúmeras discussões entre engenheiros, técnicos do laboratório e da oficina de precisão, e a troca de informações com os responsáveis pela indústria de Micromotores A. J. Maia®, permaneceram dúvidas de que a redução seria possível, ao ponto de permitir a execução da movimentação simultânea. Optamos então, pela confecção de outro dispositivo capaz de associar o movimento do cotovelo com o do antebraço utilizando um sistema de polias. O dispositivo desenvolvido para realizar os movimentos de pronação/supinação foi mantido, cujo funcionamento é independente.

Não foi encontrado em literatura demonstrativos dos limites existentes com relação à amplitude de movimento produzida pelo aparelho da Kinetec. No aparelho desenvolvido os movimentos independentes podem variar a amplitude de flexão/extensão de 130° a 0° e de pronação/supinação de 90° - 0° - 90° . Para se utilizar o sistema de polias para realizar os movimentos simultâneos, pode-se pré-determinar a ADM que o cotovelo irá realizar. Foram realizados testes com o sistema de polias para relacionar a amplitude de flexão com a amplitude de rotação de acordo com a tensão dada na corda em cada posição pré-determinada no fuso deste sistema. A cada 10° de flexão e/ou extensão, a corda foi tensionada em pronação de 90° , nos intervalos 1, 2, 3, 4, e 5 do fuso do sistema de polias. Foi possível observar as combinações e limitações do protótipo em relação aos valores associados dos movimentos. Alguns testes foram realizados para observar as possibilidades de combinação entre flexão/extensão e pronação/supinação. Foi possível observar que a flexão e a rotação se completam simultaneamente apenas num ponto de fixação da corda; nos pontos de fixação antes deste momento a flexão se completa sem o mesmo ocorrer com a rotação; nos pontos de fixação após este momento, a rotação se completa antes da flexão se completar. Isto quer dizer que é possível realizar a flexão completa em todos os momentos de fixação da corda, porém a rotação tem valor maior quanto mais distante o local de fixação da corda, ou seja, quanto maior o comprimento da corda, maior o valor da rotação do antebraço combinado com o cotovelo. Quanto maior a ADM do cotovelo, mais pontos de fixação a rotação se completa. Foi observado que a partir de uma combinação de movimento onde a extensão é fixa em 80° , a rotação não se completa em momento algum. Outra observação importante é que às vezes o limite do paciente é diferente do limite oferecido pelo aparelho, isto é, o limite mínimo de movimento do paciente não é o mesmo do limite mínimo do aparelho sendo então necessário, realizar os movimentos independentes. Por

exemplo, a ADM do cotovelo do paciente é fixa em 40°-130° e o intervalo mínimo de rotação do aparelho é de 55° e máximo de 180°.

Os movimentos de flexão/extensão isolados podem ser realizados fixando-se o antebraço numa posição adequada, a limitação do arco de movimento é feita através dos “cursos” localizados no mecanismo motor-redutor-fuso, assim o cotovelo irá realizar a ADM programada. Também podem ser realizados os movimentos de pronação/supinação isolados, posicionando-se o cotovelo num ângulo adequado, e limitando a ADM através do ajuste dos parafusos localizados no goniômetro fixos no manípulo. A terceira situação possível no presente aparelho é a adaptação do sistema de polias para a realização dos movimentos de flexão/extensão associado à pronação/supinação.

O aparelho de MPC deve ser regulável para permitir o isolamento das articulações, bem como a sua estabilização. O arco de movimentação passiva, a força e a velocidade devem ser reguláveis. O aparelho de MPC deve possuir uma confiabilidade da frequência e dos períodos de duração indicados. O paciente deve aprender a operar o interruptor da máquina numa emergência (LASTAYO, 1995). Os aparelhos da KINETEC 6080®, SAFETY REHAB® e INVACARE TOTAL CPM® possuem um sistema de interrupção manual (DIEHM, 1988). Para uma maior segurança do paciente, também foi desenvolvido em nosso aparelho, um sistema de interrupção manual.

A MPC apesar de oferecer benefícios inquestionáveis, apresenta algumas limitações que podem diminuir a sua eficiência terapêutica. A MPC não substitui a movimentação ativa, que deverá sempre estar incluída nos programas de reabilitação, tão logo a patologia permitir (COUTTS; CRAIG; MOONEY; et al., 1988). A adaptação do aparelho no paciente costuma ser trabalhosa, é dificultada pela presença de curativos volumosos exigindo ajustes cuidadosos. Alguns modelos necessitam de uma confecção de “órteses” especiais individuais, sendo a sua fixação feita através da utilização de fechos confeccionados em velcro (LASTAYO, 1995). Outra limitação importante é a incapacidade de completar os últimos graus de movimento (LASTAYO, 1995; ADAMS & THOMPSON, 1996). LASTAYO (1995) ainda relatou que o tamanho da extremidade superior pode não se adaptar ao tamanho do aparelho. MORREY; ASKEW; AN; et al. (1981) relataram que a ADM funcional do cotovelo encontra-se delimitada entre 30° a 130°. O presente aparelho também completa os últimos graus de movimento de flexão do cotovelo. Sua importância está na realização completa da ADM funcional. Após os testes laboratoriais de eficiência da execução dos movimentos combinados de flexão/extensão e pronação/supinação, foi

possível observar que este mecanismo combinado de movimento possui limitações decorrentes das posições de fixação da corda, isto é, a sua amplitude de rotação varia.

Com o intuito de comprovar a sua funcionalidade, o aparelho foi aplicado em dez cotovelos normais para se verificar o grau de conforto proporcionado, e avaliar a capacidade de manuseio e a confiabilidade do aparelho durante o seu funcionamento. Observamos que o uso do aparelho demonstra ser confortável, o ruído dos motores não incomodam, exceto quando o motor de flexão/extensão foi utilizado na velocidade de 3,4 mm/s. Os ajustes de amplitude de movimento e de tensão da corda no sistema de polias, mostrou-se trabalhoso, porém não é difícil.

Acreditamos que os principais valores deste trabalho está vinculado ao desenvolvimento de um aparelho de MPC com tecnologia totalmente nacional, e ainda o conhecimento dos seus limites. O custo final aproximado em reais foi de R\$1933,33 (aproximadamente US\$ 1.056,00), enquanto os demais aparelhos variam entre US\$ 2875,00 a US\$ 3295,00 (DIEHM, 1988).

A importância da movimentação passiva contínua para o cotovelo e o alto custo dos aparelhos existentes nos mercados internacionais (LASTAYO, 1995), estimularam o presente estudo, com o objetivo de desenvolver um aparelho de MPC para cotovelo, de baixo custo, utilizando material e tecnologia nacional, visando possibilitar que este tipo de recurso pudesse ser introduzido na reabilitação do cotovelo, nos países em desenvolvimento

6. CONCLUSÕES

1 - Foi viável o desenvolvimento do aparelho de movimentação passiva contínua para o cotovelo, de baixo custo e com tecnologia nacional.

2 - O aparelho desenvolvido é capaz de realizar movimentos independentes de flexão/extensão e de pronação/supinação através de motores independentes.

3 - Este aparelho permite ainda realizar simultaneamente os movimentos de flexão/extensão e de pronação/supinação através da associação de um sistema de polias ao motor responsável pelo movimento de flexão/extensão.

7. ANEXO A – Testes do mecanismo combinado de flexão/extensão com Pronação/supinação

ANEXO A1 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 0°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação

F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

ANEXO A2 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 10°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão *R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

1	*F 75°R	*F 65°R	*F 60°R	*F 55°R	*F 45°R	*F 40°R	*F 35°R
2	*F 130°R	*F 120°R	*F 100°R	*F 90°R	*F 75°R	*F 65°R	*F 55°R
3	*F 120°R	*F 100°R	*F 90°R	*F 75°R	*F 65°R	*F 55°R	*F 45°R
4	*F 100°R	*F 90°R	*F 75°R	*F 65°R	*F 55°R	*F 45°R	*F 35°R
5	*F 90°R	*F 80°R	*F 70°R	*F 60°R	*F 50°R	*F 40°R	*F 30°R
F=	130°	120°	110°	100°	90°	80°	70°

ANEXO A3 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 20°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação

F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

ANEXO A4 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 30°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação

F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

ANEXO A5 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 40°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão *R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

1	*F 50°R	*F 50°R	*F 45°R	*F 40°R	*F 35°R
2	*F 100°R	*F 85°R	*F 80°R	*F 65°R	*F 50°R
3	*F 160°R	*F 140°R	*F 120°R	*F 100°R	*F 75°R
4	*F 125°R	*F *R	*F 150°R	*F 125°R	*F 100°R
5	110°F *R	110°F *R	*F *R	*F 160°R	*F 120°R
F=	130°	120°	110°	100°	90°

ANEXO A6 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 50°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

1	*F 45°R	*F 45°R	*F 40°R	*F 35°R
2	*F 85°R	*F 80°R	*F 70°R	*F 55°R
3	*F 135°R	*F 120°R	*F 105°R	*F 85°R
4	*F *R	*F 160°R *F *R	*F 130°R	*F 105°R
5	130°F *R	120°F *R	*F 170°R	*F 130°R
F=	130°	120°	110°	100°

ANEXO A7 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados

(Extensão do cotovelo 60°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

1	*F 25°R	*F 30°R	*F 25°R
2	*F 70°R	*F 70°R	*F 55°R
3	*F 112°R	*F 100°R	*F 85°R
4	*F 155°R	*F 140°R	*F 105°R
5	*F 125°F *R	*F 170°R	*F 140°R
F=	130°	120°	110°

ANEXO A8 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados (Extensão do cotovelo 70°). A área colorida representa as amplitudes completas de flexão e rotação.

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

1	*F 30°R	*F 25°R
2	*F 50°R	*F 50°R
3	*F 90°R	*F 80°R
4	*F 125°R	*F 120°R
5	*F 160°R	*F 145°R
F=	130°	120°

ANEXO A9 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados. (Extensão do cotovelo 80°)

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

1	*F 30°R	*F 10°R
2	*F 40°R	*F 30°R
3	*F 75°R	*F 65°R
4	*F 100°R	*F 90°R
5	*F 125°R	*F 115°R
F=	130°	120°

ANEXO A10 - Diagrama representativo dos movimentos combinados, segundo os ângulos pré-determinados. (Extensão do cotovelo 90°)

* Amplitude de movimento completa

R = rotação F = Flexão

*R = 180° de rotação

1 = 1cm de comprimento do furo do sistema mola-corda

2 = 3,85cm

3 = 6,75cm

4 = 9,65cm

5 = 12,5cm

8. ANEXO B – Características principais dos aparelhos de movimentação passiva contínua (MPC) do cotovelo existentes no mercado internacional e do protótipo desenvolvido

Aparelhos	Mobilimb E2	JACE E640	JACE Elbow Bed M	Sutter TOTAL CPM2	Kinetec 6080	Artromot-E	Safety Rehab.	INVACARE Total CPM	Protótipo Desenvolvido
1 - ESPECIFICAÇÕES A - Movimento e Amplitude Flexão/Extensão do cotovelo	X	X	X	X	135° - 0°	X	135° - 0°	90° - 0°	130° - 0°
Pronação/Supinação do antebraço	X	X	X	X	90° a 90°	X		X	90° a 90°
B - Velocidade (min/ciclo)	1,4				2 - 7		5 - 6	1,5 - 8	3 - 11
C - Aparelho / Portátil	X								
Estacionário		X	X	X	X	X	X	X	X
Altura (cm)	89,5				83,8		188	127	86 a 130
Peso (Kg)	2,04						21,770	18,143	21,700
D - Controle Eletrônico Unidade separada					X		X	X	X
Embutida	X								
E - Exp. Angular / Digital									
Marcada na órtese					5o		10o		10o
Necessário goniômetro	X						X	X	X (pron/sup)
F-Controles / Flex/Ext					X		X	X	X
Velocidade					X		X	X	X
Pausa							X		
G - Alimentação / Bateria recarregável	8-10h								
A.C.	X				X		X	X	X
2 - CUIDADOS / Auto-reverso	X						X		
Interrupção manual					X		X	X	X
Indicação de erro					X			X	
3 - DETALHES / Anatômico					X				X
Sistema articulado livre	X								
Pausa (segundos)							1-20		
Fabricante	Daninger Med. Tech	JACE	JACE	SUTTER Biomed	Smith & Nephew	Artromot		INVACARE	
Ano	1986	1989	1989	1982	1989	1989			

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMS, K.M.; THOMPSON, S.T. (1996). Continuous passive motion. Use in hand therapy. *Hand Clinics*, v.12, n.1, p.109-127, February.
- BREEN, T.F.; GELBERMAN, R.H.; ACKERMAN, G.N. (1988). Elbow flexion contractures: treatment by anterior release and continuous passive motion. *J Hand Surg*, v.13-B, n.3, p.286-287, August.
- BUNKER, T.D.; POTTER, B.; BARTON, N.J. (1989). Continuous passive motion following flexor tendon repair. *J Hand Surg*, v.14(B), n.4, p.406-411.
- CANNON, N.M. (1989). Enhancing flexor tendon glide through tenolysis and hand and hand therapy. *J Hand Ther*, v. 2, p.122-137, April-June.
- COHEN, M.S.; HASTING II, H. (1998). Post-traumatic contracture of the elbow. Operative release using a lateral collateral ligament sparing approach. *J Bone Joint Surg*, v.80(B), n.5, p.805-812, September.
- COONEY, W.P. (1993). Contractures of the elbow. In: MORREY, B.F. *The elbow and its disorders*, 2ed. Philadelphia, WB Saunders, Cap. 28, p.464-474.
- COUTTS, R.D.; CRAIG, E.V.; MOONEY, V.; OSTERMAN, A.L.; SALTER, R.B. (1988). Symposium: The use of continuous passive motion in the rehabilitation of orthopaedic problems. *Contemp Orthop*, v.16, n.3, p.1-17, March.
- COVEY, M.H. (1988). Application of CPM devices with burn patients. *J Burn Care Rehabil*, v.9, n.5, p.496-497, September/October.
- DHERT, W.J.A.; O'DRISCOLL, S.W.; VAN ROYEN, B.J.; SALTER, R.B. (1988). Effects of immobilization and continuous passive motion on postoperative muscle atrophy in mature rabbits. *Can J Surg*, v.31, n.3, p.185-188, May.
- DIEHM, S.L. (1988). CPM devices. *J Burn Care Rehabil*, v.9, n.5, p.498-504, September/October.
- DIEHM, S.L. (1989). The power of CPM: Healing through motion. *Continuing Care*, v.8, p.1-4.
- DIMICK, M.P. (1985). The use of continuous passive motion in the upper extremity: a preliminary report. Proceeding of the eighth annual meeting of the American Society of Hand Therapists. [abstract]. *J Hand Surg*, v.10(A), n.4, p.584, July.

- ELUI, V.M.C. (1998). Desenvolvimento de um aparelho de movimentação passiva *contínua, portátil para a mão*. Ribeirão Preto. 78p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.
- ELY, L.W.; MENSOR, M.C. (1933). Studies on immobilization of the normal joint. *Surg Gynecol Obstet*, v.57, p.212-215.
- FRANK, C.; AKESON, W.H.; WOO, S.L.-Y. AMIEL, D.; COUTTS, R.D. (1984). Physiology and therapeutic value of passive joint motion. *Clin Orthop Rel Res*, n.185, p.113-125, May.
- FRYKMAN, G.K.; UNSELL, R.S. et al. (1989). CPM improves range of motion after PIP and MP capsulectomies: A controlled prospective study. Abstract 72 presented at American Society for Surgery of the Hand, 44th Annual Meeting, Seattle, September.
- GATES, H.S.; SULLIVAN, F.L.; URBANIAK, J.R. (1992). Anterior capsulotomy and continuous passive motion in the treatment of post-traumatic flexion contracture of the elbow: a prospective study. *J Bone Joint Surg*, v.74(A), n.8, p.1229-1234, September.
- GRAHAM, H.K.; SALTER, R.B. (1989). The efficacy of continuous passive motion instituted after surgical release of the post-traumatic persistent stiff elbow. A clinical investigation [abstract]. *J Trauma*, v.29, p.1301, September.
- HAMILTON, H.W. (1982). Five years experience with continuous passive motion (CPM) [abstr]. *J. Bone Joint Surg. [Br]*, v64B, n2, p259.
- HASTINGS, H.; CARROLL, C. (1988). Treatment of closed articular fractures of the metacarpophalangeal and proximal interphalangeal joints. *Hand Clin*, v.4, n.3, p.503-527.
- IPPOLITO, E.; FORMISANO, R.; CATERINI, R.; FARSETTI, P.; PENTA, F. (1999). Resection of elbow ossification and continuous passive motion in postcomatose patients. *J Hand Surg*, v.24(A), n.3, p.546-553, May.
- JUPITER, J.B.; MORREY, B.F. (1993). Fractures of the distal humerus in the adult. In: MORREY, B.F. *The elbow and its disorders*. 2ed. Philadelphia, WB Saunders Company, Cap.21, p.328-366.
- KIM, H.K.W.; KERR, R.G.; TURLEY, C.B.; EVANS, P.J.; JAY, V.; SALTER, R.B. (1998). The effects of postoperative continuous passive motion on peripheral nerve repair and regeneration. An experimental investigation in rabbits. *J Hand Surg*, v.23(B), n.5, p.594-597, October.
- KING, G.J.W.; MORREY, B.F.; AN, K.-N. (1993). Stabilizers of the elbow. *J ShoulderElbow Surg*, v.2, n.3, p.165-174, May/June.
- LASTAYO, P.C. (1995). Continuous passive motion for the upper extremity. In: HUNTER, J.M.; MACKIN, E.J.; CALLAHAN, A.D. *Rehabilitation of the hand: surgery and therapy*. 4ed. St Louis, Mosby, Cap. 92, p.1545-1560.
- LASTAYO, P.C.; WRIGHT, T.; JAFFE, R.; HARTZEL, J. (1998). Continuous Passive Motion after repair of the rotator cuff. A prospective outcome study. *J Bone Joint Surg*, v.80(A), n.7, p.1002-1011, July.

- MANSAT, P.; MORREY, B.F. (1998). The column procedure: a limited lateral approach for extrinsic contracture of the elbow. *J Bone Joint Surg*, v.80(A), n.11, p.1603-1615, November.
- MATIELLO, S.M. (1990). Desenvolvimento e ensaio clínico de um aparelho de movimentação passiva contínua, em articulações sinoviais. Ribeirão Preto. 56p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.
- MIH, A.D.; WOLF, F.G. (1994). Surgical release of elbow-capsular contracture in pediatric patients. *J Ped Orthop*, v.14, n.4, p.458-461.
- MOONEY, V.; STILLS, M. (1987). Continuous passive motion with joint fractures and infections. *Orthop Clin North Am*, v.18, n.1, p.1-9, January.
- MORREY, B.F.; ASKEW, L.J.; AN, K.N.; CHAO, E.Y. (1981). A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg*, v.63(A), n.6, p.872-877, July.
- MORREY, B.F. (1990). Post-traumatic contracture of the elbow. *J Bone Joint Surg*, v.72(A), n.4, p.601-618, April.
- MORREY, B.F.; AN, K.-N.; CHAO, E.Y.S. (1993). Functional evaluation of the elbow. In: MORREY, B.F. *The Elbow and its disorders*. 2ed. Philadelphia, WB Saunders Company. Cap. 6, p.73-91.
- MÜLLER; ALLGÖWER; SCHNEIDER, M.E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. (1993). *Manual de osteossíntese – técnicas recomendadas pelos grupos AO-ASIF*. 1ed. brasileira. Manole. Trad. Nelson Gomes de Oliveira. Cap.1, p.1-158.
- MUSSA, R.; HANS, M.G.; ENLOW, D.; GOLDBERG, J. (1999). Condylar cartilage response to continuous passive motion in adult guinea pigs: a pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.115, n.4, p.360-367.
- NAMBA, R.S.; KABO, J.M.; DOREY, F.J.; MEALS, R.A. (1991). Continuous passive motion versus immobilization: the effect on posttraumatic joint stiffness. *Clin Orthop*, n.267, p.218-223, June.
- NIRSCHI, R.P.; MORREY, B.F. (1993). Rehabilitation. In: MORREY, B.F. *The elbow and its disorders*, 2ed. Philadelphia, WB Company. Cap.12, p.173-180.
- O'DRISCOLL, S.W.; KEELEY, F.W.; SALTER, R.B. (1986). The chondrogenic potential of free autogenous periosteal grafts for biological resurfacing of major full-thickness defects in joint surfaces under the influence of continuous passive motion- an experimental investigation in the rabbit. *J Bone Joint Surg*, v.68(A), n.7, p.1017-1035, September.
- O'DRISCOLL, S.W.; KEELEY, F.W.; SALTER, R.B. (1988). Durability of regenerated articular cartilage produced by free autogenous periosteal grafts in major full-thickness defects in joint surfaces under the influence of continuous passive motion: A follow-up report at one year. *J Bone Joint Surg*, v.70(A), n.4, p.595-606, April.

- O'DRISCOLL, S.W.; KUMAR, A.; SALTER, R.B. (1983). The effect of continuous passive motion on the clearance of a hemarthrosis from a synovial joint: An experimental investigation in the rabbit. *Clin Orthop*, n.176, p.305-311, June.
- O'DRISCOLL, S.W.; SALTER, R.B. (1984). The induction of neochondrogenesis in free periosteal autografts under the influence of continuous passive motion: An experimental investigation in the rabbit. *J Bone Joint Surg*, v.66(A), n.8, p.1248-1257, October.
- O'DRISCOLL, S.W.; SALTER, R.B. (1986). The repair of major osteochondral defects in joint surfaces by neochondrogenesis with autogenous osteoperiosteal grafts stimulated by continuous passive motion: An experimental investigation in the rabbit. *Clin Orthop* v.208, p.131-140.
- PATRICK, J. (1946). A Study of Supination and Pronation, with Especial Reference to the treatment of Forearm Fractures. *J Bone Joint Surg*, v.28, n.4, p.737-748, October.
- PERKINS, G. (1953). Rest and movement. *J Bone Joint Surg*, v.35(B), n.4, p.521-539, November.
- RORABECK, C.H. (1999). Continuous passive motion is a useful postoperative tool. *Orthopedics*, v.22, n.4, p.392, April.
- SALTER, R.B. (1989). The biological concept of continuous passive motion of synovial joints: the first 18 years of basic research and its clinical application. *Clin Orthop Rel Res*, n.242, p.12-25, May.
- SALTER, R.B. (1993). Continuous passive motion: a biological concept for the healing and regeneration of articular cartilage, ligaments and tendons, Baltimore, 1993, Williams & Wilkins.
- SALTER, R.B. (1994). The physiologic basis of continuous passive motion for articular cartilage healing and regeneration. *Hand Clinics*, v.10, n.2, p.211-219, May.
- SALTER, R.B. (1996). History of rest and motion and the scientific basis for early continuous passive motion. *Hand Clinics*, v.12, n.1, p.1-11, February.
- SALTER, R.B.; FIELD, P. (1960). The effects of continuous compression on living articular cartilage. An experimental investigation. *J Bone Joint Surg*, v.42(A), n.1, p.31-49.
- SALTER, R.B.; HAMILTON, H.W.; WEDGE, J.H.; TILE, M.; TORODE, I.P.; O'DRISCOLL, S.W.; MURNAGHAN, J.J.; SARINGER, J.H. (1984). The clinical application of basic research on continuous passive motion for disorders and injuries of synovial joints: a preliminary report of a feasibility study. *Orthop Res*, v.1, n.3, p.325-342.
- SALTER, R.B.; McNEILL, O.R.; CARBIN, R. (1965). The pathologic changes in articular cartilage associated with persistent joint deformity: An experimental investigation. In GORDON, D. *Studies of Rheumatoid Disease: Proceedings of the Third Canadian Conference on Research in the Rheumatic Diseases*. Toronto, University of Toronto Press, p.33.
- SALTER, R.B.; SIMMONDS, D.F.; MALCOLM, B.W.; RUMBLE, E.J.; MACMICHAEL, D. (1975). The effects of continuous passive motion on the healing of articular cartilage

- defects: An experimental investigation in rabbits [abstract]. *J Bone Joint Surg*, v.57(A), n.4, p.570-571, June.
- SAMPSON, S.P.; BADALAMENTE, M.A.; HURST, L.C.; DOWD, A.; SEWELL, C.S.; LEHMANN-TORRES, J.; FERRARO, M.; SEMON, B. (1992). The use of a passive motion machine in the postoperative rehabilitation of Dupuytren's disease. *J Hand Surg*, [Am], v.17(A), n.2, p.333-338, March.
- SARMIENTO, A; LATTA, L.L. (1981). Closed functional treatment of fractures. ed 1. Berlin, Springer-Verlag, Cap. 2, p. 15-59.
- SCHINDLER, A.; YAFFE, B.; CHETRIT, A.; MODAN, M.; ENGEL, J. (1991). Factors influencing elbow arthrolysis. *Ann Hand Surg*, v.10, n.3, p.237-242.
- SHIMIZU, T.; VIDEMAN, T.; SHIMAZAKI, K.; MOONEY, V.(1987). Experimental study on the repair of full thickness articular cartilage defects: Effects of varying periods of continuous passive motion, age, activity, and immobilization. *J Orthop Res*, v.5, n.2, p.187-197.
- SOFFER, S.R.; YAHIRO, M.A. (1990). Continuous passive motion after internal fixation of distal humerus fractures. *Orthop Rev*, v.19, n.1, p.88-93, May.
- SØJBJERG, J.O. (1996). The stiff elbow: how I do it. *Acta Orthop Scand*, v.67, n.6, p.626-631.
- SØJBJERG, J.O.; KJAERGAARD-ANDERSEN, P.; JOHANNSEN, H.V.; SNNEPEN, O. (1995). Release of the stiff elbow followed by continuous passive motion and indomethacin treatment. *J. Shoulder Elbow Surg.*, February, v4, pS20.
- TAYLOR MULLINS, P.A. (1989). Management of common chronic pain problems in hand. *Phys. Ther*, v.69, n.12, p.58-65.
- THURN, J.; PUTNAM, M.; OSENDORF, S.; THURN, J.R.; CLEVELAND, S. (1991). Outcome with therapy after open reduction and internal/external fixation of comminuted distal radius fractures. *Paper presented at ASHT 13th Annual Meeting*.
- VAN ROYEN, B.J.; O'DRISCOLL, S.W.; DHERT, W.J.A.; SALTER, R. B. (1986). A comparison of the effects of immobilization and continuous passive motion on surgical wound healing in mature rabbits. *Plast Reconstr Surg*, v.78, n.3, p.360-366, September.
- WILLEMS, C. (1919). Treatment of purulent arthritis by wide arthrotomy followed by immediate active mobilization. *Surg Gynecol Obstet*, v.28, p.546.

10. APÊNDICE 1 - Protocolo de Avaliação “Antropometria do membro superior”

Sexo : F ____ M ____ Raça _____ Idade _____ Dominância: D ____ E ____

Profissão _____ Membro superior avaliado: D ____ E ____

Medidas Longitudinais (cm):

Braço: Distância – borda acromial – epicôndilo lateral D ____ E ____

Antebraço: Distância – epicôndilo lateral – extremidade do dedo médio D ____ E ____

Medidas Circunferenciais (cm):

Terço médio do braço: D ____ E ____

Cotovelo: D ____ E ____

Mão (MF): D ____ E ____

11. APÊNDICE 2 - Representação gráfica dos valores obtidos através do protocolo de avaliação “Antropometria do membro superior”

12. APÊNDICE 3 – Dimensionamento dos componentes do protótipo inicial

- 3.1 – Apoio do braço e antebraço e mecanismo de pronação/supinação
- 3.2 – Base de apoio
- 3.3 – Coluna regulável 1
- 3.4 – Coluna regulável 2
- 3.5 – Coluna regulável 3
- 3.6 – Conexão da coluna regulável e sistema de movimentação
- 3.7 – Mecanismo motor-redutor-fuso

Escala – 1:5

13. APÊNDICE 4 - Desenho esquemático do aparelho de movimentação passiva contínua (MPC) do cotovelo

4.1 – Vista superior do aparelho

4.2 – Vista lateral do mecanismo independente do movimento de Flexão/extensão

4.3 – Mecanismo de acionamento

4.3.1 – Painel de controle

4.3.2 – Sistema de interrupção manual

4.4.1 – Vista superior

Technical drawing of a rectangular frame assembly. The overall width is 175.00. The distance between the inner vertical supports is 100.71. The height of the frame is 381.20. The thickness of the vertical supports is 30.320. The diameter of the circular openings in the vertical supports is $\varnothing 9.60$. The drawing shows a cross-section of the frame with a central vertical support and a horizontal support at the bottom. A cable is shown connected to the bottom support.

4.5 – Sistema de polias do mecanismo combinado dos movimentos de flexão/extensão com pronação/supinação

4.5.1 – Vista superior

4.5.2 – Detalhe da inversão da rotação da corda na polia para membro superior direito e esquerdo

14. APÊNDICE 5 – Protocolo de Avaliação do Aparelho de MPC para cotovelo

5.1 – Mecanismo combinado de flexão/extensão com pronação/supinação

Data _____

Nome _____ Sexo : F ____ M ____

Idade _____ Cotovelo Testado D _____ E _____

Amplitude de Movimento Sugerida _____ Flexão _____ Extensão _____

Amplitude de Movimento Sugerida _____ Pronação _____ Supinação _____

Tempo Ajustes _____ Tempo de Colocação _____

Dificuldades _____

Tempo de Uso _____ *Opinião do Paciente*

Conforto _____

Barulho _____

Outros _____

5.2 – Mecanismo independente de flexão/extensão

Data _____

Nome _____ Sexo : F ____ M ____

Idade _____ Cotovelo Testado D ____ E ____

Amplitude de Movimento Sugerida _____ Flexão _____ Extensão _____

Tempo Ajustes _____ Tempo de Colocação _____

Dificuldades _____

Tempo de Uso _____ *Opinião do Paciente*

Conforto _____

Barulho _____

Outros _____

5.3 – Mecanismo independente de pronação/supinação

Data _____

Nome _____ Sexo : F ____ M ____

Idade _____ Antebraço Testado D ____ E ____

Amplitude de Movimento Sugerida _____ Pronação ____ Supinação ____

Tempo Ajustes _____ Tempo de Colocação _____

Dificuldades _____

Tempo de Uso _____ *Opinião do Paciente*

Conforto _____

Barulho _____

Outros _____