ESTUDO DA VIABILIDADE DO
DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO DE
MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA,
PORTÁTIL PARA A MÃO

Valéria Meirelles Carril Elui

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia

*Escola de Engenharia de São Carlos
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Instituto de Química de São Carlos*

VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI

**ESTUDO DA VIABILIDADE DO
DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO DE
MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA,
PORTÁTIL PARA A MÃO**

Ribeirão Preto
1998

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

**ESTUDO DA VIABILIDADE DO
DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO DE
MOVIMENTAÇÃO PASSIVA CONTÍNUA,
PORTÁTIL PARA A MÃO**

VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

Orientadores:

Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri

Prof. Dr. Nilton Mazzer

Ribeirão Preto
1998

Class.	ADOSTILA
Cutt.	2008
Tombo	T0289 98
Sysno	976218

Ficha Catalográfica

ES12 T0288/98

Elui, Valéria Meirelles Carril.

Estudo da viabilidade do desenvolvimento de um aparelho de movimentação passiva contínua, portátil para a mão. Ribeirão Preto/São Carlos: USP, 1998.

74 p.: il.; 31 cm

Dissertação de Mestrado em Bioengenharia, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Escola de Engenharia e Instituto de Química de São Carlos/ USP

Orientadores: Prof. Dr. Cláudio Henrique Barbieri e Nilton Mazzer

1-Movimentação Passiva Contínua 2- Articulações Sinoviais
3- Membro Superior 4- Dedos

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

Dedicatória

Aos meus pais, por me mostrarem o caminho a seguir, através de seus exemplos de vida.

Ao Armando pelo amor e paciência.

Aos meus filhos, pela alegria que trazem à minha vida.

Agradecimento Especial

Aos Profs. Barbieri e Mazzer e à Marisa,
pelo apoio, incentivo, ensinamentos e
amizade.

Agradecimentos

Agradeço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a elaboração deste trabalho e particularmente:

ao meu pai, *Carril*, pelas oportunidades oferecidas, ensinamentos e exemplo de vida;

à minha mãe, *Vera*, pelo amor e carinho;

Ao meu esposo, *Armando*, pelo amor, paciência e ajuda durante esta etapa de minha vida;

aos meus pequenos, *Mariana* e *Renato*, pelo companheirismo e paciência, entendendo minha ausência;

aos meus irmãos, *Célio*, pelo incentivo e ajuda com o computador, e ao *Rodrigo* por testar o aparelho e servir de modelo;

aos familiares e amigos, em especial à minha prima *Sté*, pelo apoio, interesse e ajuda com as crianças;

às colegas da Seção de Reabilitação Neuromuscular do Hospital das Clínicas, *Amira*, *Elaine*, *Adriana Barone*, *Ana Regina*, *Adriana Gonçalves*, *Rosângela*, pelo apoio e amizade;

à amiga *Haruê*, sempre perto e prestativa, dando incentivo e apoio;

aos colegas de mestrado, pelas viagens, companhia nas aulas e em especial à *Andréa*, pela amizade e apoio;

ao *Prof. Paulin* pela ajuda na elaboração do controle eletrônico e aos amigos do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, *Chico*, *Eng. Moro* e *Sonia* pelo interesse e apoio;

ao *Eng. Shimano* pela elaboração do projeto de engenharia, dedicação e auxílio durante todas as fases deste trabalho;

ao *Luiz Henrique*, técnico do laboratório de Bioengenharia, pelo interesse e apoio, "abraçando" este trabalho, tornando-o possível;

ao *Otávio*, ao *Davidson* e todos os funcionários da Oficina Mecânica de Precisão do Campus da USP, pela calorosa acolhida e confecção das peças e montagem do aparelho;

ao *Prof. Luis*, da matemática, pela execução da análise estatística;

à *Rose e Fátima*, do departamento de Ortopedia da FMRP, pela paciência e colaboração em todas as horas;

ao *Prof. Barbieri*, pela valiosa orientação e ajuda na elaboração deste trabalho;

ao *Prof. Mazzer*, pelo incentivo, interesse e apoio;

à amiga de todas as horas *Marisa*, pelo interesse, apoio, ajuda e amizade;

aos amigos e pacientes do Hospital das Clínicas da FMRP-USP, que se prontificaram a colaborar testando o aparelho;

A todos, meu muito obrigado!!!

SUMÁRIO

RESUMO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 <i>Repouso versus Movimento.....</i>	2
1.2 <i>Movimentação Passiva Contínua.....</i>	3
1.3 <i>Estudos Experimentais da Movimentação Passiva Contínua</i>	4
1.4 <i>Estudos clínicos da aplicação da Movimentação Passiva Contínua</i>	7
1.5 <i>Movimentação Passiva Contínua da mão</i>	8
1.6 <i>Objetivo</i>	12
2. MATERIAL E MÉTODO.....	13
2.1 <i>Primeira fase</i>	13
2.2 <i>Segunda Fase</i>	14
2.2.1 <i>Sistema de movimentação</i>	16
2.2.2 <i>Sistema de fixação ao antebraço</i>	23
2.2.3 <i>Sistema de Fixação aos Dedos.....</i>	23
2.2.4 <i>Sistema de Controle do Motor</i>	27
2.2.5 <i>Acessórios</i>	27
2.3 <i>Terceira fase</i>	30
2.3.1 <i>Aplicação do aparelho em mãos normais</i>	30
2.3.2 <i>Avaliação do aparelho em bancada</i>	31
2.3.3 <i>Colocação e Uso do Aparelho.....</i>	32
2.3.4 <i>Funcionamento do Aparelho em Indivíduos Normais</i>	35
2.3.5 <i>Funcionamento do Aparelho em Paciente com Patologia.....</i>	35
2.3.6 <i>Análise Estatística.....</i>	36
3. RESULTADOS.....	37
3.1 <i>Funcionamento do Aparelho em Bancada.....</i>	37
3.2 <i>Testes em Mãos Normais.....</i>	38
3.3 <i>Goniometria e Porcentagem de Movimento</i>	40
3.3.1 <i>Mão Grande</i>	41
3.3.2 <i>Mão média.....</i>	44
3.3.3 <i>Mão Pequena.....</i>	46
3.4 <i>Análise Estatística</i>	48
3.5 <i>Utilização do aparelho num paciente.....</i>	49
4. DISCUSSÃO.....	50
5. CONCLUSÕES	57
6. ANEXOS	58
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

Summary

Resumo

A técnica de reabilitação denominada Movimentação Passiva Contínua (MPC) é um excelente recurso para a diminuição da dor, prevenção de aderências e redução de edemas, das articulações ou outros segmentos e tecidos esqueléticos, durante o processo de cicatrização de traumatismos ou operações cirúrgicas; apresenta grande potencial de emprego na reabilitação do pós-operatório da Cirurgia da Mão. O objetivo desse trabalho foi desenvolver um aparelho de MPC portátil, para uso em patologias e traumatismos da mão, baseado em modelos existentes em outros países, mas utilizando tecnologia nacional e de baixo custo. O aparelho foi desenvolvido em etapas, conforme os sistemas idealizados, que são: 1) **sistema de movimentação**, que consta do motor, caixa de engrenagens e haste de movimentação; 2) **sistema de fixação ao antebraço**, constante de órteses para a mão direita e esquerda; 3) **sistema de fixação aos dedos**, constante de uma haste curva e de peças de fixação distal à polpa digital; 4) **sistema de alimentação e controle**, constante de uma bateria recarregável e de comandos liga/desliga e de velocidade. O aparelho foi desenhado de modo a realizar a flexão e extensão em bloco dos dedos, ou a flexão e extensão em separado das articulações metacarpofalângicas ou das articulações interfalângicas proximais e distais. Os materiais empregados na confecção do aparelho foram: um micro-motor elétrico dotado de redutor, que fornece um ciclo completo do seu eixo a cada 55 segundos; blocos de latão para a confecção das engrenagens e respectiva caixa, e das hastes de movimentação e fixação aos dedos; placas de plástico termo-moldável para a construção das órteses; placas de acrílico para construção dos receptáculos dos controles e do motor; e duas baterias recarregáveis de 6V, de telefone celular. Com exceção da bateria e do material plástico termo-moldável, todos os materiais eram de origem nacional. Uma vez desenvolvido, o protótipo foi testado em 30 mãos normais de adultos, tendo sido observado que ele é capaz de realizar a extensão completa das três articulações envolvidas, mas apresenta uma limitação dos últimos graus da flexão, qualquer que sejam os ajustes realizados. O aparelho foi também

testado num paciente de reconstrução em dois tempos do aparelho flexor do dedo médio, a partir do 3º dia pós-operatório, tendo sido utilizado por 8 horas diárias, durante 10 dias, com o que observaram-se ausência de dor ou desconforto, redução do edema e cicatrização da ferida cirúrgica sem complicações. Tanto nas mãos normais como na mão operada, o desempenho do aparelho foi satisfatório, não tendo ocorrido intercorrências, mas seu peso final (1270g) foi considerado um fator negativo. Concluiu-se que a confecção de um aparelho de Movimentação Passiva Contínua para a mão com tecnologia nacional é viável e que o protótipo construído apresenta características que possibilitam o seu emprego na reabilitação de processos patológicos e traumáticos da mão.

1. Introdução

A estrutura básica da mão é constituída pelo conjunto osteoarticular de 27 pequenos ossos, sendo oito no carpo, dispostos em duas fileiras paralelas, transversais ao eixo maior do antebraço e que fazem a ligação entre este e o restante da mão. Esta é formada por 19 ossos, dispostos em colunas longitudinais longas, paralelas e móveis, constituindo a palma da mão e os dedos longos e o polegar. O polegar, é mais curto, robusto e forte que os dedos, sendo extremamente móvel e versátil, estando disposto e atuando em ângulo com a palma da mão e os dedos. Todo esse conjunto osteoarticular é acionado por 42 músculos, entre extrínsecos e intrínsecos, que tornam a mão um órgão muito versátil, apresentando um notável desempenho funcional, sendo a preensão de objetos uma de suas funções básicas. Pela sua notável sensibilidade e versatilidade, a mão pode executar desde o mais delicado toque à mais firme e forte preensão (ABREU, 1993).

Quando esta complexa estrutura é lesada, há acentuada perda de função, com reflexos no desempenho do indivíduo e, conseqüentemente, para a sociedade em que vive. A reabilitação funcional da mão traumatizada ou acometida por doenças é um trabalho de equipe, que começa no pré operatório, durante o ato operatório, através de cuidados específicos da alçada de um cirurgião especialista, e estende-se para o período pós-operatório imediato e tardio, através da adoção de medidas de reabilitação, da alçada de um profissional treinado e habituado com técnicas apropriadas a esse segmento corpóreo tão delicado. O objetivo da reabilitação da mão é recuperar a plenitude funcional no menor espaço de tempo e os esforços são dirigidos para a diminuição da dor, prevenção de edemas, aderências e contraturas articulares, e manutenção ou ganho da amplitude dos movimentos, da força e reeducação da sensibilidade.

1.1 Repouso versus Movimento

O repouso e o movimento são as formas mais freqüentes de tratamento não cirúrgico na medicina ortopédica, mas sua indicação, duração de aplicação e valor terapêutico são controversos (SALTER, 1982).

Tradicionalmente as extremidades lesadas são imobilizadas, devido aos conceitos que foram paulatinamente fixados pelos médicos, baseados em que o repouso produz cicatrização e recuperação, segundo pensamento de Hugh Owen Thomas e seus discípulos, seus maiores defensores nos primórdios de sua aplicação. Entretanto, já no final do século XVIII, John Hunter iniciou o tratamento de articulações rígidas com movimentos passivos intermitentes e Per Ling, no início do século XIX, desenvolveu exercícios específicos para o sistema músculo esquelético. Igualmente, Lucas Championnière, no final do século XIX, na França, acreditava que o movimento e a massagem preservavam a vitalidade dos músculos, ligamentos e articulações, acelerando o processo de recuperação e diminuindo o tempo necessário para a reabilitação total do paciente. Por contrariar os conceitos predominantes à época, essa visão chocou o meio médico da Inglaterra e da França e teve pouca aceitação. Entretanto, durante a Primeira Guerra mundial, Willems, em 1919, obteve excelentes resultados com a drenagem aberta de articulações infectadas, seguida de imediata movimentação ativa intermitente, demonstrando que os novos conceitos de mobilização precoce haviam convencido alguns estudiosos, apesar do repúdio generalizado (SALTER, 1982, 1996).

A partir de 1958, com a criação do grupo A.O. (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), sediado na Suíça, os estudos sobre os benefícios da mobilização precoce pós-operatória e pós-traumática avançaram, juntamente com as modernas técnicas de fixação interna das fraturas e osteotomias. Dessa forma, o conceito de mobilização precoce passou a predominar, ganhando adeptos universalmente (MULLER et al., 1991; SALTER, 1982, 1996).

Na mesma linha de pensamento, Sarmiento, à partir de 1963, desenvolveu o tratamento conservador funcional para as fraturas, usando um aparelho gessado tipo "brace" ou uma órtese de plástico, desenhados para manter o alinhamento dos fragmentos ósseos, sem todavia imobilizar as articulações adjacentes (SARMIENTO & LATTA, 1981).

A introdução da movimentação precoce no tratamento cirúrgico ou conservador das fraturas visava minimizar a chamada "doença da fratura", ou seja, os efeitos da imobilização, caracterizados por intensa atrofia das partes moles, rigidez articular, osteoporose, edema e dor, demonstrados inclusive experimentalmente, tanto em articulações lesadas, como normais (PERKINS, 1953; EVANS, 1960; AKESON et al., 1973; WOO et al., 1987).

Com a imobilização, as partes moles, representadas principalmente pelos músculos, fascias, tendões, ligamentos e capsulas articulares, sofrem alterações no conteúdo de água e polissacarídeos (AKESON & HILL, 1961), que levam a alterações de suas características mecânicas, como a diminuição da resistência e elasticidade (TIPTON et al., 1975).

A superfície articular talvez seja o elemento que mais alterações sofra, principalmente pela degeneração da cartilagem articular, que pode ser tão avançada ao ponto de assemelhar-se às alterações da osteoartrose (SALTER & FIELD, 1960; HALL, 1963; LANGENSKIÖLD et al., 1979; STIENSTRA, 1987). No osso, a ausência de solicitação mecânica imposta pela imobilização acarreta desmineralização (SOUZA et al., 1964; HARKESS et al., 1984; AKESON et al., 1987; STIENSTRA, 1987).

1.2 Movimentação Passiva Contínua

Movimentação Passiva Contínua (MPC) foi um conceito desenvolvido pelo Dr. Robert Salter, ainda nos anos 60, e que ajudou a mudar os tradicionais

protocolos de reabilitação nas patologias ortopédicas pós-traumáticas e pós-cirúrgicas, e nas reumatológicas (SALTER & FIELD, 1960).

Movimentação passiva de uma articulação, por definição, refere-se a qualquer movimento que seja produzido por alguma fonte externa, sendo esta qualquer uma que produza um movimento não ativo da articulação. As fontes externas de movimentação passiva podem ser naturais ou artificiais. São exemplos de fontes naturais a gravidade e a ação de um terapeuta ou do próprio paciente, ao mobilizarem um segmento lesado, utilizando um membro normal. Já as fontes artificiais são, por exemplo, os dispositivos motorizados e a estimulação elétrica muscular. A palavra *Contínua* foi adicionada à expressão Movimentação Passiva, para especificar que a mobilização será constante, por um período pré-determinado, utilizando um dispositivo mecânico. O ideal é que o dispositivo seja planejado para se ajustar à anatomia de cada segmento corpóreo e mova a articulação envolvida através de uma amplitude de movimento tolerável e controlável (FRANK et al., 1984).

1.3 Estudos Experimentais da Movimentação Passiva Contínua

A Movimentação Passiva Contínua tem sido estudada experimentalmente em animais. De modo geral, os estudos comparativos realizados deixaram claro que ela foi eficaz em prevenir aderências e rigidez articular, acelerar o processo de cicatrização dos tecidos articulares, incluindo a cartilagem articular e os ligamentos, e ajudar na nutrição e na atividade metabólica da cartilagem articular, favorecendo sua regeneração. Além disso, os aparelhos empregados foram bem tolerados pelos animais, parecendo não causar dor (SALTER et al., 1980, 1981; O'DRISCOLL et al., 1986).

SALTER & OGILVIE-HARRIS (1979) produziram uma fratura vertical no côndilo medial do fêmur de coelhos, fixando-as com parafusos. Submeteram os animais a três tipos de tratamento pós-operatório: imobilização, movimentação ativa intermitente e movimentação passiva contínua. Os resultados a longo prazo

mostraram que, no grupo submetido à imobilização, ocorreu grave degeneração articular, que ocorreu também no grupo da movimentação ativa intermitente, mas com menor intensidade e limitada ao foco da fratura. Já no grupo de movimentação passiva contínua, ocorreram apenas pequenas alterações degenerativas.

SALTER et al. (1981) injetaram colônias de *Staphylococcus aureus* no joelho de coelhos, de modo a produzirem um artrite piogênica. Após 24 horas, a articulação infectada era drenada cirurgicamente e os animais passavam a receber tratamento com penicilina. Conforme o grupo, recebiam um regime pós-operatório diferente, incluindo imobilização, movimentação ativa intermitente e movimentação passiva contínua. Os resultados foram avaliados por meio de exames radiográficos, macroscópicos, histológicos, histoquímicos e bioquímicos das cartilagens articulares. Observaram menor incidência de alterações radiologicamente detectáveis e de aderências nos joelhos submetidos à movimentação passiva contínua, os quais apresentavam também composição bioquímica da cartilagem articular mais próxima do normal. A imobilização e a movimentação ativa intermitente não desempenharam o mesmo papel protetor sobre a cartilagem articular, que, nesses casos, apresentaram sinais mais evidentes de degeneração.

SALTER (1982) realizou um estudo comparativo entre a imobilização, movimentação ativa intermitente e movimentação passiva contínua, em joelhos de coelhos, nos quais produziram defeitos de espessura total da cartilagem articular. Compararam a cicatrização dos defeitos após três semanas e demonstraram que ela foi de, respectivamente, 8%, 9% e 52%. Concluíram que a movimentação passiva contínua estimula as células mesenquimais a se diferenciarem em cartilagem hialina mais rapidamente e com maior complexidade do que os outros dois regimes, prevenindo as complicações da imobilização e estimulando a cicatrização de modo geral. A superioridade do tecido reparado, no grupo da

movimentação passiva contínua, ainda era observada um ano depois da operação.

SALTER & MINSTER (1982) analisaram a eficácia da tenodese do tendão do músculo semi-tendinoso como alternativa para a reposição do ligamento colateral medial do joelho de 69 coelhos, separados em três grupos, conforme o regime de tratamento pós-operatório, que incluíram a imobilização, a movimentação ativa intermitente e a movimentação passiva contínua. Concluíram que a movimentação passiva contínua aumenta significativamente a resistência do reparo e diminui a incidência de atrofia muscular, sempre associada à imobilização, no período de observação empregado, de 6 e 12 semanas.

O'DRISCOLL & SALTER (1986) estudaram a cicatrização de defeitos produzidos na cartilagem articular dos côndilos femorais de coelhos, reparados com enxertos de periósteo obtidos da extremidade proximal da tibia. Os animais foram submetidos a imobilização, movimentação ativa intermitente e movimentação passiva contínua, tendo sido sacrificados entre 7 e 28 dias. Os autores observaram que nos joelhos imobilizados os enxertos permaneciam pequenos, amolecidos e não se pareciam com cartilagem, enquanto que nos joelhos submetidos à movimentação passiva contínua eles haviam crescido e adquirido o aspecto de cartilagem. Nesses casos, depois de uma semana, as células da camada de diferenciação estavam proliferando intensamente, e com duas semanas havia evidência consistente de diferenciação condróide nos enxertos expostos à movimentação passiva contínua.

VAN ROYEN et al. (1986) compararam os efeitos da movimentação passiva contínua na cicatrização de feridas cirúrgicas, em coelhos. Uma artrotomia era realizada em ambos os joelhos, por meio da abordagem parapatelar medial. A ferida era fechada por planos e um dos joelhos era imobilizado, enquanto o outro era submetido à movimentação passiva contínua, por três semanas. Após o sacrifício dos animais, espécimens da pele cicatrizada

eram submetidos a testes mecânicos e estudos histológicos. Demonstraram que a pele cicatrizada na vigência da movimentação passiva contínua era mais resistente e mostrava organização estrutural superior, quando comparada com a pele submetida à imobilização.

1.4 Estudos clínicos da aplicação da Movimentação Passiva Contínua

Em 1978, após 8 anos de pesquisas básicas sobre os efeitos da movimentação passiva contínua em coelhos, Robert Salter e seus colaboradores, J. H. Saringer, D. F. James e G. M. Chandler, engenheiros da Universidade de Toronto, iniciaram um projeto para desenvolver os primeiros aparelhos apropriados para testes clínicos em humanos, conhecidos como CPM (*Continuous Passive Motion*, Mobilimbs®). Esses aparelhos eram destinados ao emprego no tornozelo Joelho-Quadril (modelo L1-A), no cotovelo (modelo A1-A) e nos dedos e polegar (SNF-1). Assim como nos animais, o aparelho era instalado imediatamente após o ato operatório, ainda com o paciente anestesiado, e utilizado de forma ininterrupta, dia e noite, de 1 a 4 semanas. A velocidade utilizada era de um ciclo completo de movimento a cada 45 segundos. Os aparelhos foram testados em nove pacientes, submetidos a procedimentos variados, como redução aberta e fixação interna de fraturas (intrarticulares, metafisárias e diafisárias), capsulotomias, sinovectomias, liberação extrarticular de contraturas e aderências, artroplastias e reconstruções ligamentares. Os resultados de sua aplicação foram a relativa ausência de dor, a manutenção ou o aumento da amplitude de movimento, cicatrização normal da incisão cirúrgica, ausência de complicações, curto período de hospitalização e excelente aceitação do paciente. Além disso, os resultados dos procedimentos em si foram melhores do que os relatados na literatura (SALTER et al., 1984; SALTER, 1996).

⌘ MATTIELLO (1990), utilizando tecnologia nacional, desenvolveu no laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, um aparelho estacionário de movimentação passiva contínua (MPC) para o

membro inferior, que foi testado em 14 pacientes portadores de fraturas ou artroplastias do quadril ou do joelho. Seu emprego começou no período pós-operatório imediato, estendendo-se por até 4 semanas, e os resultados funcionais foram satisfatórios.

Atualmente, existem no mercado internacional vários modelos de aparelhos para as articulações do tornozelo, joelho, quadril, dedos da mão, punho, cotovelo, ombro e, até mesmo, para a articulação têmporo-mandibular. Todavia, a julgar pelos relatos mais freqüentes na literatura, o mais utilizado é aquele destinado à reabilitação do joelho (ENNEKING & HOROWITZ, 1972; COUTTS et al., 1983; NOYES et al., 1987, 1990, 1992; HENNING et al., 1988; COOPER et al., 1989; PLOSKI et al., 1990; VANDER SCHILDEN, 1990; BUSECK & NOYES, 1991; ROTHENBERG, 1991; COLWELL & MORRIS, 1992; DEMAIO et al., 1992; MANGINE et al., 1992; ; MICINNES, 1992; McCARTHY et al., 1992).

1.5 Movimentação Passiva Contínua da mão

Paralelamente ao uso em outros segmentos, a movimentação passiva contínua (MPC) também tem sido empregada como coadjuvante na reabilitação da mão. Por propiciar um período maior de mobilização diária é indicada para prevenir a formação de contraturas articulares e aderências e facilitar a cicatrização, através do deslizamento dos tecidos intra, peri e extrarticulares, além de controlar a dor e facilitar a reeducação neuromuscular, (McGOUGH, 1988; DIEHM, 1988; DIMICK, 1990).

COVEY et al. (1988) empregaram o aparelho de movimentação passiva contínua (Sutter CPM™ 5000) em dez pacientes portadores de queimaduras de segundo e terceiro grau no dorso das mãos, bilateralmente. Uma das mãos recebia tratamento convencional duas vezes ao dia, por 30 minutos cada vez. A mão oposta era submetida ao aparelho de MPC, iniciando com aplicações de 2 horas ao dia e aumentando gradativamente, até 8 horas diárias. Os incômodos e a dor provocados pelo uso do aparelho não eram maiores do que aqueles

impostos pelo tratamento convencional. Concluíram que a movimentação passiva contínua é uma modalidade de tratamento efetiva para restaurar a amplitude de movimento, com resultados comparáveis ao de um tratamento agressivo realizado por um terapeuta experiente. Iniciado depois do quinto dia de pós-operatório, não causava perda do enxerto. Indicaram o uso do método principalmente para pacientes portadores de queimaduras extensas, que apresentem diminuição da função cognitiva e para aqueles que apresentem pouca mobilidade ativa, devido à dor e à ansiedade.

BUNCKER et al. (1989) estudaram os efeitos da movimentação passiva contínua, fazendo uso do aparelho Mobilimb CPM™ no pós-operatório de tenorrafia dos tendões flexores de 20 pacientes com lesão na zona II de Verdan. Iniciavam o uso do aparelho no período pós-operatório imediato, com o paciente ainda anestesiado, estendendo-o por até 4 semanas, com uso ininterrupto. A avaliação foi realizada segundo o método de Buck-Gramcko, atingindo 85% de resultados excelentes e bons e 15% de regulares, com nenhum mau resultado. Entretanto, os autores relataram que não eram obtidas a extensão completa das articulações interfalângicas proximais e a flexão completa das articulações interfalângicas distais, além do que a fixação dos dedos não era satisfatória.

PROSSER (1987) utilizou o aparelho Mobilimb CPM™ em 22 pacientes que apresentavam restrição da amplitude de movimento dos dedos, de causas variadas, incluindo diagnósticos como fraturas (6), liberação articular (6), tenólise (3), esmagamento (2), artroplastia da articulação metacarpofalângica (2), artrite séptica (2) e fasciotomia (1). A movimentação passiva contínua era iniciada de 1 a 2 semanas após o trauma ou a cirurgia, sendo mantida por um período de 3 a 14 dias, com regime diário de 7 a 24 horas. O autor observou que os pacientes sentiram maior conforto com a utilização do aparelho de movimentação passiva contínua do que com as órteses dinâmicas e que os melhores resultados foram obtidos com a aplicação mais precoce do aparelho. Salientou que o aparelho de

movimentação passiva contínua deve ser utilizado por no mínimo 7 horas diárias, com o que os resultados tendem a ser melhores.

SAUNDERS (1989), em seu trabalho sobre fraturas dos ossos da mão, discutiu a aplicação do aparelho de movimentação passiva contínua, indicando seu início tão logo a mobilização passiva seja permitida. Salientou o seu potencial de diminuir edema e melhorar a produção do líquido sinovial, além de contribuir na cicatrização da cartilagem articular, prevenindo a artrite pós-traumática. Referiu ser a movimentação passiva contínua ideal para as fraturas intrarticulares, especialmente em pacientes que apresentem um grande volume de fibrose, e nas fraturas-luxações das articulações interfalângicas proximais.

O uso da movimentação passiva contínua nas liberações da contratura de Dupuytren tem sido relatado, mas com resultados conflitantes. SAMPSON et al. (1992) realizaram um estudo comparativo com 25 pacientes submetidos à fasciotomia, sendo que 15 receberam reabilitação convencional e 10 fizeram uso do aparelho de movimentação passiva contínua (MPC). O uso do aparelho foi iniciado dentro de 5 a 14 dias da operação, tendo sido mantido por 4 semanas, com regime diário de 8 a 10 horas. A avaliação final, realizada mais de um ano depois, mostrou não haver diferenças nos parâmetros avaliados, que foram as contraturas residuais em flexão das articulações metacarpofalângicas e interfalângicas proximais e distais, entre os dois grupos, pelo que concluíram que o emprego da movimentação passiva contínua nesses casos é inútil.

COUTTS et al. (1988), na mesma linha de pesquisa, concluíram que a movimentação passiva contínua não ajuda na prevenção ou correção das contraturas em flexão das articulações interfalângicas proximais, mas que a dor pós-operatória menos intensa, referida pelos pacientes que utilizaram o aparelho, pode ser uma razão suficiente para seu uso.

GIUDICE (1990) comparou o uso do aparelho de movimentação passiva contínua associado à elevação do membro operado, com a elevação isolada do

membro, como tratamento para redução de edema de etiologia variada. Os parâmetros de avaliação foram as medidas do volume e da circunferência do membro e a goniometria das articulações. Cada um dos 16 pacientes estudados foi submetido às duas modalidades de tratamento, cada uma delas pelo período de 2 dias, com regime diário de aplicação de 30 minutos. O autor observou diferença significativa nos resultados das duas modalidades, concluindo que o tratamento simultâneo com o aparelho de movimentação passiva contínua contribui para a redução do edema, em comparação com a elevação postural isolada.

Apesar do número relativamente baixo de trabalhos de pesquisa clínica e experimental sobre o uso da movimentação passiva contínua na reabilitação da mão, há oito aparelhos comercialmente disponíveis para essa finalidade, mas com uso quase que restrito aos países mais desenvolvidos, como é o caso dos Estados Unidos e de alguns países europeus. Suas principais características estão descritas no Quadro 1, na qual figuram em ordem de complexidade (ADAMS & THOMPSON, 1996).

Quadro 1. Características principais dos aparelhos de movimentação passiva contínua (MPC) da mão existentes no mercado internacional

APARELHO	FABRICANTE	ANO	PORTÁTIL	PESO (gramas)	MOVIMENTO	POLEGAR	PARÂMETROS AJUSTÁVEIS	MONITOR	SEGURANÇA	FONTE DE ENERGIA
H1	Toronto Medical	1983	X	276	A3, (A2), E	X	A			Bateria comum
H2	Toronto Medical	1988	X	511	A3, (A2), E	X	A		X	Bateria comum
H3	Toronto Medical	1992	X	568	A1, A2, A3, E		A		X	Bateria comum
JACE H 440	JACE	1994	X	426	A1, E		A, V, T, P	X	X	Bateria recarregável
Sutter CPM 5000	Sutter	1983	X	993	A1, E		A, V, T, P	X	X	Bateria recarregável
Danninger CPM 1900	Danninger	1990	X	511	A2, E		A, V, T, P		X	Bateria comum
Kinetec 8091	Smith & Nephew	1994	X	398	A1, E		A, V, T, P	X		Bateria recarregável
Kinetec 8080	Smith & Nephew	1988			A1, A2, A3, E	X	A, V			Corrente elétrica

MOVIMENTOS

A1 = flexão da IFP e IFD
 A2 = flexão da MTC, IFP e IFD
 (A2) = A2 com adaptações
 A3 = flexão da MTC e IFP
 E = Extensão

PARÂMETROS

A = amplitude de movimento
 V = velocidade
 T = torque
 P = pausa

Esse aparelhos são de alto custo, que gira em torno de US\$ 3000 (Três mil dólares), com variação de US\$2000 a US\$5000 (DIMICK, 1990; LASTAYO, 1995; ADAMS & THOMPSON, 1996), e que levou os fabricantes a fornecerem-nos pelo sistema de aluguel, o que torna a sua aquisição praticamente impossível no Brasil, pelo pouco interesse comercial.

1.6 Objetivo

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um aparelho portátil de movimentação passiva contínua (MPC) para as articulações da mão, particularmente as metacarpofalângicas e interfalângicas proximais e distais dos dedos, com amplitude a mais completa possível, baseado em modelos disponíveis no mercado internacional, mas utilizando tecnologia nacional e de baixo custo. O aparelho foi projetado com base no fato de que deverá movimentar as articulações dos dedos indicador, médio, anular e mínimo, excluído o polegar, individualmente ou em conjunto, podendo ser utilizado tanto na mão direita como na esquerda, às custas de pequenas alterações.

2. Material e Método

O trabalho foi realizado no Laboratório de Bioengenharia da Disciplina Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo. O desenvolvimento do aparelho de Movimentação Passiva Contínua (MPC) portátil para a mão, proposto no presente trabalho, foi iniciado através da análise das características dos aparelhos congêneres existentes no mercado internacional (DANNINGER, 1990; THERA-KINETICS, 1993), e foi dividido em três fases. Na primeira fase, foram projetados os mecanismos de movimentação e de transmissão dos movimentos aos dedos, tendo sido calculadas e dimensionadas suas peças, e selecionados os materiais a serem empregados na sua confecção. Na segunda fase, foi montado o protótipo e na terceira ele foi testado em mãos normais e num paciente portador de patologia.

2.1 Primeira fase

Inicialmente, foram construídos dois mecanismos provisórios de movimentação, utilizando-se materiais e engrenagens disponíveis no Laboratório, além de um micro-motor de baixa rotação e de alto torque. Os mecanismos foram testados em bancada, tendo sido observado que ambos promoviam movimentos de subida e descida de uma haste, que deveria transmitir os movimentos aos dedos. A análise dos dois mecanismos possibilitou escolher aquele que melhor se adaptaria às constantes alterações espaciais dos eixos de movimento das três articulações envolvidas, metacarpofalângicas (MCF), interfalângica proximal (IFP) e interfalângica distal (IFD), impostas pelo próprio movimento. O mecanismo escolhido permite tanto a movimentação em bloco do dedo normal, que não apresente nenhuma restrição patológica da mobilidade em nenhuma das suas articulações, como a movimentação isolada de uma ou duas articulações, no caso em que haja restrição patológica da mobilidade de uma delas.

Uma vez escolhido o mecanismo, foram realizados os cálculos que permitiram dimensionar as engrenagens necessárias, levando-se em conta a amplitude de movimento pretendida. O mecanismo é constituído pôr três engrenagens cilíndricas de dentes retos, dispostas em série. Essas engrenagens foram usinadas em latão, segundo os cálculos prévios das suas características, como o número de dentes (Z), módulo (m), diâmetro primitivo (d_p), passo (P), diâmetro externo (d_e), diâmetro interno (d_i), ângulo de pressão (20°), altura da cabeça do dente (a), altura do pé do dente (b), folga no pé do dente (e), altura do dente (h), relação de transmissão (E) e distância entre centros (I) (PROVENZA, 1986). As principais características das engrenagens, designadas de 1, 2 e 3, encontram-se no Quadro 2.

Quadro 2. Principais características das engrenagens do mecanismo de movimentação escolhido

Engrenagem	1	2	3
Módulo	1	1	1
Número de dentes	36	12	20
Diâmetro externo (mm.)	38	14	22
Diâmetro interno (mm.)	33.67	9.67	17.67
Diâmetro primitivo (mm.)	36	12	20
Ângulo (grau)	20	20	20
Largura (polegadas)	1/8	1/8	1/8

2.2 Segunda Fase

Com base nas características do mecanismo de movimento escolhido e dos aparelhos de MPC existentes no mercado internacional, foi construído um pré-protótipo, empregando-se para isso placas de um material plástico termomoldável de baixa temperatura, de 1/8" de espessura (Polisar™), e peças adicionais, confeccionadas na Oficina Mecânica de Precisão da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. O pré-protótipo (Figura 1) foi testado em bancada e

Figura 1. Pré-protótipo do aparelho de movimentação passiva contínua para a mão, confeccionado com materiais confeccionados para verificar o funcionamento dos sistemas. A) engrenagens; B) braço regulável; C) haste lisa; D) parafusos para a fixação aos dedos E) fixação aos dedos; F) fixação à órtese; G) órtese; H) fecho velcro; I) motor

na mão de voluntários, e a análise do seu funcionamento permitiu a realização de várias modificações, até que se chegasse ao protótipo final.

O protótipo final do aparelho está composto basicamente por quatro sistemas, além de alguns acessórios, necessários para a transmissão dos movimentos em separado das articulações e para a regulação da amplitude de movimento (ADM), e que serão descritos isoladamente.

2.2.1 Sistema de movimentação

Foi utilizado um micro-motor de fabricação nacional, de alimentação por corrente contínua de 6V, acoplado a um redutor 04G003¹. O redutor é fornecido pelo fabricante, já acoplado ao micro-motor, constando de um conjunto de engrenagens dimensionadas segundo especificações não fornecidas pelo fabricante (segredo industrial), mas que entrega no seu eixo de saída o ciclo e o torque pretendidos. O conjunto do micro-motor com o seu redutor foi acondicionado numa caixa confeccionada com placas de acrílico, permanecendo exposto apenas o eixo de saída.

As engrenagens do mecanismo de movimentação foram montadas dentro de uma caixa confeccionada em folha de latão e todo o conjunto foi designado de caixa de engrenagens. O eixo de saída do micro-motor foi acoplado à engrenagem 1 e uma barra retangular de latão foi conectada ao eixo de saída da caixa de engrenagens, solidária com a engrenagem 3. Esta barra, designada de braço regulável, de dimensões 45x7x3mm, está posicionada no plano sagital, paralelamente ao eixo longitudinal dos dedos, e foi dotada de um rebaixo central longitudinal e quatro orifícios, para encaixe e conexão da haste de movimentação dos dedos, permitindo a adaptação ao comprimento dos dedos de cada indivíduo. Ao braço regulável foi soldada uma barra rosqueada de 2,5 mm de diâmetro, situada em posição transversal, para o acoplamento de acessórios, que são

¹ AJ Maia

pequenos cilindros de comprimento variável, de 5 a 20 mm, e de 5 mm de diâmetro, designados de dispositivos acessório de comutação, havendo, inclusive um especialmente desenhado para os casos em que haja limitação intrínseca dos movimentos das interfalângicas (Figura 2).

A haste de movimentação dos dedos, também confeccionada em latão, é achatada e tem a forma curva, de modo a poder adaptar-se à curva descrita pelas pontas dos dedos, quando em extensão e paralelos entre si, e está posicionada transversalmente em relação ao eixo de flexo-extensão. A essa haste são acoplados acessórios necessários para transmitir os movimentos aos dedos.

O sistema de movimentação foi fixado a um chassi de duralumínio em formato de Y, parcialmente embutido na caixa que acondiciona o micro-motor, e cuja perna está dotada de uma ranhura longitudinal para acoplamento na órtese de fixação à mão, que permite deslizamento de 5 cm para distal ou proximal, de modo a poder adaptar-se a mãos de diferentes comprimentos. O chassi é fixado à órtese por meio de dois parafusos com porcas removíveis tipo "borboleta" (Figura 3).

A regulação da amplitude de flexão e extensão da metacarpofalângica e das interfalângicas e a inversão do sentido do movimento são realizadas por meio de dispositivos mecânicos e eletrônicos. Para a regulação da amplitude de flexão da metacarpofalângica, foi desenvolvido um dispositivo que produz um bloqueio mecânico e que consiste de uma lingüeta metálica fixada às bordas laterais da caixa que aloja o micro-motor, podendo ser deslizada para proximal ou distal, respectivamente aumentando e diminuindo a amplitude permitida. Foi desenvolvido, também, um dispositivo para bloqueio mecânico da extensão da metacarpofalângica, que consiste de cilindros metálicos rosqueados na face anterior da caixa que acomoda o micro-motor, dispostos de tal maneira que impedem a hiperextensão dessa articulação.

Figura 2. Acessórios de comutação A) diversos tamanhos B) acessório curvo utilizado quando há diminuição da amplitude de movimento

Figura 3. Sistema de movimentação. **A)** micro-motor; **B)** caixa de engrenagens; **C)** braço regulável com a barra rosqueda; e **D)** chassi para fixação na órtese

Para a regulação da amplitude de flexão e extensão das interfalângicas e, simultaneamente, inversão do sentido de movimento, foram fixados dois micro-comutadores sobre a caixa de engrenagens, sendo um para cada sentido. Eles são acionados pelos dispositivos acessórios de comutação, conectados à barra rosqueada fixada no braço regulável. (Figura 4)

O ciclo completo de movimento produzido pelo sistema de movimentação inclui a flexão e a extensão das articulações, cuja amplitude foi pré-fixada através da regulação dos dispositivos específicos. A flexão ocorre em duas etapas: na primeira, partindo da posição convencionada como neutra e que corresponde à extensão das metacarpofalângicas e interfalângicas, a caixa de engrenagens gira no sentido da flexão da articulação metacarpofalângica, até que encontra o bloqueio mecânico da flexão. A partir desse ponto, tem início a segunda etapa: com a caixa de engrenagens bloqueada e a metacarpofalângica já fletida, o braço regulável passa a se mover, fletindo as interfalângicas, até que o dispositivo acessório de comutação toque o micro-comutador, interrompendo a flexão e invertendo o sentido de movimento. Tem início, então, o movimento de extensão, que ocorre também em duas etapas, na mesma ordem da flexão (primeiro a metacarpofalângica e depois as interfalângicas), e cuja amplitude é limitada pelo bloqueio mecânico da extensão da metacarpofalângica e pelo bloqueio eletrônico da extensão das interfalângicas, o qual simultaneamente inverte o sentido de movimento, dando início a um novo ciclo (Figura 5).

*Figura 4. Fixação dos micro-comutadores ao sistema de movimentação
A) micro-comutadores B) barra rosqueada fixa*

Figura 5. Desenho esquemático do sistema de movimentação **A)** primeira etapa da flexão (movimento da caixa de engrenagem) **B)** Segunda etapa da flexão (movimento do braço regulável) **C)** primeira etapa da extensão (retorno da caixa de engrenagem) **D)** Segunda etapa da extensão (retorno do braço regulável)

2.2.2 Sistema de fixação ao antebraço

O sistema de movimentação foi desenhado para ser instalado sobre uma base de apoio, ou órtese, que é colocada na borda ulnar do antebraço e mão, deixando livres os dedos a partir da articulação metacarpofalângica, permitindo completa amplitude de flexão e de extensão. A órtese foi confeccionada em material plástico termo-moldável liso, de baixa temperatura, de 1/8" de espessura², sendo fixada ao antebraço por meio de três cintas de tecido sintético dotadas de fechos do tipo Velcro. Uma barra de alumínio, dotada de dois parafusos de 5 cm de comprimento, envoltos por um cilindro também de alumínio de 1,5 cm de diâmetro, que funcionam como reforço, foi fixada à órtese por meio de rebites, sendo esta a base para a montagem do sistema de movimentação. Este, uma vez encaixado nos extremos expostos dos parafusos, é aí mantido por meio de duas porcas tipo "borboleta" (Figura 6). O uso alternativo do aparelho nas mãos direita e esquerda é proporcionado pela confecção de órteses específicas para cada lado, apenas com a inversão do sistema de movimentação, que é único, rotação em 180° da haste curva de movimentação dos dedos e inversão do bloqueio de extensão.

2.2.3 Sistema de Fixação aos Dedos

Por se tratar da movimentação seqüencial das três articulações dos dedos e eles apresentarem diferentes comprimentos, foram necessárias várias modificações e adaptações no desenho original desse sistema. As modificações começaram pela haste de movimentação dos dedos, para a qual foram desenhados, confeccionados e testados vários modelos, mas cujo desenho final segue aproximadamente a curva descrita pelas extremidades dos dedos na posição neutra, sem abdução (Figura 7).

² NCM preferred® North Coast

Figura 6. Sistema de fixação ao antebraço. **A)** órtese direita; **B)** órtese esquerda; **C)** placa de fixação com parafusos e "borboletas".

Figura 7. Haste curva de fixação dos dedos. **A)** haste redonda; **B)** haste chata (escolhida).

O mesmo processo ocorreu com as peças de fixação dos dedos a essa haste, em que vários modelos de desenhos foram testados, levando ao desenvolvimento final de quatro tipos diferentes de peças, confeccionadas em PVC, chamadas de Peças de Fixação Digital, ou PFD, sendo duas pequenas, com um pino de fixação alternativamente no meio e numa das extremidades, e uma média e uma grande, ambas com um pino de fixação no meio do seu comprimento. Essas peças são conectadas por um lado à haste curva de movimentação, e pelo outro às unhas, através de uma peça de metal dotada de um encaixe no centro. Esta peça é fixada à unha por meio de uma tira de fita elástica auto-adesiva³ e um pedaço de espuma plástica auto-adesiva⁴ (Figura 8).

Figura 8. Sistema de fixação aos dedos. A) Peças de fixação digital (PFD); B) peça metálica de acoplamento; C) fixação.

³ Cobam da 3M do Brasil

⁴ Reston, 3M do Brasil

2.2.4 Sistema de Controle do Motor

O controle eletrônico para comutação liga/desliga e a respectiva luz indicativa, e os controles da velocidade, dividida em rápida, média e lenta, e da inversão da rotação do motor, realizada através de relés, foram acondicionados em uma caixa confeccionada em acrílico, à qual está conectada a bateria. A caixa está dotada de um gancho de pressão, que permite ao paciente transportá-la presa ao cinto. A bateria escolhida para alimentação dos sistemas de movimentação e de controle do motor foi do tipo utilizado em telefones celulares⁵. Ela está instalada de modo que sua remoção seja fácil e rápida (Figura 9). Assim, em caso de um evento inesperado ou indesejável, para desligar o aparelho o paciente pode optar pelo uso do comutador liga/desliga ou pela remoção pura e simples da bateria, no que se constitui num sistema de segurança.

2.2.5 Acessórios

Para a eventualidade de que se deseje mobilizar apenas as articulações interfalângicas, foi desenhada e confeccionada uma órtese adicional, que bloqueia as articulações metacarpofalângicas, também em material plástico termo-moldável, e que pode ser usado em ambas as mãos. Para a mobilização isolada das articulações metacarpofalângicas, são utilizados os dispositivos acessórios de comutação, de acionamento dos micro-comutadores, com desenho especial em ângulo de 90°, que invertem o sentido do movimento tão logo esteja completa a flexão da metacarpofalânica, antes que se inicie a flexão das interfalângicas (Figura 10).

⁵ Motorola®

Figura 9. Caixa do sistema de controle do motor **A)** controle da velocidade **B)** botão liga/desliga **C)** bateria **D)** gancho de pressão

Figura 10. Acessórios para o aparelho realizar os movimentos articulares separadamente. A) órtese adicional para bloqueio das metacarpofalângicas; B) peça curva para bloqueio da flexão das interfalângicas.

2.3 Terceira fase

2.3.1 Aplicação do aparelho em mãos normais

Com o objetivo de avaliar o desempenho do aparelho em mãos de diferentes tamanhos, foi realizado um estudo paralelo para classificação da mão em pequena, média e grande, tomando por base o comprimento do dedo médio e as diferenças de comprimentos entre os dedos. Foram realizadas medidas em mãos normais de 25 indivíduos de ambos os sexos. Utilizando uma fita métrica milimetrada, era medido o comprimento do dedo médio, na sua face palmar, desde a prega da articulação metacarpofalângica até a ponta. Depois eram medidas as diferenças de comprimento entre os dedos indicador e médio, médio e anular e anular e mínimo, da ponta do mais curto até a ponta do vizinho mais longo (Figura 11).

Figura 11. Esquema da medida do comprimento dos dedos. A) medida do comprimento do dedo médio; B) medidas das diferenças de comprimento entre os dedos.

Dada a falta de referencial na literatura, ficou convencionado que a mão pequena é aquela em que o dedo médio mede entre 63 e 70 mm de comprimento. Já a mão média é aquela em que o dedo médio mede 71 a 80 mm de comprimento e a mão grande é aquela em que esse dedo mede de 81 a 90 mm de comprimento. A avaliação do desempenho do aparelho foi efetuada, então, dentro de cada faixa de tamanho das mãos, com o objetivo de determinar se outras alterações seriam necessárias para adaptá-lo a cada uma delas.

2.3.2 Avaliação do aparelho em bancada

O aparelho foi submetido a testes de bancada, segundo um protocolo previamente elaborado, para avaliação da capacidade de cada tipo de bateria (horas), do torque do micro-motor (N/cm), do comportamento do conjunto em funcionamento contínuo, do consumo de energia do micro-motor (mA/h) e do tempo necessário para o aparelho realizar um ciclo completo de movimento, incluídas a flexão e a extensão.

Foram testadas baterias de curta, média e longa duração, segundo o código de cores da marca, tendo sido utilizados os carregadores (Motorola Overnight ou Intellicharger) e as especificações recomendados pelo fabricante, tendo sido avaliado o tempo total de funcionamento de cada uma delas, em horas, nas três velocidades disponíveis (rápida, média e lenta).

Durante o funcionamento, era medido o tempo necessário para realização de um ciclo completo de movimento de flexão e extensão, em segundos, nas três velocidades, e o arco de movimento entregue pelo aparelho, no conjunto caixa de engrenagens – braço de movimento. Como o movimento ocorre em dois eixos, começando com um, o da caixa de engrenagens, e terminando com outro, o do braço regulável, o arco total de movimento é a somatória dos arcos realizados em cada um deles.

2.3.3 Colocação e Uso do Aparelho

A colocação do aparelho se inicia com a fixação aos dedos das peças metálicas de conexão com fita elástica e o encaixe das peças de fixação digital (PFD). Depois a órtese é fixada à borda ulnar do antebraço e a haste curva de transmissão dos movimentos aos dedos é passada através das fendas existentes nas PFD, sendo o sistema de movimentação acoplado à órtese através do chassi em Y. O sistema de movimentação é regulado de tal modo que o eixo de saída da caixa de engrenagens coincida com a articulação metacarpofalângica do dedo mínimo. A posição inicial é de extensão dos dedos e a escolha das PFD depende da diferença de altura entre os dedos. Para a instalação e conexão das peças, é necessário o emprego de uma chave de boca fixa, sendo necessária uma chave de fenda para a regulagem da altura do bloqueio de flexão.

Uma vez instalado o aparelho, selecionada a velocidade desejada, o sistema é ligado, acendendo-se a luz indicativa, iniciando-se o primeiro ciclo de movimentação, através da flexão das articulações metacarpofalângicas, que devem atingir aproximadamente 60°. Neste ponto, o sistema é bloqueado mecanicamente, iniciando-se a flexão das articulações interfalângicas, que progride até que o microcomutador seja acionado, pelos acessórios de comutação previamente selecionados e acoplados à barra rosqueada, e inverta o sentido do movimento, iniciando-se a extensão. Esta progride, também de modo segmentar, até que o microcomutador oposto seja acionado, dando início a um novo ciclo de movimentação. As Figuras 12 e 13 demonstram o aparelho instalado e realizando os movimentos em ambas as mãos.

Figura 12. Aparelho realizando a extensão e flexão dos dedos na mão esquerda

Figura 13. Aparelho realizando a extensão e flexão dos dedos da mão direita

2.3.4 Funcionamento do Aparelho em Indivíduos Normais

O protótipo inicial foi testado em dez indivíduos adultos normais e em três indivíduos portadores de seqüelas de lesão de nervo periférico e/ou de tendões flexores, com o objetivo de verificar o tempo necessário para sua colocação e ajustes dos dispositivos de regulação da amplitude de movimentos e da velocidade, tendo sido anotados, também, dados referentes às dificuldades em realizar essas manobras, o funcionamento do aparelho e as modificações necessárias para melhor adaptação e funcionamento, além de relacionar as diferenças de comprimento dos dedos com os diferentes modelos de peças de fixação digital (PFD), para o que foi utilizado um formulário próprio (Anexo 1).

Para avaliar a amplitude do movimento produzido pelo protótipo final, foi realizada a medida goniométrica da flexão e da extensão das três articulações de cada dedo (MCF, IFP e IFD), com goniômetros próprios para cada articulação, em mãos normais de diferentes tamanhos, sem e com o aparelho em funcionamento. A medida sem o aparelho era obtida com o paciente realizando a flexão e extensão ativas dos dedos, enquanto que a medida com o aparelho em funcionamento era obtida no ponto máximo de movimento realizado, antes da inversão do sentido. Com os dados da goniometria, foi calculada a amplitude do Movimento Passivo Total (MPT), que é a somatória da flexão das três articulações menos a falta de extensão das mesmas, produzido pelo aparelho em cada dedo e, depois, a representação percentual em relação à amplitude do movimento ativo normal.

2.3.5 Funcionamento do Aparelho em Paciente com Patologia

O aparelho foi testado numa paciente, no período pós-operatório imediato do primeiro tempo da reconstrução em dois tempos do aparelho flexor do dedo médio da mão dominante (reconstrução das polias flexoras e instalação do espaçador de borracha de silicone). A movimentação foi iniciada no terceiro dia,

tendo sido mantida por 8 horas diárias ininterruptas, com amplitude dentro dos limites da dor e velocidade lenta, por um período de 10 dias. O aparelho foi instalado sobre o curativo e, como ainda havia edema da mão e dos dedos, foi utilizada uma tipóia para manutenção da mão elevada. Os ajustes iniciais do aparelho foram realizados pelo terapeuta, a paciente tendo sido instruída sobre o modo de realizar os ajustes posteriores, de modo a alcançar a extensão e a flexão completas das articulações envolvidas, respeitando os limites impostos pela dor.

2.3.6 Análise Estatística

Os dados obtidos através da medida goniométrica, da amplitude do movimento produzido pelo aparelho em cada dedo, e o movimento passivo total (MPT) e sua representação percentual em relação à amplitude do movimento ativo normal, foram submetidos à análise estatística multivariada, relativa a cada articulação de cada dedo, levando em consideração as variáveis tamanho da mão e lateralidade, sendo esta última o fator de repetição (CODY & SMITH, 1987).

3. Resultados

Os resultados foram considerados em separado quanto ao funcionamento do aparelho em bancada, aos testes em mãos normais, à goniometria e porcentagens de movimento realizado pelo aparelho em relação à amplitude de movimento ativo normal, à análise estatística das médias das porcentagem de movimento de flexão em relação à amplitude de movimento ativo normal e à utilização do aparelho num paciente portador de patologia.

3.1 Funcionamento do Aparelho em Bancada

A capacidade das baterias utilizadas variou conforme o tipo, caracterizado pela cor da tarja de referência. A bateria de tarja cinza foi a de menor capacidade, com 270 minutos de duração média de carga útil, seguida pela bateria de tarja azul, com 300 minutos. A bateria de maior capacidade foi a de tarja verde (código SNN4258D), com uma duração média de 340 minutos, sendo necessária duas ou mais baterias dependendo do tempo de uso contínuo do protótipo. Por outro lado, foi observado que a duração da carga da bateria em funcionamento variou muito, principalmente dependendo do carregador utilizado e do tempo de carregamento. Após os testes, ficou determinado que o melhor rendimento da bateria é obtido com o uso do carregador Intellicharger, com um período de recarga de 4 horas.

O torque do micro-motor, medido com o auxílio de uma célula de carga no ponto médio do braço regulável, estando o aparelho regulado para a velocidade máxima e alimentado com a bateria de tarja verde, foi de 65,31 N/cm.

No teste de funcionamento contínuo, realizado para averiguar a resistência e confiabilidade do motor, além da duração dos ciclos nas diferentes velocidades, o aparelho foi deixado funcionando por 9 horas ininterruptas diárias, durante 16 dias consecutivos. As baterias eram recarregadas, segundo instruções do fabricante, nos intervalos. Não foram observados aqui problemas mecânicos, nem elétricos (Anexo 2).

O eixo do motor realiza uma volta completa a cada 111 segundos na velocidade lenta, 75 segundos na velocidade média e 55 segundos na velocidade rápida, trabalhando tanto no sentido horário como anti-horário, e o consumo do motor varia de 70 a 110 mA/h (miliamper por hora), independentemente da velocidade empregada, mas de acordo com a resistência oferecida ao movimento. O tempo necessário para o aparelho realizar um ciclo completo de movimento, incluídas a flexão e a extensão, foi constante dentro de cada velocidade fixada. Na velocidade rápida, o tempo necessário para realizar a flexão ou a extensão foi de 24 segundos, na velocidade média, de 45 segundos, e na lenta, de 65 segundos, de modo que o ciclo completo durava, respectivamente, 48, 90 e 130 segundos. O aparelho oferece, ainda, velocidades intermediárias, com cada movimento ocorrendo em 35 e 55 segundos, respectivamente. Para qualquer velocidade, há um intervalo de repouso, ou pausa, de 3 segundos, ao término dos movimentos em cada direção, ou do ciclo completo. A amplitude total de movimentos produzidos no conjunto caixa de engrenagens – braço regulável de movimentação do protótipo é de 0° a 260°, sendo de 90° na caixa de engrenagens, correspondendo à flexão da articulação MCF, e os 170° restantes no braço regulável, correspondendo à somatória das articulações IFs proximal e distal. A amplitude de flexão da caixa de engrenagens, que é limitada pelo bloqueio mecânico da flexão, pode ser regulada para ir além dos 90°. Já a amplitude da haste regulável é limitada aos 170° pela ação dos micro-comutadores.

3.2 Testes em Mãos Normais

Já nos primeiros testes em mãos normais, ficou evidente que o modo de fixação aos dedos seria um dos problemas de mais difícil solução. Disso resultou que várias modificações foram necessárias no sistema inicialmente idealizado, para que fossem obtidas maiores amplitudes de movimento das três articulações envolvidas.

Os testes com o protótipo inicial do aparelho foram realizados em 10 mãos normais e em três com patologias, em adultos voluntários de ambos os sexos. O primeiro parâmetro avaliado foi o tempo médio gasto para a colocação do aparelho, que ficou, em média, em 5 min (variação: 3 – 7min), enquanto que o tempo médio necessário para os ajustes foi de 3 min (variação: 2 – 4,5 min). Os voluntários usaram o aparelho por um período mínimo de 30 minutos e máximo de 360 minutos, relatando que o seu uso era confortável e que o ruído do funcionamento do motor não incomodava, embora o seu peso tivesse sido considerado grande pela maioria. O peso final do aparelho ficou em 1270 g, incluindo todos os sistemas. O peso sustentado pelo paciente no antebraço, da órtese com o sistema de movimentação, é de 795 g, sendo o sistema de controle e a bateria, que ficam fixos à cintura do paciente, responsáveis pelos restantes 475 g. Apesar disso, não foi relatado nenhum desconforto exagerado, nem ferimentos.

As cintas de fixação da órtese no antebraço, de tecido sintético com fecho tipo Velcro, não causou nenhum incômodo, mesmo porque eram recobertos com espuma auto-adesiva (Reston®). Apenas um indivíduo, portador de antebraço muito volumoso, relatou sensação de aperto. De modo geral, então, os voluntários concluíram que a colocação do aparelho, embora trabalhosa, não era difícil. A parte que mais requeria cuidado na colocação era o ajuste da posição do sistema de movimentação, cujo eixo de saída deve coincidir com a articulação MCF do dedo mínimo. Houve concordância geral, também, de que os ajustes para regulagem da amplitude de movimento, através dos dispositivos acessórios de comutação, é trabalhoso e relativamente difícil, dadas as dimensões das peças.

Após os testes, foi verificado que o comprimento dos dedos é o parâmetro que determina a escolha do tipo mais adequado de peça de fixação digital (PFD) à haste de movimentação. Para os dedos médio e anular, a PFD mais adequada é a pequena, com fixação distal, quase nunca havendo necessidade de troca. Já o dedo indicador requer quase sempre essa mesma PFD, mas quando a

diferença entre este dedo e o dedo médio é igual ou maior que 0,6 cm, ocorre muita tração axial, que tende a soltar a PFD. Nesse caso, é necessário usar a PFD média de fixação central. No dedo mínimo, é usada quase sempre a PFD média com fixação central, mas quando a diferença de comprimento entre o dedo anular e o mínimo é maior que 2,6 cm, há necessidade de usar a PFD grande com fixação média. O emprego das diferentes PFDs tornou o funcionamento do protótipo mais confortável, sem ocorrer afrouxamento ou escape da fixação digital.

3.3 Goniometria e Porcentagem de Movimento

Com o aparelho instalado e em funcionamento nos voluntários, a goniometria mostrou que a extensão das três articulações envolvidas era completa, ou de 0°, desde que os ajustes do bloqueio mecânico da extensão e dos dispositivos acessórios de comutação rosqueáveis fossem os adequados. Por outro lado, a flexão não foi completa em nenhum caso, por limitação do próprio aparelho. Nos Quadros 3A, 3B e 3C, são apresentados as médias das medidas goniométricas das amplitudes de movimento de flexão de cada articulação, nas mãos direita e esquerda de 15 voluntários normais que utilizaram o aparelho, enquanto que no Anexo 3 estão todas as medidas obtidas nas 30 mãos.

Os movimentos de flexão e extensão das MCFs isoladamente foram realizados em seu arco completo de movimento, com a utilização da haste curva rosqueável que impede a flexão das articulações IFs e o movimento de flexão e extensão isolada das IFs, com o bloqueio que mantém a extensão das MCF, também foi em seu arco completo.

Quadro 3-A. Médias das medidas goniométricas da flexão dos dedos, em graus, de 15 voluntários nas mãos grandes. *N* para a mão normal e *A* para a mão com o aparelho.

	INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
	N	A	N	A	N	A	N	A
MCF	73,5	67,5	84	81	78,6	73,8	79,8	60,9
IFP	90	84	86,5	88,5	90,5	89,1	82,9	80,3
IFD	53	24	58,4	16	51,7	15,8	52,8	30,8

Quadro 3-B. Médias das medidas goniométricas da flexão dos dedos, em graus, de 15 voluntários, nas mãos médias. . N para a mão normal e A para a mão com o aparelho.

	INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
	N	A	N	A	N	A	N	A
MCF	77	75,4	84	83,9	84,3	76,3	88,9	64,1
IFP	94,2	84,8	95,2	94	96	96,2	88	82,8
IFD	56,6	32	68	17,4	56,2	28,8	59,4	37,2

Quadro 3-C. Médias das medidas goniométricas da flexão dos dedos, em graus, de 15 voluntários, nas mãos pequenas. . N para a mão normal e A para a mão com o aparelho.

	INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
	N	A	N	A	N	A	N	A
MCF	78,2	77,2	83	80,8	80,2	75	80,2	59,8
IFP	92,8	78,6	92,6	87,2	92,1	89,4	85,4	76,2
IFD	59,2	31,4	62,2	20,4	55,3	23,2	65,5	42

As medidas goniométricas mostraram que as maiores amplitudes obtidas com o aparelho ocorreram nas IFPs, principalmente dos dedos médio e anular. Para as MCFs, as menores amplitudes foram a do dedo mínimo, seguido do indicador, ao passo que para as IFDs as amplitudes obtidas foram sempre muito menores do que sem o uso do aparelho.

3.3.1 Mão Grande

Os valores percentuais da amplitude de movimento obtida com o aparelho, em relação à amplitude da flexão ativa normal, nas mãos grandes encontram-se no Quadro 4 e na Gráfico 1. Os melhores resultados foram aqueles obtidos nas IFPs de ambas as mãos (média de 98%). Nas MCFs, o percentual observado na

mão esquerda foi mais elevado (93%) do que na direita (87%). Os menores valores foram das IFDs, principalmente dos dedos médios e anulares de ambas as mãos (29%).

No que se refere ao Movimento Passivo Total que o aparelho realiza em cada dedo, a mão direita apresentou valores mais altos (média de 81%). O lado esquerdo obteve a média de 80%, sendo o menor valor o do dedo mínimo.

Quadro 4. Valores médios da porcentagem de amplitude de movimento, em relação ao movimento ativo, que o aparelho realiza nas mãos grandes.

	INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
	D	E	D	E	D	E	D	E
MCF	86,1	100	96,4	95,2	89	99,5	74,1	78,6
IFP	95,7	91,5	103,5	101,7	99,4	97,5	96,9	96,6
IFD	48,5	39,4	28,2	26,2	34,8	27,1	55,1	69,1
MPT	82,4	79,7	81,9	79,7	81,9	80,4	79	81,1

Gráfico 1. Gráfico da porcentagem de amplitude de movimento, em relação ao movimento ativo normal, que o aparelho realiza nas mãos grandes.

3.3.2 Mão média

Os valores percentuais da amplitude de movimento obtida com o aparelho, em relação à amplitude da flexão ativa normal, nas mãos médias encontram-se no Quadro 5 e no Gráfico 2. O percentual obtido na MCF dos dedos indicador e médio da mão esquerda ultrapassou 100% (105,2%), sendo maior que o percentual alcançado pelas IFP. O maior percentual da IFD (70,2%), bem como o menor da MCF (68,3%), foram observados no dedo mínimo.

Quanto ao Movimento Passivo Total, na mão esquerda foi semelhante para os três primeiros dedos (média de 82,7%), tendo sido menor no dedo mínimo (76,7%). Na mão direita, apresentou valores decrescentes do dedo indicador (85%) para o mínimo (78,2%).

Quadro 5. Valores médios da porcentagem de amplitude de movimento, em relação ao movimento ativo, que o aparelho realiza nas mãos médias.

	INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
	D	E	D	E	D	E	D	E
MCF	91,5	106	96,2	104,3	88,3	92,9	68,3	74,8
IFP	92,8	91	97,9	99,5	100	100,4	89,3	99,5
IFD	68,4	45,4	31,7	27,6	40,8	28,6	70,2	56,7
MPT	85	83,9	80,6	83,4	81,2	82,2	78,2	76,7

MÃO DIREITA MÉDIA

MÃO ESQUERDA MÉDIA

Gráfico 2. Gráfico da porcentagem de amplitude de movimento, em relação ao movimento ativo normal, que o aparelho realiza nas mãos médias.

3.3.3 Mão Pequena

Os valores percentuais da amplitude de movimento obtida com o aparelho, em relação à amplitude da flexão ativa normal, nas mãos pequenas encontram-se no Quadro 6 e no Gráfico 3.

Para as MCFs dos dedos indicador, médio e anular os valores foram em média de 96%, e para a MCF do dedo mínimo foi de 74,7%. Para as IFPs, o menor valor foi observado no dedo indicador, onde ficou em 85%, enquanto os demais dedos apresentaram, em média, 93,8%. As IFDs dos dedos indicador da mão esquerda e do mínimo da mão direita apresentaram os valores mais altos (67,7%) que todas as demais IFDs.

A Movimentação Passiva Total dos dedos da mão direita foi de 79%, enquanto a da esquerda foi de 81%.

Quadro 6. Valores médios da porcentagem de amplitude de movimento, em relação ao movimento ativo, que o aparelho realiza nas mãos pequenas.

	INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
	D	E	D	E	D	E	D	E
MCF	93,9	103,8	95,4	95,2	93,1	94,1	69,8	79,7
IFP	84,4	85,5	94	94,8	98,9	96,4	87,4	91,2
IFD	67	42,6	36,4	29,4	51,4	32,4	62,2	68,5
MPT	83,2	77,3	81,9	78,7	85,2	79,4	73,6	80,7

Gráfico 3. Gráfico da porcentagem de amplitude de movimento, em relação ao movimento ativo normal, que o aparelho realiza nas mãos pequenas.

3.4 Análise Estatística

Os dados referentes à porcentagem de movimento que o aparelho realiza em cada articulação de cada dedo (Anexo 5) foram analisados quanto à lateralidade, ao tamanho da mão e ao sinergismo (correlação entre o tamanho e a lateralidade da mão), sendo os seus resultados mostrados na Quadro 7. O nível de significância foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Quadro 7. Valores de p para o tamanho e a lateralidade da mão e para o sinergismo, em cada articulação de cada dedo.

DEDO	ARTICULAÇÃO	TAMANHO	LATERALIDADE	SINERGISMO
INDICADOR	MCF	0,63	0,01	0,9
	IFP	0,21	0,67	0,85
	IFD	0,1	<0,01	0,42
	MPT	0,28	0,06	0,46
MÉDIO	MCF	0,7	0,04	0,08
	IFP	0,15	0,91	0,74
	IFD	0,61	0,34	0,89
	MPT	0,87	0,49	0,14
ANULAR	MCF	0,69	0,12	0,5
	IFP	0,44	0,46	0,78
	IFD	0,09	0,01	0,54
	MPT	0,92	0,13	0,22
MÍNIMO	MCF	0,82	0,17	0,86
	IFP	0,17	0,23	0,52
	IFD	0,87	0,68	0,13
	MPT	0,71	0,34	0,41

As diferenças entre as porcentagens da amplitude de movimento não foram significantes, quanto ao tamanho das mãos e ao sinergismo. As diferenças foram significantes quanto a lateralidade, apenas para a articulação MCF dos dedos indicador e médio e para a articulação IFD dos dedos indicador e anular.

3.5 Utilização do aparelho num paciente

O aparelho funcionou por oito horas diárias, no período diurno, durante dez dias, sem apresentar nenhuma falha mecânica, nem do controle eletrônico. No segundo dia, a paciente já foi capaz de manusear o aparelho sem auxílio, colocando-o e retirando-o e realizando os ajustes necessários na amplitude de movimento. No quarto dia, atingiu 80° de flexão da MCF, 62° de flexão da IFP e 18° de flexão da IFD, além de extensão completa das três articulações, sem dor. A paciente relatou ausência de dor ou desconforto na mão ou no braço e observou redução do edema após três dias do uso do aparelho. A ferida cirúrgica cicatrizou sem complicações.

Durante a utilização do aparelho a paciente foi capaz de deambular sem transtornos e de realizar as atividades da vida diária com a mão não lesada. O problema do peso foi resolvido com o uso de uma tipóia. A limpeza da órtese, confeccionada com material lavável, era realizada pela própria paciente, com água e sabão.

4. Discussão

Os aparelhos para Movimentação Passiva Contínua (MPC) para o membro superior e, mais especificamente, para a mão podem ser divididos em estacionários ou portáteis e suas características variam de acordo com o modelo e a articulação a ser reabilitada (DIMICK, 1990; McCATTHY et al., 1992; LASTAYO, 1995; ADAMS & THOMPSON, 1996). Há dois tipos de aparelho de MPC para a mão, cada um baseado num conceito diferente do outro. O primeiro, denominado "anatômico", sustenta e mobiliza a articulação, de um modo muito semelhante à movimentação anatômica natural, dependendo da tecnologia empregada. O outro, denominado de "conexão livre", provê movimentos às estruturas adjacentes, permitindo que as articulações encontrem seu próprio movimento anatômico. Ambos apresentam vantagens e desvantagens, sendo que o primeiro aparentemente oferece mais conforto ao paciente, enquanto que o segundo tende a ser mais fácil de usar (McGOUGH, 1988; McCARTHY et al., 1994). O aparelho desenvolvido neste trabalho é do tipo "conexão livre".

A maioria dos modelos existentes oferece controles de velocidade, torque e amplitude de movimento, mas alguns oferecem também controles opcionais de auto-reversão, ou seja, a mudança de sentido do movimento assim que houver resistência, e de tempo de pausa, que ocorre no final do movimento, com efeito de estiramento das estruturas. Esses controles podem ser de ajuste manual, ou comandados por um computador, o que representa uma sofisticação que tem o inconveniente do aumento do preço do equipamento. Em vista do alto custo desses aparelhos, eles são, normalmente, alugados, não havendo necessidade do paciente adquiri-lo (DIMICK, 1990; LASTAYO, 1995; ADAMS & THOMPSON, 1996).

Como o aparelho de MPC promove o movimento de forma controlada e com parâmetros programados, os pacientes se sentem seguros, havendo uma redução da sua ansiedade, comparativamente com o emprego dos exercícios de

movimentação intermitente (ADAMS & THOMPSON, 1996). Todavia, o uso do aparelho de MPC é contra indicado na presença de infecção articular ativa ou nas fraturas instáveis, sendo que alguns fabricantes americanos também contra-indicam seu uso nas artrites agudas e nas alterações da sensibilidade. É muito importante a comunicação entre o médico assistente e o terapeuta da mão, antes da indicação do aparelho (ADAMS & THOMPSON, 1996).

Apesar dos benefícios inquestionáveis da Movimentação Passiva Contínua, ela apresenta limitações. Por exemplo, ela não substitui a movimentação ativa, que deve ser incorporada ao programa de tratamento o mais precoce que a patologia permitir (COUTTS et al., 1988). A instalação do aparelho no paciente costuma ser problemática, exigindo ajustes cuidadosos, o que se torna mais difícil na presença de curativos volumosos. Alguns modelos requerem a confecção de órteses especiais para cada indivíduo, sendo sua fixação por meio de fechos tipo Velcro (DIMICK, 1990; LASTAYO, 1995). Outra limitação importante é que muitos aparelhos não realizam os últimos graus de movimento das articulações envolvidas (LASTAYO, 1995; ADAMS & THOMPSON, 1996).

A seleção do aparelho de MPC, adequado para um determinado paciente, é baseada na necessidade individual de cada caso, especialmente nas precauções quanto ao arco de movimento proporcionado, ao tempo de uso diário e à duração do tratamento, além da habilidade do terapeuta em confeccionar a órtese e realizar os ajustes. São características desejáveis num aparelho de MPC ser ajustável, portátil e fácil de controlar (DIMICK, 1990). A aplicação do aparelho de MPC necessita de uma avaliação pré-operatória do paciente, para que sejam investigadas sua motivação para a reabilitação, sua capacidade de seguir instruções e sua condição social, havendo necessidade de instruí-lo, de preferência no pré-operatório, para melhor entendimento, diminuição da ansiedade e cooperação com o tratamento (LASTAYO, 1995). Ainda assim, são poucos os protocolos de aplicação do método da MPC, de modo que novas pesquisas nessa área são necessárias.

Os efeitos benéficos que a Movimentação Passiva Contínua promove nos tecidos intra, peri e extrarticulares (SALTER et al., 1980, 1981, 1984; O'DRISCOLL et al., 1986; VAN ROYEN et al., 1986; O'DRISCOLL & SALTER, 1986; COUTTS et al., 1988; SAUNDERS, 1989; ADAMS & THOMPSON, 1996; SALTER, 1996), aliados ao alto custo dos aparelhos existentes nos mercados internacionais (DIMICK, 1990 & LASTAYO, 1995), estimularam o presente estudo, com o objetivo de desenvolver um aparelho de MPC portátil para a mão, de baixo custo, com o maior grau possível de tecnologia nacional, visando possibilitar que esse tipo de recurso pudesse ser introduzido na reabilitação da mão, nos países em desenvolvimento.

A construção do aparelho foi iniciada a partir de informações relativamente escassas da literatura sobre dados técnicos, principalmente dos aparelhos JACE H440 e Danninflex CPM™ 900, e o seu planejamento e confecção necessitaram dos esforços de uma equipe multidisciplinar que resultaram em soluções originais para os problemas que surgiram, de tal modo que o aparelho construído tem muito pouca semelhança com aqueles que o inspiraram, a não ser pela portabilidade, pois dos oito aparelhos descritos por ADAMS & THOMPSON (1996), sete são portáteis como o do presente estudo.

Do ponto de vista do funcionamento, entretanto, o aparelho desenvolvido necessita do auxílio de acessórios para poder realizar a flexão em separado das IFP e IFD, sendo que pelo menos quatro dos aparelhos descritos não necessitam. Ainda mais, embora o aparelho aqui estudado realize a flexão simultânea das três articulações envolvidas, a amplitude desse movimento não é completa; todavia, existem apenas dois modelos que o fazem (Danninflex CPM™ 900 e H3). Por outro lado, ele realiza a flexão isolada das articulações MCF, o que nenhum outro faz, a julgar pelas descrições disponíveis. A exemplo do que acontece com todos os demais modelos, o aparelho desenvolvido é capaz de realizar a extensão completa de todas as articulações.

O sistema de movimentação foi dotado de dispositivos de adaptação que permitem o emprego do aparelho em mãos de diferentes dimensões. A necessidade desses dispositivos foi notada logo no início dos testes com o pré-protótipo, pois as diferenças de comprimento entre os dedos interferiam no seu funcionamento, levando a desempenhos diferentes, que ficaram aquém do esperado em alguns casos. Mesmo depois da adoção dos dispositivos de adaptação, surgiu uma dúvida quanto à eficácia e o desempenho do aparelho em mãos de diferentes comprimentos. Por outro lado, não se encontrou na literatura estudos que indicassem as medidas características de cada uma dessas mãos, razão porque foi realizado um estudo paralelo para medir as mãos normais de voluntários e classificá-las segundo um parâmetro plausível. O parâmetro escolhido foi o comprimento do dedo médio, que permitiu classificá-las em pequenas, médias e grandes. Apesar disso, não houve diferenças com significância estatística no desempenho do aparelho, conforme a dimensão da mão, de modo que ele pode ser utilizado em mãos de diferentes tamanhos, em adultos.

No que se refere aos parâmetros ajustáveis, além do controle eletrônico da velocidade, o aparelho desenvolvido apresenta regulação da amplitude de movimento (ADM), através dos bloqueios mecânicos da flexão e da extensão das articulações metacarpofalângicas, e do controle da flexão e da extensão das articulações interfalângicas por meio dos microcomutadores e respectivos acessórios de comutação. Em comparação, três dos modelos descritos permitem ajuste somente da ADM, embora os outros quatro possibilitem ajuste também da velocidade, do torque e da duração da pausa. Três desses modelos são equipados com monitores e controles digitais de todos os módulos, inclusive contando com um período de pré-aquecimento e dispositivos para averiguar o tempo de uso do aparelho. Cinco modelos apresentam um comutador de segurança, que permite desligar o aparelho se algum desconforto ou evento

indesejável ocorrerem; no aparelho desenvolvido, além do comutador liga/desliga, optou-se simplesmente pela remoção da bateria, que é de fácil acesso.

Quanto à fonte de energia, as baterias utilizadas em quatro dos modelos são do tipo comum, adquirível em qualquer loja de departamentos, sendo do tipo recarregável nos demais. No aparelho desenvolvido, a bateria escolhida é a de telefone celular da marca Motorola, que, apesar de importada, é de fácil aquisição no mercado nacional, de baixo custo e fácil de recarregar.

Não existem na literatura trabalhos demonstrativos da amplitude de movimento produzida pelos aparelhos disponíveis no mercado. A análise do movimento de flexão produzido pelo aparelho desenvolvido demonstrou que, nos dedos em que as articulações metacarpofalângicas e interfalângicas proximais obtiveram a maior amplitude, paradoxalmente as interfalângicas distais tiveram amplitude menor, como foi o caso dos dedos médio e anular. Ao contrário, o dedo mínimo foi o que obteve a menor amplitude de flexão nas metacarpofalângicas, obtendo, entretanto, amplitudes maiores nas interfalângicas distais.

As médias das porcentagens de movimento passivo total de cada dedo que o aparelho desenvolvido realiza, em relação à amplitude de movimento ativo normal, variou de 73,6 a 85,2%, sendo as menores as do dedo mínimo. As diferenças observadas entre a mão direita e esquerda não foram de significância estatística e podem ser atribuídas a diferenças na confecção das órteses específicas, único fator que variou quando da mudança de lado.

Com o intuito de verificar sua funcionalidade, no que se refere ao conforto, à capacidade de manuseio do aparelho e à confiabilidade do seu funcionamento, o aparelho foi aplicado numa paciente portadora de lesões de tendões, submetida ao primeiro tempo do procedimento de reconstrução do aparelho flexor digital. Os resultados obtidos foram satisfatórios, a paciente relatando não ter sentido dor ou desconforto com o uso do aparelho, nem o ruído produzido a atrapalhou, provavelmente porque o aparelho foi utilizado somente durante o dia. O problema

do peso excessivo do aparelho foi minimizado pelo uso de uma tipóia, cujo propósito principal era o controle do edema, mas que deve fazer parte da rotina de posicionamento no período pós-operatório imediato (GIUDICE, 1990).

Do ponto de vista de manutenção, a órtese, por ser confeccionada em material termo-moldável a baixa temperatura e acolchoada com espuma plástica auto-adesiva⁶, pode ser adaptada a diferentes pacientes, tantas vezes quantas necessárias, dependendo das diferenças individuais, para propiciar maior conforto a cada um deles. Sua limpeza e higienização são facilmente obtidas por meio de detergentes comerciais e a utilização em diferentes pacientes requer apenas a troca da fita elástica⁷ das peças de fixação digital, dos fechos tipo Velcro e da espuma de acolchoamento. Quanto ao motor e as engrenagens, devem ser revisados a cada utilização.

O peso total do aparelho, incluindo o sistema de movimentação e os controles junto com a bateria, é de 1270 g, maior que todos os modelos descritos, apesar dos esforços para diminuí-lo. O conjunto do sistema de movimentação e órtese atingiu 975 g, devido ao emprego de peças de latão e aço, as quais, no futuro, poderão ser substituídas por peças de material plástico e nylon, bem mais leves. Igualmente, o emprego de um conjunto motor – redutor mais leve deverá contribuir para diminuir sensivelmente o peso e o volume das caixa que o acomoda.

O peso do conjunto controles – bateria pode ser diminuído com o emprego de baterias menores e mais leves, que têm a mesma capacidade de carga e estão disponíveis no mercado, mas que apresentam o inconveniente do custo mais elevado.

Um ponto fraco no desenho atual do sistema de movimentação é o posicionamento dos micro-comutadores, cujas delicadas haste de acionamento

⁶ Reston® da 3M do Brasil

⁷ Coban da 3M do Brasil

ficam expostas e sujeitas a avarias durante o manuseio pelo paciente. Tal inconveniente somente foi aceito por tratar-se de um protótipo, mas deverá ser solucionado no desenvolvimento futuro e na industrialização do aparelho.

As etapas cursadas para o desenvolvimento do aparelho, tendo em mente sempre manter um elevado nível de nacionalização, além dos outros objetivos, não foram fáceis. Uma das principais fontes de dificuldade foi o fato de ter que movimentar as três articulações de cada dedo simultaneamente, o que tornava mais difícil a fixação dos dedos. Entretanto, o aparelho desenvolvido alcançou praticamente todos os objetivos propostos, apesar do seu peso ainda ser um inconveniente. Além de sua redução já estar planejada para o futuro, alterações dos mecanismos de regulação da amplitude também estão sendo estudadas, para torná-los mais práticos.

5. Conclusões

1) O desenvolvimento de um aparelho portátil de Movimentação Passiva Contínua para a mão, de baixo custo e com tecnologia predominantemente nacional, é viável.

2) O aparelho desenvolvido é capaz de realizar a flexão e extensão alternadas dos dedos e simultânea das três articulações de cada um deles, podendo, através de ajustes e de dispositivos acessórios, realizá-las em separado para as articulações metacarpofalângicas ou interfalângicas.

3) De modo geral, o desempenho do aparelho foi melhor para realizar a flexão das articulações metacarpofalângicas e interfalângicas proximais, embora para o dedo mínimo tenha sido o inverso.

A melhora do desempenho para uma determinada articulação, através de regulagens, em geral significou a piora para as outras articulações adjacentes, o que deve ser levado em consideração ao se fazer os ajustes de acordo com as necessidades individuais de cada paciente.

6. Anexos

ANEXO 1. Protocolo da avaliação do protótipo inicial

Protocolo do MCP de mão

DATA _____

NOME _____ SEXO : F _____ M _____

IDADE _____ PATOLOGIA _____

MÃO TESTADA D _____ E _____

dedo	medida	diferença altura
indicador		indicador - médio
médio		médio - anular
anular		anular - mínimo
mínimo		

Tempo ajustes : _____ Tempo de colocação: _____

Orifício da haste utilizado : 1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____

Fixação aos dedos: indicador _____ médio _____ anular _____ mínimo _____

n = pequeno c/ fix. distal

x = pequeno c/ fix. média

z = médio c/ fix. média

y = grande c/ fix. Média

Dificuldades:

Tempo de uso: _____

Opinião paciente

Conforto: _____

Barulho: _____

Outros : _____

ANEXO 2. Resultado do funcionamento do aparelho, com o tempo de funcionamento das baterias segundo seu código de cores, as velocidades pré-fixadas e o tempo que realiza um movimento de flexão ou extensão

MOTOR/BATERIA

DATA	TIPO	CARREGADOR	TEMPO/min.	MOVIM./seg.	VELOCID.	Média Ciclo (Seg.)
SEGUNDA	VERDE I	INTELI	270	23	rápida	Rápida (24,5)
TERÇA	CINZA	OVER	330	24	rápida	
QUARTA	VERDE I	INTELI	490	25	rápida	
QUINTA	VERDE II	INTELI	180	24	rápida	
SEX/SABADO	VERDE I	OVER	500	24	rápida	
SABADO	CINZA	INTEL	300	26	rápida	
DOMINGO	VERDE I	OVER	420	23	rápida	
TERÇA	VERDE II	OVER	330	26	rápida	
	VERDE I	OVER	240	26	rápida	
QUARTA	VERDE II	OVER	300	25	rápida	
	VERDE I	OVER	350	25	rápida	
	AZUL	INTELI	300	23	rápida	
QUINTA	VERDE I	INTELI	320	24	rápida	
SEXTA	CINZA	INTELI	260	25	rápida	
	AZUL	INTELI	310	24	rápida	
	VERDE I	OVER	360	25	rápida	
SABADO	VERDE II	OVER	300	35	média	Média (35,6)
	BRANCA	INTELI	290	36	média	
DOMINGO	AZUL	OVER	295	32	média	
	VERDE I	INTELI	360	35	média	
SEGUNDA	VERDE II	INTELI	180	40	média	Lenta (113,8)
	AZUL	OVER	300	115	lenta	
TERÇA	AZUL	INTELI	340	112	lenta	
	VERDE I	INTELI	420	110	lenta	
	BRANCA	INTELI	175	115	lenta	
	VERDE II	OVER	340	117	lenta	

TEMPO TOTAL FUNCIONAMENTO (min) 8260

MÉDIA FUNCIONAMENTO BATERIA (min) 318

ANEXO 3

3 A. Medidas goniométricas, em graus, e a porcentagem de movimento que o aparelho realizou em cada articulação, das mãos grandes

		MCF						IFP						IFD					
		E			D			E			D			E			D		
		N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%
1	IND	76	62	81,6	78	62	79,5	86	72	83,7	84	74	88,1	64	50	78,1	64	22	34,4
	MED	82	74	90,2	74	70	94,6	90	88	97,8	82	78	95,1	73	35	47,9	68	14	20,6
	ANU	80	66	82,5	70	70	100	94	97	103	86	80	93	63	28	44,4	74	10	13,5
	MIN	88	52	59,1	76	50	65,8	80	84	105	74	70	94,6	60	36	60	58	30	51,7
2	IND	74	64	86,5	86	78	90,7	100	96	96	76	76	100	32	6	18,8	40	20	50
	MED	86	84	97,7	86	78	90,7	88	88	100	82	82	100	46	6	13	44	24	54,5
	ANU	86	86	100	84	74	88,1	90	80	88,8	86	84	97,7	30	4	13,3	40	14	35
	MIN	86	85	99	86	74	86	84	72	85,7	82	78	95,1	34	6	17,7	40	30	75
3	IND	74	72	97,3	78	78	100	92	87	94,6	92	74	80,4	48	28	58,3	50	20	40
	MED	82	82	100	96	88	91,7	98	98	100	90	85	94,4	68	28	41,2	46	12	26,1
	ANU	80	72	90	74	76	103	98	96	98	98	90	92	50	20	40	44	12	27,3
	MIN	74	58	78,4	72	60	83,3	83	83	100	74	74	100	50	33	66	58	38	65,5
4	IND	65	56	86,2	84	82	97,6	92	96	104	80	76	95	52	28	53,8	60	28	46,6
	MED	88	84	95,5	90	87	96,7	84	94	112	70	82	117	50	12	24	56	10	17,9
	ANU	78	74	94,9	84	80	95,2	87	90	103	78	82	105	48	20	41,7	44	18	40,9
	MIN	84	58	69	80	62	77,5	78	70	89,7	86	84	97,7	70	44	62,9	44	34	77,3
5	IND	76	60	78,9	44	58	132	100	100	100	96	90	93,8	60	20	33,3	62	16	25,8
	MED	80	79	98,8	78	80	103	90	98	108	90	92	102	67	10	15	66	8	12,1
	ANU	80	62	77,6	70	78	111	94	98	104	94	94	100	58	20	34,5	64	12	18,8
	MIN	80	52	65	72	58	80,6	92	95	104	96	92	95,8	58	40	69	56	20	35,7

MCF – articulação metacárpica-falângica IFP – articulação interfalângica proximal

IFD – articulação interfalângica distal MPT – movimento passivo total

% - porcentagem de movimento de flexão que o aparelho realiza comparado com a flexão ativa

3 B. Medidas goniométricas, em graus, e a porcentagem de movimento que o aparelho realizou em cada articulação, das mãos médias

		MCF						IFP						IFD					
		E			D			E			D			E			D		
		N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%
6	IND	78	66	84,6	74	90	121	76	84	111	92	86	93,5	70	40	57,1	60	22	36,6
	MED	80	78	97,5	84	92	109	100	98	98	92	92	100	74	20	27	60	8	13,3
	ANU	80	72	90	90	88	97,7	96	98	102	96	94	97,9	58	20	34,5	48	10	20,8
	MIN	88	56	63,6	94	84	89,4	86	64	74,4	80	92	115	70	50	71,4	52	24	46,2
7	IND	80	64	80	78	68	87,2	94	88	93,6	98	88	89,8	64	48	75	68	38	55,9
	MED	86	74	86,1	86	74	86,1	96	98	102	98	100	102	76	20	26,3	72	26	36,1
	ANU	85	70	82,4	90	70	77,7	98	98	100	98	100	102	72	24	33,3	76	30	39,5
	MIN	88	63	71,6	90	40	44,4	94	78	83	90	74	82,2	70	52	74,3	74	38	51,4
8	IND	68	80	117	70	90	128	108	78	72,2	100	76	76	50	40	80	42	22	52,4
	MED	80	90	112	78	100	128	98	88	89,8	96	88	91,7	52	18	34,6	48	14	29,2
	ANU	86	89	103	80	88	110	98	90	91,8	94	98	104	52	24	46,2	44	14	31,8
	MIN	88	74	84,1	90	90	100	98	80	81,6	98	84	85,7	50	36	72	58	28	48,3
9	IND	82	70	5,4	82	76	92,7	90	90	100	92	90	97,8	60	30	50	40	20	50
	MED	90	86	95,6	84	82	97,6	92	90	97,8	92	92	100	46	18	39,1	40	18	45
	ANU	80	71	88,4	86	80	93	90	92	102	94	92	97,9	42	14	33,3	40	18	22,2
	MIN	90	50	55,5	86	66	65,1	84	90	107	84	82	92,9	58	40	68,9	52	34	65,4
10	IND	78	70	89,7	80	80	100	94	82	87,2	98	98	98	50	40	80	62	20	32,3
	MED	86	77	89,5	86	86	100	94	96	102	94	104	104	70	22	31,4	70	10	14,3
	ANU	80	62	77,5	86	74	86	96	100	104	100	100	100	60	34	56,6	70	20	28,6
	MIN	90	48	53,3	85	54	63,5	90	74	82,2	94	92	97,9	62	40	64,5	70	30	42,9

MCF – articulação metacárpica-falângica IFP – articulação interfalângica proximal

IFD – articulação interfalângica distal MPT – movimento passivo total

% - porcentagem de movimento de flexão que o aparelho realiza comparado com a flexão ativa

3 C. Medidas goniométricas, em graus, e a porcentagem de movimento que o aparelho realizou em cada articulação, das mãos pequenas

		MCF						IFP						IFD					
		E			D			E			D			E			D		
		N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%	N	A	%
11	IND	78	70	89,8	80	76	95	104	80	77	102	82	80,4	62	42	67,7	66	28	42,4
	MED	87	78	89,7	86	76	88,4	100	94	94	100	90	90	74	22	29,7	66	10	15,2
	ANU	76	74	97,4	84	68	81	98	94	96	98	96	98	68	32	47,1	64	10	15,6
	MIN	76	60	79	86	72	83,7	88	74	84	88	80	91	80	46	57,5	70	34	48,6
12	IND	84	84	100	88	90	102	98	80	81,6	94	84	89,4	52	36	69,2	60	30	50
	MED	90	90	100	90	98	109	102	88	86,3	96	84	87,5	56	22	39,3	68	18	26,5
	ANU	88	80	90,9	90	96	106	95	92	103	90	84	93,3	58	28	48,3	68	22	32,4
	MIN	78	60	76,9	88	66	75	88	68	77,3	90	86	95,6	74	48	64,9	65	30	46,2
13	IND	72	74	102	80	82	102	80	60	75	86	82	95,3	64	42	65,6	74	28	37,8
	MED	80	76	95	85	84	98,8	90	90	100	86	90	104	72	32	44,4	74	30	40,5
	ANU	76	68	89,5	88	80	90,9	90	92	102	90	90	100	68	40	58,8	70	26	37,1
	MIN	70	48	68,6	82	58	70,7	80	70	87,5	86	84	97,7	76	50	65,8	68	50	73,5
14	IND	82	68	82,9	70	84	120	84	86	102	90	60	66,6	60	30	50	50	20	40
	MED	78	78	100	80	80	100	90	90	100	82	70	85,4	60	24	40	42	16	38,1
	ANU	80	70	87,5	74	68	91,9	90	90	100	86	80	93	40	20	50	26	14	53,8
	MIN	82	50	61	68	60	88,2	84	76	90,5	82	66	80,5	64	38	59,4	44	36	81,8
15	IND	78	74	94,9	70	70	100	100	86	86	90	86	95,5	34	28	82,4	70	30	42,9
	MED	80	74	92,5	74	74	100	96	86	89,6	84	90	107	42	12	28,6	68	18	26,5
	ANU	76	76	100	70	70	100	92	86	93,5	92	90	97,8	34	18	52,9	60	14	23,3
	MIN	88	56	63,6	84	68	80,9	80	78	97,5	88	80	90,9	60	38	63,3	54	50	92,6

MCF – articulação metacárpica-falângica IFP – articulação interfalângica proximal

IFD – articulação interfalângica distal MPT – movimento passivo total

% - porcentagem de movimento de flexão que o aparelho realiza comparado com a flexão ativa

ANEXO 4

4 A. Medidas do Movimento Passivo Total nas mãos grandes

1	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	226	226	245	224	237	230	228	208
MPT APARELHO	184	158	197	162	191	160	172	150
% MOVIMENTO	81,4	70	80,4	72,3	80,6	69,6	75,4	72,1
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
2	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	206	202	220	212	206	210	204	208
MPT APARELHO	166	174	178	184	170	172	163	182
% MOVIMENTO	80,6	86,1	80,9	86,8	82,5	81,9	79,9	87,5
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
3	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	214	220	248	232	228	216	207	204
MPT APARELHO	187	172	208	185	188	178	174	172
% MOVIMENTO	87,4	78,2	83,9	79,7	82,5	82,4	84,1	84,3
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
4	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	209	224	222	216	213	206	232	210
MPT APARELHO	180	186	190	179	184	180	172	180
% MOVIMENTO	86,1	83	85,6	82,9	86,4	87,4	74,1	85,7
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
5	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	236	202	237	234	232	228	230	224
MPT APARELHO	180	164	187	180	180	184	188	170
% MOVIMENTO	76,3	81,2	78,9	76,9	77,6	80,7	81,7	75,9

4 B. Medidas do Movimento Passivo Total nas mãos médias

INDICADOR			MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
6	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	224	226	254	236	234	234	244	226
MPT APARELHO	190	198	203	192	190	192	170	200
% MOVIMENTO	84,9	87,6	79,9	81,4	81,2	82,1	69,7	88,5
INDICADOR			MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
7	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	238	244	258	256	255	264	252	254
MPT APARELHO	200	194	192	200	192	200	192	152
% MOVIMENTO	84	79,5	74,4	78,1	75,3	75,8	76,2	59,9
INDICADOR			MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
8	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	226	212	230	222	236	218	236	246
MPT APARELHO	198	188	196	202	203	200	190	202
% MOVIMENTO	87,6	88,7	85,2	91	86	91,7	80,5	82,1
INDICADOR			MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
9	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	232	214	228	216	212	220	184	222
MPT APARELHO	190	176	194	192	180	190	180	198
% MOVIMENTO	81,9	82,2	85,1	88,9	83,5	86,4	97,8	82
INDICADOR			MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO	
10	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	222	240	250	250	236	258	242	249
MPT APARELHO	192	196	195	194	196	194	162	176
% MOVIMENTO	86,5	81,7	78	77,6	83,1	75,2	66,9	70,7

4 C. Medidas do Movimento Passivo Total nas mãos pequenas

INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
11	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	244	248	261	252	242	246	244	244
MPT APARELHO	192	186	194	176	200	171	180	186
% MOVIMENTO	78,7	63	74,3	69,8	82,6	70,7	73,8	76,2
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
12	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	234	242	248	254	241	248	240	243
MPT APARELHO	200	204	200	200	200	202	176	182
% MOVIMENTO	85,5	84,3	80,6	78,7	83	81,5	73,3	74,9
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
13	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	216	240	242	245	234	248	226	236
MPT APARELHO	176	192	198	204	200	196	168	192
% MOVIMENTO	81,5	80	81,8	83,3	85,5	79	74,3	81,4
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
14	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	226	210	228	204	210	186	230	194
MPT APARELHO	184	164	192	166	180	162	164	162
% MOVIMENTO	81,4	78,1	94,1	81,4	85,7	87,1	71,3	83,5
INDICADOR		MÉDIO		ANULAR		MÍNIMO		
15	E	D	E	D	E	D	E	D
MPT NORMAL	212	230	218	226	202	222	228	226
MPT APARELHO	188	186	172	182	180	174	172	198
% MOVIMENTO	88,7	80,9	78,9	80,5	89,1	78,4	75,4	87,6

ANEXO 5. Médias goniométricas em cada articulação e o desvio padrão ()

DEDO	Tamanho da mão	MCF		IFP		IFD		MPT	
		E	D	E	D	E	D	E	D
INDICADOR	grande	86,10	100,10	95,70	91,50	48,50	39,40	82,40	79,70
		(7,00)	(19,60)	(7,70)	(7,50)	(23,00)	(9,70)	(4,50)	(6,10)
	média	94,90	98,60	92,80	91,00	68,40	45,40	85,00	83,90
		(15,00)	(17,70)	(14,50)	(9,10)	(14,00)	(10,40)	(2,20)	(4,00)
	pequena	93,90	103,80	84,40	85,50	67,00	42,60	83,20	77,30
		(7,80)	(9,50)	(10,90)	(12,20)	(11,50)	(4,60)	(3,90)	(8,30)
MÉDIO	grande	96,40	95,20	103,50	101,70	28,20	26,60	81,90	79,70
		(3,80)	(4,70)	(6,10)	(9,10)	(15,70)	(16,60)	(2,70)	(5,60)
	média	96,20	104,30	97,90	99,50	31,70	27,60	80,60	83,40
		(10,20)	(15,80)	(5,00)	(4,70)	(5,40)	(13,80)	(4,70)	(6,20)
	pequena	95,40	99,20	94,00	94,80	36,40	29,40	81,90	78,70
		(4,60)	(7,20)	(6,10)	(10,00)	(6,90)	(10,20)	(7,40)	(5,30)
ANULAR	grande	89,00	99,50	99,40	97,50	34,80	27,10	81,90	80,40
		(9,10)	(8,70)	(6,40)	(5,30)	(12,50)	(11,30)	(3,20)	(6,60)
	média	88,30	92,90	100,00	100,40	40,80	28,60	81,20	82,20
		(9,80)	(12,20)	(4,80)	(2,70)	(10,40)	(7,60)	(4,00)	(7,00)
	pequena	93,10	94,10	98,90	96,40	51,40	32,40	85,20	79,40
		(5,40)	(9,70)	(4,10)	(3,10)	(4,70)	(14,50)	(2,60)	(5,90)
MÍNIMO	grande	74,10	78,60	96,90	96,60	55,10	69,10	79,00	81,10
		(15,60)	(7,80)	(8,70)	(2,20)	(21,20)	(10,80)	(4,20)	(6,70)
	média	67,50	70,60	82,80	97,60	69,50	51,50	75,10	79,80
		(11,30)	(23,40)	(6,60)	(13,90)	(4,30)	(10,20)	(6,60)	(14,80)
	pequena	69,80	79,70	87,40	91,20	62,20	68,50	73,60	80,70
		(7,90)	(6,90)	(7,50)	(6,60)	(3,60)	(20,50)	(1,50)	(5,20)

MCF – articulação metacárpica-falângica
IFD – articulação interfalângica distal

IFP – articulação interfalângica proximal
MPT – movimento passivo total

7. Referências Bibliográficas⁸

ABREU, L.B. **Pronto atendimento de acidentados de mão: Considerações gerais, normas de atendimento.** São Paulo, IMESP, 1993.

ADAMS, K.M.; THOMPSON, S.T. CPM use in hand therapy. **Hand Clinics**, v. 12, n. 1, p. 109-127, FEB.1996.

AKESON, W.H.; HILL, C. An experimental study of joint stiffness. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 43, n. 7, p. 1022-1034, 1961.

AKESON, W. H.; WOO, S. L. Y.; AMIEL, D.; COUTTS, R. D.; DANIEL, D. The connective tissue response to immobility: Biomechanical changes in periarticular connective tissue of the immobilized rabbit knee. **Clinical Orthopaedics**, v. 93, p. 356-362, 1973.

AKESON, W. H.; AMIEL, D.; WOO, S. L. Y.; GARFIN, S. R. Immobilization versus continuous passive motion. In: LANE, J. M. (ed.) **Fractures healing.** New York. Churchill Livingstone, 1987, p. 61-71.

BUNKER, T. D.; POTTER, B.; BARTON, N. J. Continuous passive motion following flexor tendon repair. **Journal of Hand Surgery**, v. 14-B, n. 4, p. 406-411, 1989.

BUSECK, M. S.; NOYES, F. R. Arthroscopic evaluation of meniscal repairs after anterior cruciate ligament reconstruction and immediate motion. **American Journal Sports Medicine**, v. 19, n. 5, p. 489-494, 1991.

⁸ ABNT - USP-RP, 1996

- CODY, R. P.; SMITH, J. K. **Applied Statistics and the SAS programming language**. New York, ELSEVIER, 1987.
- COLWELL, C. W.; MORRIS, B. A. The influence of continuous passive motion on the results of total knee arthroplasty. **Clinical Orthopaedics**, n. 276, p. 225-228, MAR. 1992.
- COOPER, D. E.; DELLE. J. C.; RAMAMURTHY, S. Reflex sympathetic dystrophy of the knee. Treatment using continuous epydural anesthesia. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 71-A, n. 3, p. 365-369, 1989.
- COUTTS, R. D.; TOTH, C.; KAITA, J. H. The role of continuous passive motion in the rehabilitation of the total knee patient. In HUNGERFORD . D. (ed) **Total knee arthorplasty. A comprehensive approach**. Baltimore, Williams & Wilkins, 1983. p. 126-132.
- COUTTS, R. D.; CRAIG E. V.; MOONEY, V. Symposium: The use of continuous passive motion in the rehabilitation of orthopaedic problems. **Contemporary Orthopaedics**, v. 16, p. 1-17, 1988.
- COVEY, M. H.; DUTCHER, K.; MARVIN J. A. Efficacy of continuos passive motion (CPM) devices with hand burns. **Journal Burn Care Rehabilitation**, v. 9, n. 4, p. 397-400, JULY/AUG.1988.
- DANNINGER MEDICAL. **Danniflex 900™ CPM System- Assembly and operation manual** (catálogo), Danninger Medical Thecnology, Inc., Ohio, 1990.
- DEMAIO, M.; NOYES, F. R.; MANGINE, R. E. Principles for aggressive rehabilitation after reconstruction of the anterior cruciate ligament, **Orthopedics**, v. 15, n. 3, p. 385-392, 1992.

- DIEHM S. L. CPM devices. **Journal Burn Care Rehabilitation**. v. 9, n. 5, p. 498-504, 1988.
- DIMICK, M. P. Continuous passive motion for the upper extremity. In: HUNTER, J.M., (3^a ed.) **Rehabilitation of the hand: surgery and therapy**. C.V. Mosby Company, 1990, Cap. 93, p. 1140-1146.
- ENNEKING, W. F.; HOROWITZ, M. The intra-articular effects of immobilization on the human knee. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 54-A, n. 5, p. 973-985, 1972.
- EVANS, E. B. Experimental immobilization and remobilization of rat knee joints. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 42, n. 5, p. 737-758, 1960.
- FRANK, C.; AKESON, W. H.; WOO, S. L. Y.; AMIEL, D.; COUTTS, R. D. Physiology and therapeutic value of passive joint motion, **Clinical Orthopaedics**, n. 185, p. 113-125, MAY. 1984.
- GIUDICE M. L. Effects of continuous passive motion and elevation on hand edema. **American Journal Occupational Therapy**, v. 44, p. 914-921, 1990.
- HALL, M. Cartilage changes after experimental immobilization of the knee joint of the young rat. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 45, n.1, p. 36-44, 1963.
- HARKESS, J. W.; RAMSEY, W. C.; AHMADI, B. Principles of fractures and dislocations. In ROCKWOOD JR, C. A.; GREEN, D. P. (ed.). **Fractures in adults**. Lippincott Company, 1984. p. 1-146.
- HENNING, C. E.; CLARK, J. R. ; LYNCH, M. A.; STALLBAUMER, R.; YEAROUT, K. M.; VERQUIST, S. W. Arthroscopic meniscus repair with a posterior incision. AAOS Instructional Courses Lectures. **Anais**, XXXVII Arthroscopic Surgery, 1988, chapter 28.

LANGENSKIÖLD, A.; MICHELSSON, J. E.; VIDEMAN, T. Osteoarthritis of the knee in the rabbit produced by immobilization. **Acta Orthopedics Scandinavia**, v. 50, p. 1-4, 1979.

LASTAYO, P. C. Continuous passive motion for the upper extremity. In: HUNTER, J.M., (4^a ed.) **Rehabilitation of the hand: surgery and therapy**. C.V. Mosby Company, 1995, Cap. 92, p. 1545-1560.

MANGINE, R. E.; NOYES, F. R.; DEMAIO, M. Minimal protection program: Advanced weight bearing and range of motion after ACL reconstruction-weeks 1-5. **Orthopedics**, v. 15, n. 4, p. 46-49, 1992.

MATTIELLO S. M. **Desenvolvimento e ensaio clínico de um aparelho de Movimentação Passiva Contínua, em articulações Sinoviais**. Ribeirão Preto, 1990. 56p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos e Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.

McCARTHY, M. R; YATES, C. K.; HIRSCH, H. S. The early effects of continuous passive motion following anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon grafts: active randomized study. In: **Orthopaedic Section Research Presentation-1992 APTA Combined Meeting**. v. 15, n.1, JAN. 1992.

MCGOUCH, C. K. CPM devices hasten healing. **Guider's Comparison**, p. 33-39, SEP. 1988.

MICINNES, J. A controlled evaluation of continuous passive motion in patients undergoing total knee arthroplasty. **JAMA**, v. 268, n. 11, p. 1423-28, 1992.

- MULLER, M. E.; ALLGOWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **Manual of internal fixation**. 3 ed., p. x-xx, 1991.
- NOYES, F. R.; MANGINE, R. E.; BARBER, S. D. Early knee motion after open and arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. **American Journal Sports Medicine**, v. 15, n. 2, p. 149-159, 1987.
- NOYES, F. R.; BARBER, S.D.; MANGINE, R. E. Bone-patellar ligament bone and fascia lata allografts for reconstruction of the anterior cruciate ligament. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 72-A, n. 8, p. 294-302, 1990.
- NOYES, F. R.; MANGINE, R. E.; BARBER, S. D. The early treatment of motion complication after reconstruction of the anterior cruciate ligament. **Clinical Orthopaedics**, n. 277, p. 217-28, APR. 1992.
- O'DRISCOLL, S. W.; KUMAR, A.; SALTER, R. B. The effect of continuous passive motion on the clearance of a hemarthrosis from a synovial joint. **Clinical Orthopaedics**. v. 176-A, p. 305-311, 1983.
- O'DRISCOLL, S. W.; SALTER, R. B.: 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. **Clinical Orthopaedics**, v. 208, p. 131-140, JULY 1986.
- O'DRISCOLL, S. W.; KEELEY, F. W.; SALTER, R, B. 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. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 68-A n. 7, p. 1017-1034, 1986.
- PERKINS, G. Rest and movement. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 35, n. 4, p. 521-539, 1953.

PLOSKI, M. R.; HELFST, R. H.; SHILBOURNE, K. D. Rehab after ACL reconstruction comparing two protocols. **Rehab Management**, p. 39-63, AUG./SEP. 1990.

PROSSER, R. The value of CPM in hand therapy. **Proceedings** of the 10th World Congress of Physical Therapy, Sidney, Australia. MAY 1987.

PROVENZA, F. **Projetista de máquinas**. Escola Pró tec, São Paulo, 1986. 435 p.

ROTHENBERG, J. R. Innovation in treating anterior cruciate ligament deficiency. **Orthopaedics Nursing**, v. 10, n. 2, p. 17-25, 1991.

SALTER, R. B.; FIEL D, P. The effects on continuous compression on living articular cartilage. An experimental investigation. **Journal Bone Joint Surgery**, v.42-A, n. 1, p. 31-49, 1960.

SALTER, R. B.; OGILVIE-HARRIS, D. J. The healing of intra-articular fractures with continuous passive motion. In COOPER R. (ed): **AAOS Instrunctional Courses Lectures**, St.Louis, CV Mosby, 1979, p. 102-117.

SALTER, R. B.; SIMMONDS, D. F.; MALCOLM, B. W. The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage. **Journal Bone and Joint Surgery**, v. 62-A, n. 8, p. 1232-1250, 1980.

SALTER, R. B.; BELL, R. S.; KEELEY, F. W. The protective effect of continuous passive motion on living articular cartilage in acute septic arthritis: An experimental investigation in rabbit. **Clinical Orthopaedics**, v. 159, p. 223-47, SEP. 1981.

SALTER, R. B. Regeneration of articular cartilage through continuous passive motion; past, present and future. In: STRAUB R., WILSON P. D. **Clinical Trends in Orthopaedics**. New York, Thieme-Stratton, 1982.

SALTER, R. B.; MINSTER, R. R. The effect of continuous passive motion on a semitendinosus tenodesis in the rabbit knee (abstract). **Orthopaedics Trans.** v. 6, p. 292, 1982.

SALTER, R. B.; HAMILTON, H. W.; WEDGE, J. H.; TILE, M.; TORODE, I. P.; O'DRISCOLL, S. W.; MURNAGHAN, J. J.; SARINGER, J. H. Clinical application of basic research on continuous passive motion for disorders and injuries of synovial joints: A preliminary report of a feasibility study. **Clinical Orthopaedics**, v. 1, n. 3, p.325-342, 1984.

SALTER, R. B. History of rest and motion and the scientific basis for early continuous passive motion. **Hand Clinics**, v. 12, n.1, p. 1-11, FEB. 1996.

SAMPSON, S. P.; BADALAMENTE, M. A.; HURST, L. C.. The use of a passive motion machine in the postoperative rehabilitation of Dupuytren's disease. **Journal Hand Surgery**, v. 17-A, n. 2, p. 333-338, 1992.

SARMIENTO, A.; LATTA, L. L.. **Closed functional treatment of fractures**. Berlin, Springer-Verlag, 1981.

SAUNDERS, S. R. Physical therapy management of hand fractures. **Physical Therapy**, v. 69, p. 75-84, 1989.

SOUZA, J. P. M.; MACHADO, F. F.; SESSO, A.; VALERI, V. Imobilização articular experimental em cobaias, efeito sobre a junta do joelho. **Revista Associação Médica do Brasil**, v. 10, n. 7, p. 159-175, 1964.

- STIENSTRA, J. J. Continuous passive motion. A podiatric overview. **Journal Foot Surgery**, v. 26, n.1, p. 41-45, 1987.
- THERA-KINETICS INC.. **Jace H 440 hand CPM** (catálogo), New Jersey, Jace Systems, Inc., 1993.
- TIPTON, C. M.; MATTHES, R. D.; MAYNARD, J. A.; CAREY, R. A. The influence of physical activity on ligaments and tendons. **Medical Science Sports**, v. 7, n.3, p. 165-175, 1975.
- VAN ROYEN, B. J.; O'DRISCOLL, S. W.; WOUTER, J. A. D. A comparison of the effects of immobilization and continuous passive motion on surgical wound healing in mature rabbits. **Plastic Reconstruction Surgery**, v. 78, n. 3, p. 360-366, 1986.
- VANDER SCHILDEN, J. L. Improvements in rehabilitation of the postmeniscectomized or meniscal repaired patient. **Clinical Orthopaedics**, n. 252, p. 73-79, MAR. 1990.
- WOO, S. L. Y.; AMIEL, D.; AKESON, W. H. The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization. **Journal Bone Joint Surgery**, v. 69, n. 8, p. 1200-1211, 1987.

Summary

The rehabilitation technique called Continuous Passive Motion (CPM) is an excellent mean to diminish pain, prevent adhesion formation and reduce oedema around joints and other limb segments and skeletal tissues, during the healing process that follows injuries and operative procedures. It presents a great potential for application in the postoperative rehabilitation of the hand. It was purpose of the present investigation to develop a portable CPM device for use in the hand, based on other countries pre-existing models, but employing national and low cost technology. The device was developed in phases, according to the systems devised, as follows: 1) motion system, which consists of an electric engine, gear box and motion arm; 2) forearm fixation system, which consists of two plastic splints, for the right and left hands, respectively; 3) finger fixation system, which consists of a bent attachment rod and different parts for fixation onto the tip of the fingers; 4) electrical supply and control system, which consists of a re-chargeable battery, an on/off switch and a speed control knob. The device was devised to carry out either *en bloc* flexion and extension of the fingers or separate flexion and extension of metacarpophalangeal and proximal and distal interphalangeal joints of individual or all fingers together. The materials used to build the device were: an electric micro-engine provided with a built-in reduction gear, capable to deliver a complete cycle at the output axle at 55-second intervals; brass blocks and plaques to make the gears and housing box, respectively; low temperature thermoplastic materials for the splints; acrylic plaques to make the engine, battery and controls housing parts; and two 6 V cellular telephone batteries. All were brazilian-made materials with exception of the batteries. Once developed the device was tested on both right and left hands of 15 normal adults and it was observed that it is able to completely extend the three joints of each finger, although flexion is limited in the last degrees, particularly at the distal interphalangeal joint, despite any adjustment carried out. The device was also tested in a patient of staged flexor apparatus reconstruction, from the third postoperative day onward, on a daily 8-hour regimen, for ten consecutive days. No pain or discomfort was reported by the patient, who

otherwise presented little oedema and normal healing of the wounds, devoid of complications. The performance of the device was satisfactory on both normal and operated on hands, the only complaint being the excessive weight (1270 g). The author concluded that the mechanic characteristics of the device permit its use in hand rehabilitation, following injuries and operations, and that the development of a CPM device for hand rehabilitation with national and low cost technology is viable.