

DISPOSITIVO PARA A REABILITAÇÃO DO SISTEMA ARTICULAR SUPERIOR: ESTUDO E CONCEPÇÃO DE UMA SOLUÇÃO

Tiago Marques

João Lacerda

Eurico Seabra

Luís F. Silva

Gustavo Ariel

*Mechanical Engineering Department, Engineering School, University of Minho, 4800-058
Guimarães, Portugal*

Abstract

One of the most common disabilities, observed in stroke patients, is limb hemiparesis, which is the weakness of the limb contralateral to the damaged hemisphere of the brain. Another problem inherent to this pathology is the appearance of shoulder pain that can negatively affect the rehabilitation process, due to the pain that the patient may feel during rehabilitation, reducing the movement and range autonomy of the articulate upper limbs function.

This paper presents the study, design and development of an universal, lightweight, compact, versatile, strong, compact, modular and low-cost device (with 4 degrees of freedom). This device enables the improvement of the stroke patient's posture, promoting an active and therapeutic positioning of the entire upper member. This device can also be attached to wheelchairs, sofa arms, beds, etc., and it can follow the patient to all places he moves in the hospital.

It is currently being tested in several hospitals, and patients have accepted this device as a good rehabilitation apparatus (in terms of ergonomics and comfort), as well as the health professionals, providing a greater range of movements, and a correct positioning of the patient's shoulder during all day.

Keywords: Articulate upper limbs function; Stroke; Rehabilitation; Design of rehabilitation devices;

Resumo

Uma das incapacidades mais comumente verificadas nos doentes vítimas de Acidente Vascular Cerebral (AVC) trata-se da hemiparésia contralateral ao local onde ocorreu a lesão cerebral. Outra complicação desta patologia é o aparecimento do ombro doloroso, afectando negativamente o processo de reabilitação, tornando-se um processo mais doloroso e diminuindo a amplitude e variedade de movimentos de toda a articulação superior.

O presente trabalho apresenta o estudo, a concepção e o desenvolvimento de um dispositivo universal, leve, fiável, robusto, compacto, modular e de baixo custo (com 4 graus de liberdade). Este dispositivo permite assim corrigir a postura do doente vítima de AVC, promovendo um posicionamento terapêutico e activo do ombro. O dispositivo pode ser acoplado em cadeiras de rodas, em sofás em cadeirões, em camas, etc., acompanhando o doente em todos os locais em que este se movimenta, dentro da Unidade Hospitalar.

Este dispositivo está a ser testado em várias unidades hospitalares, tendo revelado uma grande aceitação por parte dos doentes (em termos de ergonomia e conforto), e por parte dos profissionais (aumento da variedade/qualidade e amplitude de movimentos e melhor posicionamento do membro durante todo o dia).

Palavras-chave: Sistema articular superior; AVC; Reabilitação; Projecto Biomédico

1. Introdução

Actualmente, o Acidente Vascular Cerebral (AVC) é considerado como a terceira maior causa de morte a nível Mundial, sendo igualmente a patologia que se apresenta como a maior responsável em termos do aparecimento de incapacidades/limitações motoras no sistema musculo-esquelético saudável. Assim esta patologia requer um processo de reabilitação mais exigente, demorado, complexo, sensível, exigente e rigoroso. As restrições ao nível motor e funcional, afectam cerca de 80% dos doentes vítimas de AVC, e estas são provocadas por lesão hemorrágica ou isquémica no córtex motor, pré motor, nos feixes motores ou vias associadas ao encéfalo ou cerebelo (Coupar et al., 2009).

O risco de ocorrer um AVC aumenta drasticamente com a progressão da idade, podendo duplicar a cada década a partir dos 55 anos de idade. Uma vez que a esperança média de vida continua a aumentar (prevê-se que globalmente em 2012 cerca de 9,3% da população terá mais do que 65 anos), é expectável que a incidência do AVC vá aumentar, de forma directamente proporcional ao envelhecimento da população, acarretando custos directos e indirectos estimados de 56,8 biliões de dólares, por ano, só nos Estados Unidos da América (Alaca et al., 2011; Conroy et al., 2005). Com o aumento assolador desta patologia, novas/os e inovadoras/es metodologias/equipamentos são indispensáveis de forma a se alcançar a excelência em termos de serviços de reabilitação, melhorando os resultados em termos de ganho de funcionalidade do membro e consequentemente da qualidade de vida, destes doentes. Desta forma e dado que 12% da riqueza nacional é consumida pelos Cuidados de Saúde em Portugal, a eficiência dos recursos de saúde prestados no tratamento das limitações motoras (presentes em cerca de 70%-85% dos pacientes com antecedentes de AVC (Dobkin, 2004)) provocadas pelo acidente vascular cerebral tem que irreversivelmente aumentar, sendo este parâmetro considerado uma prioridade no combate à patologia de AVC. Neste desafio, os autores acreditam que a Engenharia Biomédica, tem mais do que nunca uma missão preponderante, no desenvolvimento de novas soluções médicas que visem colmatar lacunas actualmente existentes no processo de reabilitação (um estudo de Bernhardt, Kwakkel e Langhorne, 2011), concluiu que a plena recuperação das funções do membro superior apenas são alcançadas em menos de 15% dos indivíduos com sequelas de AVC).

As manifestações clínicas subjacentes a esta condição incluem amplas alterações ao nível das funções motoras, sensitivas, cognitivas, perceptivas e de expressão (linguagem), embora o quadro neurológico destas sequelas possa variar muito (grande variabilidade clínica em função da localização e da extensão. A ocorrência de uma interrupção por bloqueio ou hemorragia na rede de fornecimento de sangue do cérebro, leva a um défice em termos de nutrientes, glicose e oxigénio, provocando a morte das células cerebrais, estimando-se que a cada minuto que decorra, cerca de 2 milhões de células são destruídas. O objectivo deste trabalho passou pelo desenvolvimento de um equipamento de correcção postural (compensação gravítica e posição anti-espástica), através da colaboração com o Hospital de Referência em termos de Reabilitação Motora – Hospital da Prelada do Porto.

Assim, este projecto evoluiu para o desenvolvimento de uma ortótese (com quatro graus de liberdade), para ser facilmente integrada em qualquer modelo de cadeira de rodas, com o objectivo de corrigir a postura do doente enquanto este não se encontra numa sessão de

reabilitação, conferindo-lhe um padrão posicional inverso ao induzido pela patologia, realizando a prevenção algica do ombro doloroso (junta articular do ombro) e combatendo a espasticidade do membro

Num cenário normal, os músculos necessitam de ter um tónus (ou tensão) suficiente para permitir mover o corpo ou manter a sua posição contra a gravidade (compensação). Ao mesmo tempo deve ser possível relaxar os músculos para proporcionar o seu normal descanso, permitindo movimentos controlados, com flexibilidade, fluidez e destreza. Desta forma, a hipertonicidade que surge em consequência do AVC leva a posturas de flexão distónicas da mão (pronação), rotação interna do cotovelo e braço pendente. A reabilitação imediata e uma boa gestão de plano terapêutico, por parte do fisiatra pode prevenir posturas distónicas, sendo que a utilização de uma ajuda técnica (ortótese) ajustada às necessidades individuais do doente, juntamente com um plano de reabilitação intensivo, contribuir para o controlo imediato da espasticidade e sua redução.

Um outro problema paralelo à manifestação da espasticidade é o aparecimento de uma subluxação causada pela inflamação da cavidade articular, numa primeira fase da reabilitação. A dor mais comum num estado pós AVC revela-se então ao nível do ombro, sendo que esta é normalmente designada por “ombro doloroso”. O “ombro doloroso”, tem uma incidência estimada de cerca de 70% (em vítimas de AVC) e afecta o lado hemiparético (lado paralisado), sendo que as principais causas que podem conduzir a este quadro são a perda de suporte mecânico para o ombro devido à paralisia do sistema muscular, a inflamação da junta articular, a contractura de tecidos moles e lesões em nervos adjacentes. Desta forma a ortótese por nós desenvolvida teria que evitar o aparecimento prematuro da subluxação do ombro, prevenindo as forças de tracção, repondo a interface mecânica entre a cabeça do húmero e a fossa glenoide (Acar e Karatas, 2010).

2. Enquadramento do Problema e Solução Proposta

O presente projecto teve a sua génese na atenta observação e na avaliação criteriosa de todas as etapas do processo de reabilitação de doentes que sofreram um AVC, uma vez que somente compreendendo e dominando as reais necessidades da patologia e o potencial de reabilitação existente no doente, é possível projectar e conceber dispositivos que sejam integralmente adequados à tarefa clínica que devem exercer.

Durante o período de observação, constatou-se que a grande maioria destes doentes evidenciavam uma posição de membro superior muito característica (ombro em retracção, depressão e rotação interna; antebraço em pronação e flexão; dedos em flexão e adução) e que grande parte do processo de reabilitação consistia em contrariar e inverter esse padrão, através de um processo de reabilitação que incluía os seguintes procedimentos:

Mobilização das articulações de todo o membro superior (ombro, cotovelo, punho e dedos da mão); Movimentos de rotação externa do ombro; Extensão do cotovelo; Estiramentos em supinação do punho; Estiramentos em rotação externa do ombro; Estiramentos em extensão dos dedos e em extensão do punho; Treino de destreza, estimulação dos movimentos finos e funcionais, com objectivo de treino e fortalecimento muscular.

O trabalho realizado pela a equipa de Fisioterapia e de Medicina Física liderada pelo Doutor Ruben Almeida), conseguia sessão após sessão extrair o máximo do potencial de reabilitação de cada doente. Este processo de reabilitação era personalizado e direccionado para as necessidades individuais de cada doente), durante as 2 - 4 horas de treino diário. Porém, terminado esse período, os doentes regressavam à Unidade de Internamento (no caso dos doentes hospitalizados na Instituição) ou ao seu domicílio (no caso dos doentes em ambulatório) e durante as restantes horas do dia, não existia qualquer controlo posicional do membro superior, tornando-se recorrente o regresso à posição de conforto

destes doentes (padrão espástico), aumentando a rigidez do membro e por vezes anulando todos os progressos até então alcançados. Para além do padrão espástico, a falta de um adequado suporte gravítico do membro, o igualmente o aparecimento de casos de subluxação do ombro, uma vez que as “slings” de ombro, apresentam inúmeras limitações, entre outras a inadequada posição conferida ao membro.

Perante estes dados iniciais, a nossa equipa de projecto verificou que era indispensável oferecer a estes doentes um correcto controlo postural durante o período do tempo em que estes não se encontrarem em trabalho de reabilitação. Este controlo postural deveria mimetizar de uma forma muito próxima, os movimentos efectuados durante a terapia convencional com fisioterapeuta, e como tal oferecer o máximo de graus de liberdade e de regulação, facilitando assim, a mudança entre as várias posições de exercício ao longo do dia

O objectivo essencial do projecto, centrou-se no desenvolvimento de uma ortótese, para correcção postural, que verificasse as seguintes características:

- Universalidade (adequação a doentes com diferentes dimensões e volumes de braço e índice de massa corporal; hemiparésia direita ou esquerda, etc);
- Sistema de desenganche rápido e fácil da componente de cotovelo à componente de antebraço, de forma a proporcionar a confortável extensão do membro;
- Que permita o movimento de supinação (para doentes com hemiparésia direita ou esquerda) do punho, até um máximo de 45°;
- Que ofereça o correcto apoio ao nível do ombro – impedindo o aparecimento da patologia de ombro doloroso – uma ortótese que permita a regulação dinâmica em altura até 55 mm;
- Que permita um correcto encaixe para o cotovelo (em termos de concavidade), de forma a evitar uma saída inadvertida, da posição desejada;
- Que possua um fecho (do tipo “velcro”) para permitir a fixação a fixação do braço do paciente na posição desejada;
- Confortável, desinfectável (os materiais utilizados teriam que ser quimicamente resistentes, dada a necessidade de desinfecção frequente ao longo do dia, com álcool isopropílico a 70%), fiável e mecanicamente resistente/robusto;
- Leve e facilmente transportável;
- Que permita um alongamento máximo ao nível da amplitude de comprimento do antebraço de 105 mm;
- Possibilidade de regulação da rotação externa do ombro – com mecanismo de fixação rápida da posição desejada;
- Que permita a flexão e extensão do braço até 45° de inclinação – com mecanismo de fixação rápida da posição desejada;
- Extremamente versátil, podendo ser utilizado por qualquer doente e colocado em qualquer modelo de cadeira de rodas e/ou em camas hospitalares;
- Intuitiva e facilmente regulável por parte da equipa clínica ou pelo próprio paciente – garantindo uma rápida operação – regulação total através de manípulos de aperto rápido;
- Com material de contacto com o corpo em poliuretano (PU) ortopédico anti-escaras, oferecendo também zonas de contacto de baixa pressão, e;
- Economicamente atractivo (não superando os 200 € de preço de venda ao público).

Todos estes objectivos foram considerados como extremamente aliciantes, dado que a nossa extensiva pesquisa revelou que não havia até ao momento, qualquer dispositivo no mercado que oferecesse todas estas valências/especificações e polivalência de funcionamento, tendo conferido, desde a concepção do seu conceito, um enorme carácter de utilidade e inovação.

O estudo e desenvolvimento do protótipo não só teve a si associada uma forte componente associada à Engenharia, relativamente a desenho técnico, dimensionamento, análise tribológica, estudo dos materiais a utilizar, cinética do movimento, testes de fadiga aos protótipos, maquinação convencional e de CNC, injeção (através de processo de RIM – Reaction Injection Molding, para injeção de Poliuretano – mistura de MDI + Polioli), projecto de moldes, acabamento superficial dos elementos metálicos, prototipagem rápida, estudo e análise de custos, mas também uma crucial vertente de teste clínico, dada a necessidade de translação teórica do nosso projecto, de forma a produzir prova clínica.

3. Construção do primeiro protótipo

Uma vez que este dispositivo deveria ser usado, fundamentalmente em meio Hospitalar, e devido à grande variabilidade de possíveis dimensões para o membro superior dos doentes (juntas articulares), e de modelos de cadeiras de rodas existentes, rapidamente se verificou que seria essencial o estudo antropométrico do membro superior (dimensões, massa e localização do centro de gravidade de cada segmento).

Num cenário limite (para o caso de um homem no percentil 95 - com excesso de peso), a massa inerente a cada componente do braço estaria dividida da seguinte forma (Borges et al., 2099): braço – 2500 g; antebraço – 1720 g; mão – 610 g. Face a estes valores, e para satisfazer questões de segurança, foi decidido que o dispositivo teria que suportar um braço com 8000 g de massa e com um ponto de aplicação da resultante de forças na rótula da ortótese, presente na zona de cotovelo.

Relativamente ao estudo antropométrico do membro superior, foi realizada uma avaliação em ambiente hospitalar, com uma população alvo de 109 indivíduos (48 indivíduos do sexo masculino e 61 do sexo feminino). Foram efectuadas 7 medidas para cada indivíduo. As medidas recolhidas (valores mínimos, máximos e média obtida, para cada grupo de indivíduos), bem como o 'setup' de medição encontra-se ilustrado na figura 1. Uma vez que este estudo está directamente relacionado com especificações ergonómicas e as dimensões limites do membro superior dos utilizadores, os valores que realmente serão necessários para este dispositivo são as dimensões máximas para o homem e as dimensões mínimas para a mulher (ver tabela 1). Esta condição de limite (superior e inferior) foi transposta para uma simulação em SOLIDWORKS®, onde foram construídos dois braços com as dimensões obtidas, tendo sido modelados à ortótese que previamente tinha sido desenhada (ver figura 2).

Figura 1: Estudo antropométrico numa população alvo de 109 indivíduos com 'setup' e legenda das medições

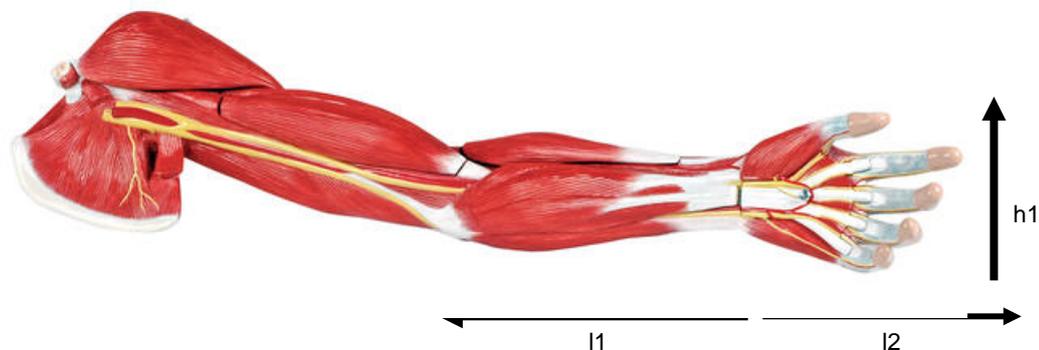
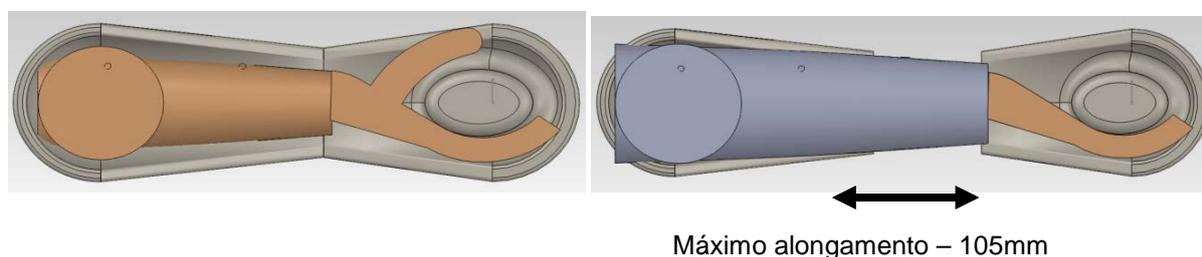


Tabela 1: Valores antropométricos do membro superior obtidos para o sexo feminino (limite inferior) e para o sexo masculino (limite superior)

	Cumprimento I1	Cumprimento I2	Perímetro P1	Perímetro P2	Perímetro P3	e1 (espessura da mão)	h1 (altura da mão)
Máximos (Homem)	310 mm	195 mm	330 mm	290 mm	220 mm	45 mm	100 mm
Mínimos (Mulher)	205 mm	125 mm	205 mm	165 mm	130 mm	20 mm	65 mm

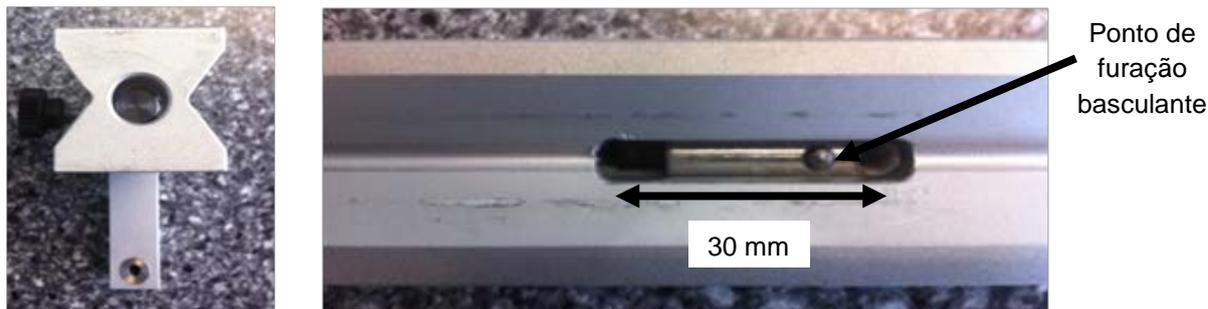
Figura 2: a) Simulação em SOLIDWORKS® das condições de funcionamento da ortótese proposta com medidas no limite inferior - sem extensão no plano transversal; b) Simulação em SOLIDWORKS® das condições de funcionamento da ortótese proposta com medidas no limite superior – alongamento longitudinal máximo.



Encontrada a solução geométrica que respondia ao critério de universalidade, em termos de dimensões do membro do seu utilizador, restava ainda obter uma solução técnica que permitisse que a ortótese pudesse ser aplicada em qualquer modelo de cadeira de rodas. Foi efectuado o levantamento de todas as variáveis que poderiam influenciar o processo de amarração da ortótese a uma cadeira de rodas e procedeu-se a uma avaliação minuciosa da posição e das dimensões da furação do encaixe. Desta análise concluiu-se que, normalmente, a estrutura de suporte é constituída por um tubo em liga de alumínio, com 20mm de diâmetro externo e 17mm de diâmetro interno. Para a fixação do apoio de braço da cadeira à estrutura tubular, os fabricantes utilizam um parafuso M5. Em todas estas observações, a geometria/dimensão do tubo e a sua furação mantiveram-se “mais ou menos” constantes. No entanto, a distância entre duas furações consecutivas variava consoante o modelo de cadeira de rodas (dimensões entre 101,5 mm e 132 mm). A figura 3 ilustra a solução encontrada para resolver este inconveniente, tendo sido colocado, na peça de suporte central, um pequeno veio deslizante (de 10 mm de diâmetro) com batente, e com um furo passante M5, o qual se movimenta solidário com a peça de suporte, permitindo assim uma regulação longitudinal de 30 mm. Foram ainda introduzidos dois manípulos redondos Ø21 M5x16, de forma a prender a ortótese à estrutura tubular da cadeira de rodas.

O passo seguinte baseou-se na construção de um protótipo à escala real. Foi construído uma ortótese em madeira, constituído por 3 peças (ver figura 4), o qual foi completamente revestido por uma ‘napa’ e preenchido por uma película de espuma. Relativamente ao sistema de regulação de posições, o mesmo foi projectado de forma a garantir uma boa facilidade de utilização, onde a selecção de uma posição (alongamento e supinação) é efectuada por um sistema de fixação com um pino, no caso da flexão do braço, e por um disco rotativo com aperto por pressão (rotação externa do ombro). Este mecanismo foi construído em alumínio (com uma massa total de 300 g) e a sua representação virtual 3D está presente na figura 5. Após a sua utilização intensiva nos testes clínicos efectuados, verificou-se que seria possível melhorar este mecanismo, o qual foi totalmente alterado durante a execução das fases posteriores de desenvolvimento do protótipo final.

Figura 3: Solução através da colocação de um veio solidário com a peça de suporte central, permitindo uma gama de regulações de 30 mm



O passo seguinte baseou-se na construção de um protótipo à escala real. Foi construído uma ortótese em madeira, constituído por 3 peças (ver figura 4), o qual foi completamente revestido por uma 'napa' e preenchido por uma película de espuma. Relativamente ao sistema de regulação de posições, o mesmo foi projectado de forma a garantir uma boa facilidade de utilização, onde a selecção de uma posição (alongamento e supinação) é efectuada por um sistema de fixação com um pino, no caso da flexão do braço, e por um disco rotativo com aperto por pressão (rotação externa do ombro). Este mecanismo foi construído em alumínio (com uma massa total de 300 g) e a sua representação virtual 3D está presente na figura 5. Após a sua utilização intensiva nos testes clínicos efectuados, verificou-se que seria possível melhorar este mecanismo, o qual foi totalmente alterado durante a execução das fases posteriores de desenvolvimento do protótipo final.

Figura 4: Protótipo em madeira da ortótese



Figura 5: Sistema de calhas do protótipo 1



4. Testes em vertente Hospitalar – ‘feedback’ dos Profissionais de Saúde e dos Doentes

Terminada a construção do primeiro protótipo, chegou-se à fase de testes do dispositivo em ambiente clínico, na tentativa de se verificar, por um lado, a sua fiabilidade e, por outro, o seu potencial terapêutico.

Uma das principais preocupações que rodeou todo o processo de desenvolvimento deste protótipo prendia-se com questões de universalidade, fiabilidade, conforto, fácil articulação e evidencia clínica de diminuição da espasticidade e profilaxia do ombro doloroso. Apesar deste primeiro protótipo ter sido construído em madeira, o revestimento em material esponjoso conferiu-lhe uma superfície de contacto com o corpo bastante agradável. No entanto e durante a primeira fase de desenvolvimento não foi dada particular relevância ao

contacto com a superfície do protótipo pois as questões de ergonomia e de conforto, apenas seriam verdadeiramente verificadas aquando do desenvolvimento do modelo definitivo, em espuma de poliuretano (PU). Pelo questionário efectuado aos doentes que testaram a ortótese entretanto desenvolvida, todos referiram que o dispositivo apresentava um óptimo comportamento ao toque (considerando-o suave e regular) e que o braço assentava confortavelmente à sua superfície, num padrão totalmente anti-espástico.

Relativamente às dimensões da ortótese, foi possível comprovar o estudo antropométrico efectuado, pois a ortótese projectada estava totalmente adequada a uma vasta gama de dimensões de braços, sendo que nenhum paciente sentiu dificuldades na utilização da mesma, não havendo assim a registar de desconforto devido ao mau dimensionamento da ajuda técnica.

A colocação do sólido responsável pela abdução permanente dos dedos situado a 80mm do início da estrutura de componente da mão e a 35 mm lado a lado, da curvatura externa da mesma componente, garantiram que as várias mãos dos doentes que ensaiaram o equipamento ficavam em posição anti-espástica, evitando assim o típico padrão típico da “mão em garra” (ver figura 6).

Figura 6: Ensaio clínico numa paciente vítima de AVC – posição anti espástica totalmente alcançada através do equipamento projectado



O sistema de calhas, como referido, revelou-se algo ineficaz e desajustado ao nível do seu funcionamento e robustez mecânica, bem como ao nível da facilidade de utilização. Os principais problemas identificados, foram os seguintes:

- O sistema de aperto era muito confuso e somente poderia ser efectuado com ferramentas específicas;
- O disco rotativo, necessário para promover a rotação externa do ombro, apresentou um desgaste bastante pronunciado, o qual impedia o correcto funcionamento da ortótese;
- Este sistema (de disco rotativo) também não apresentava um mecanismo de fixação eficaz, não apresentando, inclusivamente, um mecanismo de travão/batente, para se evitarem deslocamentos bruscos e abruptos;
- A posição vertical do ombro não podia ser regulada, de doente para doente, funcionando sempre a uma altura (fixa) de 40 mm, não oferecendo assim o melhor suporte (ou compensação da acção gravítica) a todos os doentes;
- O sistema de encaixe na cadeira de rodas tinha muitas folgas, e como a peça de suporte era em chapa, a área de contacto era bastante reduzida, levando inclusive ao aparecimento de forças de esmagamento no perfil tubular da estrutura da cadeira de rodas;

- O sistema de desencaixe da componente de cotovelo, à componente de antebraço, trouxe também problemas, pois quando se promovia a remoção da componente de cotovelo, o veio central ficava sempre visível. Este facto era um potencial foco de ferimentos, dado que se tratava de uma superfície metálica com arestas pronunciadas e potencialmente cortantes, e, ao mesmo tempo, era um sistema pouco atractivo (sendo que a estética do dispositivo era uma característica valorizada pelos doentes);
- O sistema de deslizamento por calhas (com encaixe do tipo ‘macho-fêmea’) verificou-se estar mal projectado, uma vez que os apertos consecutivos desgastaram, rapidamente, a fêmea de aperto, levando assim ao aparecimento de uma folga acentuada entre os dois elementos. Este facto anulou, por completo, a possibilidade do seu aperto por pressão. Para além da falta de eficácia e de comodidade em termos funcionais, este desenvolvimento exigia o projecto de um sistema para uma utilização clínica, e que prevenisse qualquer tipo de movimentos “bruscos” e uma qualquer utilização negligente deste dispositivo por parte dos doentes.

Identificadas as limitações do dispositivo inicialmente concebido e projectado, a equipa e o projecto tratou de o redesenhar e otimizar.

5. Redesenho do equipamento e optimização do protótipo

Iniciada a fase de Reengenharia, facilmente se constatou que o desenvolvimento da peça em PU, e que garantia uma ampla possibilidade de utilização, com conforto, e em termos ergonómicos garantindo uma posição anti-espástica ao paciente, foi claramente um aspecto positivo do projecto efectuado, uma vez que as dimensões estavam inteiramente adaptadas a todo o universo de possíveis utilizadores. Outro ponto positivo prendeu-se com a estrutura central (“pino”) de cariz profiláctico, para a “mão em garra”, uma vez que a abertura da mão foi possível em todos os doentes que experimentaram a ortótese.

O primeiro passo neste desenvolvimento consistiu em redesenhar o sistema mecânico de regulação das posições, com os inconvenientes apontados anteriormente. Foram considerados três materiais para este sistema: uma liga de alumínio (EN-AW 5083), aço inox (AISI 304) e casquilhos poliméricos autolubrificantes (da Iigus). Estes foram escolhidos de forma a obter pares cinemáticos compatíveis (redução do atrito e fricção entre superfícies, aumentando o tempo de vida dos componentes).

Inicialmente o peso de todo o dispositivo foi considerado um parâmetro importante; no entanto, e depois dos testes clínicos e das conclusões retiradas, verificou-se que seria a *robustez* do dispositivo o parâmetro mais importante a tratar.

Foi adoptada também uma nova estrutura pilar, sendo que esta apresentava uma superfície de contacto para amarração ao longo do raio do tubo, oferecendo assim uma maior estabilidade na sua inserção e, ao mesmo tempo, uma menor oscilação de todo o conjunto. O corte em “V” simétrico e a facilidade com que a rótula pode ser invertida (em relação ao plano de topo), constitui um método fácil, cómodo e rápido para a inversão do equipamento do lado direito da cadeira de rodas para o lado esquerdo.

Superados estes problemas, e alcançada a universalidade em termos de acoplagem do equipamento a qualquer modelo de cadeira de rodas (ver secção: *Construção do primeiro protótipo*), os passos seguintes recaíram nos sistemas de fixação das posições terapêuticas/correctivas (postura), para o membro a reabilitar. Foram adoptados manípulos de aperto rápido (utilização de 6 manípulos por ortótese), para todos os sistemas de regulação. Os três sistemas de manípulos podem ser observados na figura 7. Para a remoção da componente de cotovelo, foi igualmente introduzido um manípulo (M5x20) para

aumentar a facilidade e a simplicidade do processo de colocação do braço em posição de flexão.

A utilização de um veio de aço (com um diâmetro externo de 16 mm), ao longo de toda a ortótese, e a colocação de um componente mecânico que permite um movimento deslizante solidário com o veio e com aperto de pressão (componente 8 da figura 8; sistema que contém o manípulo mais inferior na figura 7), permite efectuar a regulação longitudinal ao nível do comprimento do antebraço e, ao mesmo tempo, permite uma regulação fácil e eficaz do grau de supinação desejado no processo de reabilitação.

Figura 7: Assembly dos componentes do protótipo 2

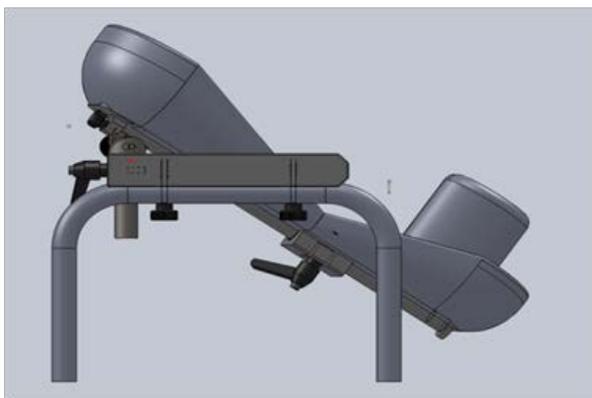


Figura 8: Componente 8 (seta)



Os problemas tribológicos assinalados no protótipo anterior foram totalmente corrigidos através de um estudo mais criterioso dos pares cinemáticos em jogo. Assim, todos os elementos que possuem movimento e que contactam com uma outra superfície, são constituídos por diferentes materiais (alternando entre alumínio e o aço inox). Uma vez que o componente 8 (sistema moente/anel móvel) desliza num veio de aço, e de forma a se reduzir o desgaste induzido pelo contacto entre estes dois elementos, foi necessária a colocação de dois casquilhos poliméricos da marca Igus (modelo Sleeve Bearing JSM-1620-16), os quais apresentam ainda uma boa resistência química (característica fundamental uma vez que será usada, frequentemente, uma solução alcoólica para a limpeza/desinfecção do dispositivo de reabilitação).

Aquando da construção deste segundo protótipo verificou-se apenas um outro problema: a movimentação (em termos de inclinação para permitir a flexão) da rótula em relação à sua contra superfície de amarração, após algumas utilizações do dispositivo, e dado que as superfícies apresentavam uma pequena área de contacto (aproximadamente 220 mm²) e se encontravam excessivamente polidas, começou a verificar-se algum deslizamento não desejado do dispositivo, podendo ficar o braço numa posição de 'flexão total', o qual poderia originar/provocar uma outra lesão ao paciente. Este inconveniente foi contornado com o recartilhamento das faces em contacto e com a colocação de uma anilha de pressão, permitindo deste modo, aumentar o atrito entre as superfícies.

Procedeu-se seguidamente à montagem de todos os componentes deste segundo protótipo e realizou-se um conjunto alargado de testes sistemáticos sob as mais diversas condições de funcionamento, as quais incluíram a aplicação de forças de impacto durante e a utilização de grandes forças de aperto para se analisar o comportamento/desempenho do componente responsável pelo alojamento da rótula (ver ainda figura 8).

Em nenhum dos testes efectuados se verificou qualquer tipo de funcionamento anómalo deste segundo protótipo. Estes testes, também eles parcialmente desenvolvidos em ambiente hospitalar, tendo-se verificado que os inconvenientes e limitações em cima

assinalados foram completamente ultrapassados. Será este o protótipo que irá ser colocado em produção em série, tendo já sido produzido um conjunto alargado de documentos técnicos e de memórias descritivas da solução encontrada para a reabilitação do sistema articular superior e dos quais fazem parte uma enorme gama de desenhos técnicos (onde se incluem os de fabricação).

Convém salientar, por último, que todas os componentes foram grenalhados (com micro-esferas, com 100 a 200 μm de diâmetro, em fibra de vidro, projectadas na direcção dos componentes a uma pressão de 4 bar) e posteriormente envernizados (com verniz acrílico para metais). Este carácter estético era um dos requisitos dos utilizadores finais.

De forma a aumentar a área de adesão entre a espuma de PU e as componentes metálicas, aquando da injeção, e de forma a melhorar o comportamento mecânico (rigidez do conjunto perante esforços de tracções, flexão ou torções actuando isoladamente ou de forma combinada, foram projectadas e introduzidas chapas de alumínio ao longo do veio e na peça intitulada como deslizante. Como o pino central (constituído por espuma), poderia apresentar um comportamento demasiado “esponjoso”, foi roscado a essas mesmas chapas um cilindro maciço de aço com 20 mm de diâmetro. Uma vez que, as primeiras estruturas injetadas de poliuretano, se revelaram algo frágil perante impactos em certas zonas, foram projectadas 3 estruturas ‘esqueleto’ para garantirem uma maior robustez e durabilidade do dispositivo (ver figura 9a), a qual é superior a qualquer um dos dispositivos actualmente existentes no mercado.

De forma a se proceder à injeção de PU (temperatura de processamento 35 $^{\circ}\text{C}$ – 65 $^{\circ}\text{C}$, pressão de processamento 2 bar – 7 bar), foi desenvolvido um molde em resina epoxi, carregada com partículas de grafite para conferir uma maior rigidez estrutural ao molde, aquando da injeção. Este processo de injeção exotérmico (tipo RIM), permite-nos realizar a injeção de PU, para um volume total da peça de 1,61 L. Para o desenvolvimento do molde (com dimensões totais de 465 mm x 195 mm x 160 mm), foram maquinadas duas caixas em alumínio, com um volume total de 14,42 L. Posteriormente colocou-se num gabari de suporte o protótipo de madeira construído anteriormente e vazou-se cerca de 10 L de resina epoxi de forma a moldar a geometria da ortótese. O molde produzido apresenta um bom acabamento superficial e é suficientemente robusto para suportar centenas de ciclos de injeção.

Figura 9: a) Desenvolvimento de esqueleto para melhorar resistência mecânica do sistema polímero-metal b) Molde em resina epoxi carregado com partículas de grafite – bucha superior



6. Conclusões

O projecto que aqui se apresenta constituiu um desafio lançado aos autores e resume todo o percurso de concepção, projecto, desenvolvimento e construção de um dispositivo que permite um processo de reabilitação ainda melhor e mais adequado do sistema articular superior, baseado num apoio ergonómico para os membros superiores (direito ou esquerdo), o qual assenta num sistema de calhas que permite o ajuste do dispositivo a diferentes indivíduos.

O primeiro protótipo projectado foi testado em ambiente hospitalar e com doentes vítimas de AVC. Os resultados foram animadores, tanto mais que a existência de um dispositivo deste tipo permitia a continuação da recuperação nas unidades de internamento (hospitais) ou em ambiente ambulatorio (nos domicílios dos doentes), fora dos períodos efectivos de reabilitação. O controlo da postura (ou controlo posicional do membro superior) garantido por este dispositivo permite, por outro lado, a prevenção algica do “ombro doloroso” e o combate à espasticidade do membro.

As limitações e desvantagens indicadas pelos doentes e pelos profissionais de saúde durante os testes efectuados em ambiente hospitalar foram entretanto ultrapassadas, tendo sido desenvolvido um segundo protótipo que irá ser comercializado, dentro de pouco tempo, por uma empresa do tecido industrial português.

7. Referências

Acar M., Karatas G. (2010). The effect of arm sling on balance in patients with hemiplegia. *Gait & Posture*, 32, 641-644.

Alaca R., Balaban B., Tok F., Yasar E., Yavuz F. (2011). Early rehabilitation outcome in patients with middle cerebral artery stroke. *Neuroscience Letters*.

Bernhardt J., Kwakkel G., Langhorne P. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377, 1693-702.

Borges S., Pires C., Ricardo R. (2009). Efeito da Reabilitação na Capacidade Funcional do Doente pós AVC. Pós-Licenciatura em Enfermagem de Reabilitação, Instituto Politécnico de Bragança.

Conroy B., Dejong G., Heaton E., Horn S., Nichols D. (2005). Opening the Black Box of Poststroke Rehabilitation: Stroke Rehabilitation Patients, Processes, and Outcomes. *Arch Phys Med Rehabil*, vol 86.

Coupar F., Langhorne P., & Pollock A. (2009). Motor recovery after Stroke: a systematic review. *Lancet Neurology*, vol 8, 741-54.

Dobkin B. (2004). Strategies for stroke rehabilitation. *The lancet Neurology*, vol 3.

Correspondence (For additional information contact with):

Prof. Eurico Augusto R. Seabra
Mechanical Engineering Department
Engineering School
University of Minho
Campus de Azurém
4800-058 GUIMARÃES (Portugal)
Telefone:+351 253 510220/27
FAX +351 253 516007
E-mail: eseabra@dem.uminho.pt
URL: <http://www.dem.uminho.pt>