

DISPOSITIVO PARA A REABILITAÇÃO DO SISTEMA ARTICULAR SUPERIOR: DO FABRICO AO TESTE EM PACIENTES

Lacerda, J., Marques, T., Seabra, E., Silva, L. F., Ariel, G.

Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho,

4800-058 Guimarães, Portugal

Abstract

This paper presents a static device that was designed to respond to a problem identified in a Portuguese physical rehabilitation hospital for the rehabilitation of the upper limbs function in patients with cerebrovascular problems. Its study, design and construction was carried out at the Department of Mechanical Engineering, at the University of Minho, regarding its future evolution to a (dynamic) robotic device to carry out a better rehabilitation of the upper limbs. The designed and constructed device combines ergonomic support components for the upper limbs, which are placed on a linear guiding system to enable the adjustment of the device to different individuals, and other mechanical components to provide its attachment to wheelchairs, to perform certain postures that will benefit the patient's recovery. The design of this prototype was carried out using the SOLIDWORKS® software and the support components, the attachments and the other linkages needed were machined, as well as the linear guides, to better adapt to the patient's upper limbs for rehabilitation. For the proof of concept, this prototype was tested in a hospital environment, especially in patients suffering from cerebrovascular diseases.

Keywords: *Design of rehabilitation devices; Rehabilitation; Articulate upper limbs function; Hospital tests.*

Resumo

O presente artigo apresenta um dispositivo estático que nasceu de acordo com um problema detetado numa unidade hospitalar Portuguesa de reabilitação física – a reabilitação do sistema articular superior em pacientes de acidentes vasculares cerebrais (AVC). A conceção, o projeto e a sua construção foram realizadas no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, tendo em vista a sua evolução para um dispositivo robotizado (dinâmico) para promover uma melhor reabilitação. O dispositivo estático que foi concebido e construído é composto por componentes de apoio ergonómicos dos membros superiores, que assentam num sistema de calhas e que permitem o ajuste do dispositivo a diferentes indivíduos, bem como a sua instalação em cadeiras de rodas, e a realização de determinadas posturas estáticas que beneficiam a recuperação. A conceção deste primeiro protótipo estático baseou-se numa modelação realizada em SOLIDWORKS® e na maquinaria das calhas e das bases de apoio ergonómicas necessárias, adaptáveis aos membros superiores do indivíduo a reabilitar. Para prova de conceito, o protótipo inicial foi testado em ambiente hospitalar, especialmente em pacientes vítimas de AVC.

Palavras chave: *Projeto de dispositivos de reabilitação; Reabilitação; Sistema articular superior, Testes hospitalares.*

1. Introdução

O acidente vascular cerebral é a terceira principal causa de morte a nível Mundial, e a sua existência advém de um derrame resultante da falta ou restrição de irrigação sanguínea ao cérebro, que pode provocar lesão celular e alterações nas funções neurológicas. As manifestações clínicas subjacentes a esta condição incluem alterações das funções motora, sensitiva, mental, perceptiva e da linguagem, embora o quadro neurológico destas alterações possa variar muito em função do local e extensão exata da lesão. Este tipo de patologia pode revelar-se através de duas situações possíveis, que caracterizam o AVC em dois grandes grupos:

- AVC Isquémico – manifesta-se pela interrupção de fornecimento de sangue através de um bloqueio no vaso sanguíneo;
- AVC Hemorrágico – manifesta-se pela interrupção de fornecimento de sangue através do rebentamento do vaso sanguíneo. Este pode ser primário e secundário.

Aproximadamente 795000 pessoas, nos EUA, sofrem o primeiro ou um novo AVC anualmente, com um custo total de 73,7 biliões de dólares em 2010. Os números indicam que 70-85% de primeiros AVC's resultam em hemiplegia (paralisia de toda uma metade do corpo). Seis meses após o acidente vascular cerebral, apenas 60% das pessoas com hemiparesia (diminuição parcial da força muscular de um lado do corpo), que necessitam de cuidados de reabilitação, atingiram independência funcional nas atividades do dia-a-dia (ADD), tal como percorrer uma pequena distância (Anderson et al, 2003). Nos Estados Unidos da América continua a ser a principal causa para incapacidade a longo prazo - onde alguém sofre um acidente vascular cerebral a cada 40 segundos e uma pessoa morre a cada 4 minutos (em média). Para além disso, o AVC é uma das principais patologias que provoca deficiências funcionais em 45 milhões de habitantes do referido país. Estas, dizem respeito à dificuldade em realizar ADD que envolvem visão, audição e comunicação. Apesar disso, as estatísticas evidenciam que 50%-70% dos sobreviventes de AVC recuperam a independência funcional após 3 meses de cuidados de reabilitação institucionais, o que significa que 15%-30% ficam permanentemente incapacitadas (Ezine, 2011). Em relação à Europa, o AVC é a segunda maior causa de morte (1,24 milhões anualmente), assim como, nos países da União Europeia (508000 anual) sendo a principal causa de incapacidade nos adultos

Os atuais números de AVC estão estritamente relacionados com a transição demográfica, que ocorre tanto em países desenvolvidos como em desenvolvimento. A população mundial com 60 anos de idade, ou superior, era de 488 milhões em 1990, sendo que em 2030 espera-se que esta atinja os 1,363 milhões - aumento de 180%. Analogamente, em 1990, os países desenvolvidos continham cerca de 58% da população idosa, o que se espera que em 2030 atinja os 66,6%.

Dado que a idade é um fator de risco com grande importância para o AVC, o envelhecimento da população mundial traduz-se num número crescente de pessoas em risco de sofrer um acidente vascular cerebral. Entre os membros da UE, por exemplo, a Itália é o país com a maior percentagem de pessoas com idade superior a 65 anos (19,9%) - cerca de 153000 novos casos de AVC são esperados a cada ano na população italiana. Assumindo que as taxas de incidência se mantêm estáveis, é esperado um total de 195000 novos casos por ano até 2020, simplesmente devido ao envelhecimento da população (Oxford Journals, 2011).

2. Levantamento da necessidade

A reabilitação é um processo complexo que ocorre através de uma combinação de processos espontâneos e dependentes de aprendizagem, incluindo a restituição (ganho da

funcionalidade do tecido neural danificado), substituição (reorganização de parte dos caminhos neurais para reaprender funções perdidas) e compensação (melhoria da disparidade entre as capacidades de um paciente com deficiência e as exigências do meio que o envolve (Bernhardt, Kwakkel, Langhorne, 2011).

O modo de operação utilizado nas sessões de reabilitação em pacientes de AVC é de extrema importância para que seja possível alcançar resultados mais positivos e satisfatórios, mas acima de tudo, para que seja possível alcançar resultados com relevância nas ADD desempenhadas pelo doente, o que, conseqüentemente, irá contribuir para a independência do mesmo. Os fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e terapeutas da fala “constroem” capacidades e características, e mudam o ambiente que os envolve para manterem os pacientes “em casa”, com o mínimo de suporte possível no seu modo de vida. Apoio social, psicólogos, remoção de barreiras arquitetônicas para a mobilidade, ortóteses e dispositivos como cadeiras de rodas, andarilhos, etc, continuam a ter um papel deveras importante na ajuda para a adaptação deste tipo de pacientes ao seu novo dia-a-dia.

Abordando o tema do ponto de vista clínico, é possível afirmar que as bases para a aquisição, retenção e transmissão da informação no cérebro saudável não são diferentes das de um paciente de AVC, que tem um grupo menor de vias neurais intactas. A neurobiologia das adaptações neurais induzidas pela reabilitação foi desenvolvida através de experiências em modelos animais e de estudos de neuro-imagem e neurofisiologia em doentes com lesões específicas locais no cérebro. Conclui-se que ganhos iniciais a nível cognitivo e motor, após AVC, ocorrem com a resolução de edemas, fluxos iônicos, processos inflamatórios e oxidativos e de ações neuro-transmissoras afetadas. Para além disso, o tecido residual e os genes como aqueles que são expressos durante o desenvolvimento cerebral servem como um potencial composto para a reorganização que pode ser modelada através de terapias de reabilitação (Bruce, Dobkin, 2004).

3. Definição e fundamentação do problema

Assim, os problemas e necessidades da reabilitação recaem sobre as principais dificuldades existentes atualmente num determinado mercado e para as quais ainda não existem soluções ou, caso existam, são consideradas insuficientes e não-satisfatórias.

No que toca às necessidades da reabilitação do paciente de AVC, propriamente ditas, as principais preocupações prendem-se sobretudo com: prevenção algica (sem dores), redução da espasticidade (distúrbio motor caracterizado pelo aumento do tônus muscular) o mais rapidamente possível e sem perda de funcionalidades, necessidade de um equipamento polivalente, compacto e que a sua utilização não se limite ao ginásio de reabilitação, alta hospitalar com melhores resultados e no mínimo tempo possível e redução do tempo de internamento.

Contudo, uma vez que o presente trabalho aborda a conceção de um dispositivo de reabilitação do membro superior, é importante salientar, para além dos problemas gerais e necessidades da reabilitação de AVC, os problemas e necessidades concretos da reabilitação do membro superior, os quais são: ombro doloroso nos doentes hemiplégicos (dor crónica), espasticidade (que compromete a realização das tarefas diárias e limita a funcionalidade dos membros afetados), dependência do trabalho do fisioterapeuta, a complexidade de reabilitação do membro superior (o braço é o membro mais complexo de reabilitar), degeneração das juntas motoras, a existência de equipamentos rudimentares e obsoletos e equipamentos sofisticados bastante caros e com lacunas em polivalência de movimentos, má postura desenvolvida nas muitas horas passadas no quarto ou na cadeira de rodas e o impacto socioeconómico de um membro não funcional – estado de depressão.

Adjacente a todos os problemas e necessidades apresentados, reside o facto de se verificar dor em todo este processo. Na maioria dos casos, a dor surge espontaneamente e pode aumentar com o tempo em alguns pacientes. A dor pós-AVC envolve maioritariamente os membros (especialmente ombros), dores de cabeça, sendo que em outras zonas do corpo é minoritária, interferindo com a reabilitação física e com o sono, o que vai contribuir para um estado de depressão e fadiga.

A dor mais comum após um AVC revela-se no ombro, sendo normalmente designada por “ombro doloroso”, afetando o lado hemiparético (lado paralisado). As principais causas que conduzem a esta situação são a perda de suporte para o ombro devido à paralisia do músculo, a inflamação da junta articular, a contração de tecidos moles e a lesão dos nervos verificada aquando do acidente vascular. Estudos efetuados (Krakauer, Ghez, Ghilardi, 2005). demonstraram que esta é uma dor que se manifesta em grande parte de doentes de AVC, principalmente por sensibilidade sobre os bíceps, sensibilidade supra-espinhal e um sinal de Neer positivo (teste que se realiza fazendo a pronação do braço e elevando-o em 180º, sendo que qualquer dor que o doente manifeste é um sinal positivo). Nos estudos referidos, 13 dos 25 doentes afetados acusaram os três sintomas descritos, que podem ser superados e prevenidos através de talas de repouso de mão, suportes para o ombro e exercícios diários que promovam a amplitude passiva de movimento (John, 2005).

Quando comparado com o membro inferior, o membro superior é o mais complexo de reabilitar. Este fator deve-se ao facto do braço do paciente de AVC possuir 6 graus de liberdade e efetuar movimentos precisos que exigem grande controlo dos músculos efetores por parte do paciente, para além de não ser tão utilizado como o membro inferior durante o seu dia-a-dia, acabando por cair em “esquecimento”. Por exemplo, o paciente necessita dos dois membros inferiores para se deslocar realizando um esforço diário contínuo sobre a perna afetada, já em relação ao membro superior, este acaba por ser um pouco “esquecido” uma vez que algumas das funções que este desempenha podem ser realizadas apenas com o membro superior não afetado. Como consequência do referido “esquecimento”, o membro superior acaba por adotar posturas e posições muito pouco benéficas para uma correta e eficaz reabilitação, isto porque o paciente não sente o referido membro e acaba por “esquecê-lo”.

4. Primeira solução conceptual

A solução proposta para solucionar os problemas e necessidades apresentados não surgiu espontaneamente, mas sim através da aprendizagem e de entrevistas pessoais com mais de 50 profissionais da área de reabilitação, e após muitos estudos e interpretação da bibliografia.

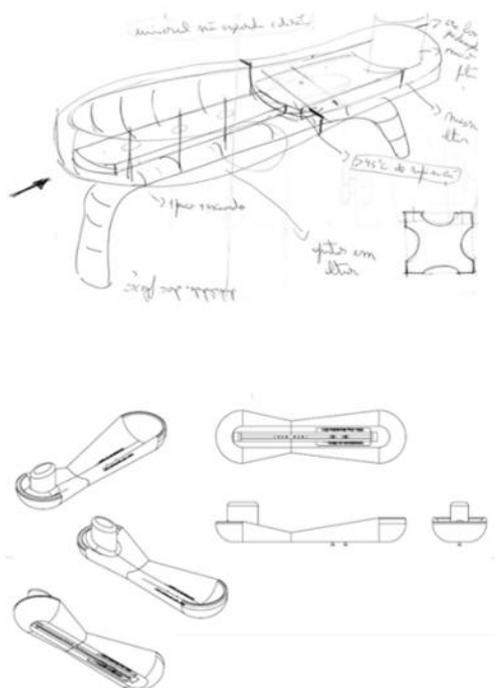
Assim, após uma observação detalhada de pacientes de AVC presentes numa unidade de reabilitação de referência em Portugal, com 68 camas de internamento e uma média de 400 pacientes por dia para reabilitação (regime de internamento e regime ambulatorio), chegou-se à conclusão que o principal objetivo era conceber um dispositivo estático de correção de postura do membro superior de pacientes de AVC passível de ser instalado, preferencialmente, em cadeiras de rodas. Este deveria permitir colocar o membro do paciente em posições que contrariassem a tendência que este tipo de indivíduos apresenta - colocação da mão em garra, o pulso em pronação, flexão do cotovelo e acentuada rotação interna do ombro (figura 1). Assim, o dispositivo em causa deveria permitir efetuar as posições contrárias – abertura da mão, supinação do pulso, extensão do cotovelo e rotação externa do ombro – mantendo as referidas posições durante alguns minutos de um modo estático. Para além disso, deveria também ser um instrumento universal passível de ser aplicado quer para o braço direito, quer para o braço esquerdo, e para diferentes tamanhos de membros.

Figura 1: Postura típica de um membro superior de um paciente de AVC



Assim, foi pensada uma estrutura geral para esse dispositivo e iniciaram-se os primeiros esboços. Deste modo, foi concebida a sua estrutura principal de acordo com os requisitos apresentados anteriormente, a qual foi modelada no programa de modelação 3D SOLIDWORKS® (ver figura 2). Inicialmente não foram levadas em conta dimensões nem ângulos, apenas o conceito geral do dispositivo, composto por três partes, para que fosse aprovado pelos profissionais de saúde.

Figura 2: Primeiros esboços do dispositivo



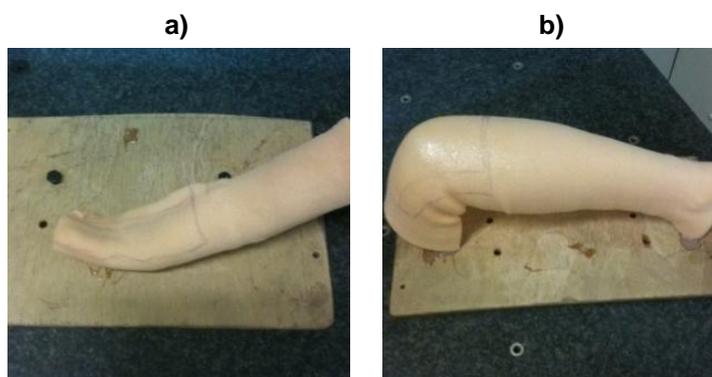
5. Desenvolvimento e proposta de solução

Após o modelo conceptual ter sido apresentado a vários profissionais foi validado com muito sucesso, passou-se à fase do desenvolvimento concreto do dispositivo de apoio de braço.

Para tal, foram concebidas calhas que permitissem efetuar e facilitar os movimentos complexos referidos anteriormente.

No entanto, nesta fase, o dispositivo teria que apresentar dimensões gerais mais próximas da realidade para que fosse possível projetar o sistema de calhas e simular computacionalmente a sua resistência e fadiga, com base no material previamente selecionado. Assim, foi necessário realizar um estudo das dimensões de mão e antebraço, o qual conteve 109 amostras escolhidas aleatoriamente na população Portuguesa. Deste modo, a ortótese foi projetada em três partes distintas (cotovelo, antebraço e mão), sendo que o pivô da peça frontal, e a parte da peça central (antebraço), foram rigorosamente estudados através da construção de um molde em termoplástico (polietileno de baixa densidade com memória de forma) com base no membro superior de uma pessoa saudável e com medidas dentro da média (ver figura 3).

Figura 3: a) Molde termoplástico do componente da mão; b) Molde termoplástico das componentes antebraço e cotovelo



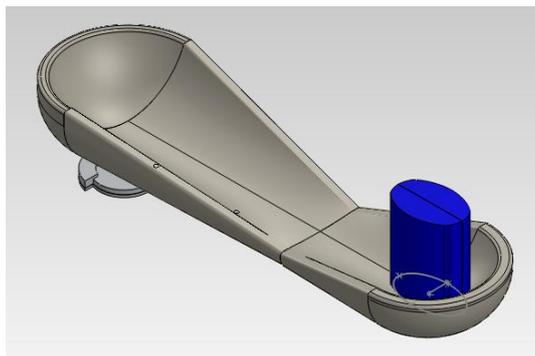
Deste modo, com estes moldes foi possível obter a curvatura ideal necessária para manter a mão e dedos do paciente em posição favorável à reabilitação. Posteriormente, através dum equipamento de medição por coordenadas 3D e utilizando estes moldes, foram obtidas as respetivas nuvens de pontos e ângulos principais (ver figura 4).

Figura 4: Obtenção da nuvem de pontos por equipamento de medição por coordenadas 3D



Os valores obtidos foram importados para o programa SOLIDWORKS®, e depois de apropriado tratamento estatístico, foi possível desenhar a parte superior do dispositivo sobre a qual o paciente apoia o membro (figura 5).

Figura 5: Primeiro protótipo com as medidas finais



Após alguns brainstormings com profissionais de saúde, foram projetadas as calhas apropriadas para permitir a realização dos movimentos desejáveis para o dispositivo (figura 6). Nesta fase, selecionou-se a matéria-prima para fabrico das calhas – alumínio 356,0 T6 *Permanent Mold Cast* (SS). Este foi escolhido devido às boas características físicas e mecânicas que apresenta, para além da uma boa relação qualidade/preço. Neste caso específico, as propriedades mais relevantes são o seu limite de resistência à tração (48 MPa) e módulo de elasticidade (7030 kg/mm²).

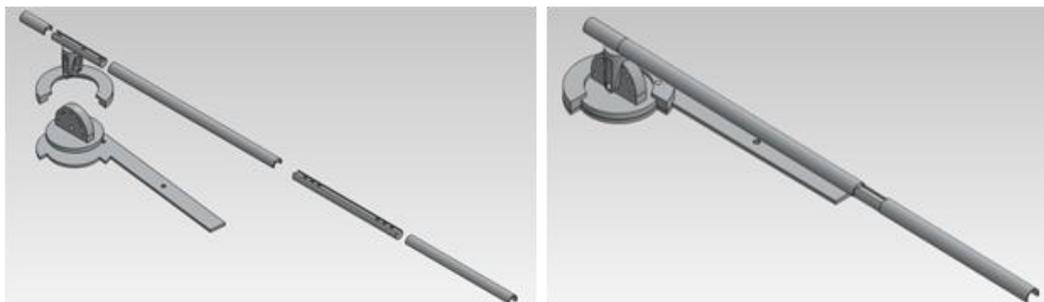
Em relação ao material constituinte da parte superior, que entra em contacto com o membro do paciente selecionou-se o poliuretano (PU). Esta escolha prende-se com o facto de ser um material que oferece a elasticidade da borracha combinada com a resistência e durabilidade do metal. Para além disso, é um polímero que está disponível numa gama muito ampla de dureza (desde a suavidade de uma borracha à rigidez de uma bola de bowling), permite que o engenheiro possa substituir borracha, plástico e metal, com o máximo de resistência à abrasão e com boas propriedades físicas. Assim, o poliuretano pode reduzir a manutenção dos elementos e custos de produção para o dispositivo em causa já que, grande parte das aplicações que utilizam este material ultrarresistente, verificaram uma queda significativa no tempo de produção, manutenção e custo por peça, quando comparados com valores de outros materiais.

Por outro lado, os uretanos têm melhor resistência à abrasão e rasgo de borrachas, possibilitando maior capacidade de carga e, em comparação com plásticos, possibilitam uma resistência superior ao impacto garantindo excelentes propriedades de desgaste e memória elástica.

No caso específico do dispositivo que serviu de base à escrita deste artigo, o uretano em questão trata-se de uma espuma de poliuretano (poliol+isocianato) com densidade de 300 kg/m³ que é caracterizada pela sua notável força e durabilidade (Hinnerichs et al, 2006). É diferente de qualquer espuma, não apenas na densidade, mas também na força, dureza, resistência química, durabilidade estrutural, adicional capacidade de fixação que permite, em ligações aparafusadas, contração térmica e taxas de expansão. Para além do referido, é o material mais adequado para a utilização em questão já que é utilizado em outros dispositivos médicos (o que faz com que já tenha sido testado e aprovado para aplicação clínica previamente) e, para além disso, trata-se de um material: anti-escáras (característica muito relevante uma vez que os doentes de AVC passam grande parte do tempo com o braço apoiado sobre o apoio), leve (o que o torna passível de ser transportado muito facilmente por qualquer pessoa), resistente à queda (uma vez que é um dispositivo operado por muitas pessoas e que pode ser instalado em diversos sítios é suscetível a quedas),

facilmente lavável (visto que é um dispositivo que pode ser usado por um grande número de pessoas em diversas situações, que poderão contaminá-lo ou sujá-lo) e com custo reduzido.

Figura 6: Desenhos 3D do sistema de calhas



Após tratamento de dados foram alcançadas as premissas impostas para dar resposta aos problemas apresentados na reabilitação e controlo postural dos membros superiores de pacientes de AVC.

O dispositivo permite o ajustamento a diferentes tamanhos de membros, a supinação do pulso, quer do lado esquerdo ou direito (figura 7), a extensão do cotovelo (figura 8) e a rotação externa do ombro, quer para o membro superior esquerdo ou direito, visto que se trata de um sistema de deslizamento com travão em qualquer um dos ângulos (figura 9).

Figura 7: a)Supinação do pulso direito; b)Supinação do pulso esquerdo. Ambas com regulação longitudinal

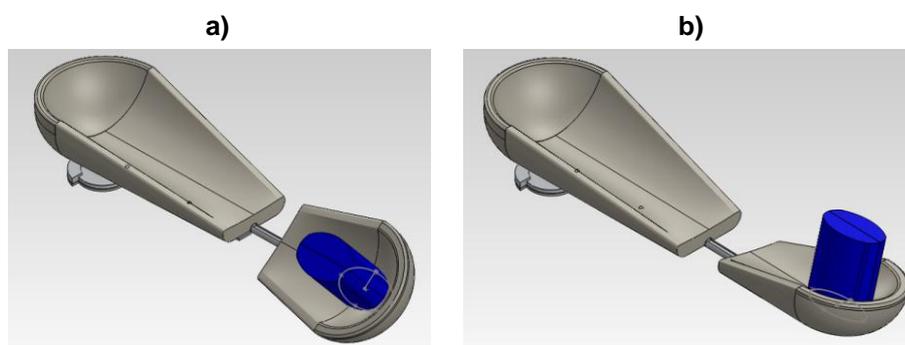


Figura 8: Extensão do cotovelo

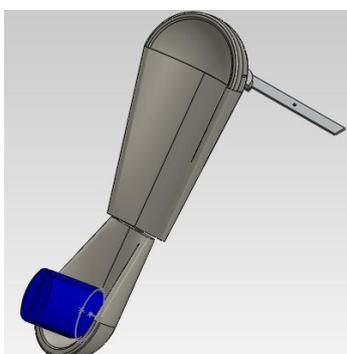
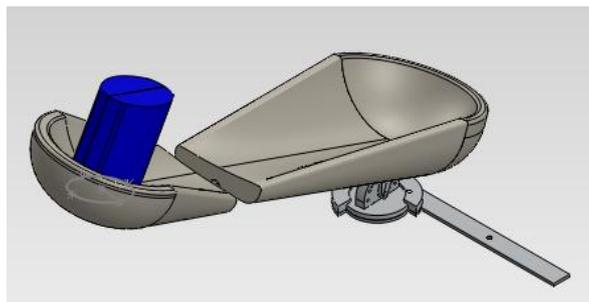


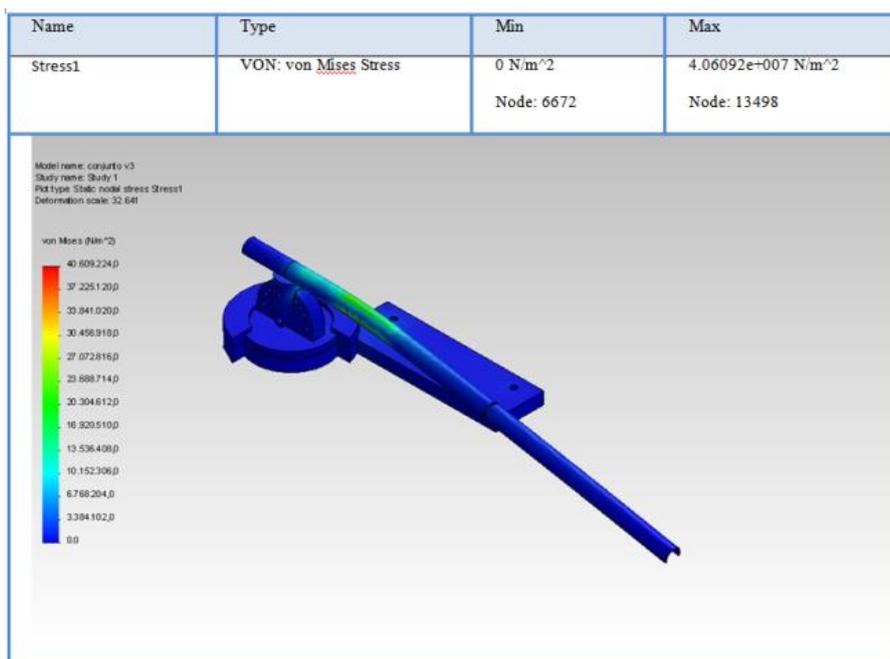
Figura 9: Rotação externa do ombro



É de salientar que, quando o dispositivo se encontra no modo extensão de cotovelo (figura 8), este possibilita a remoção da componente do cotovelo para que o membro do paciente se encontre confortavelmente apoiado no dispositivo.

Para verificação do protótipo, com as dimensões corretas, procedeu-se a uma simulação computacional no programa SOLIDWORKS®. Através desta simulação (que se mostra sumariamente na figura 10), foi possível verificar que a tensão máxima admitida pela componente cilíndrica do sistema de calhas é muito superior ao valor máximo de pressão que um membro superior pode exercer, o que leva a concluir que as calhas estão bem projetadas para o fim a que se destinam.

Figura 10: Simulação da tensão aplicada no sistema de calhas



Uma vez que este projeto de conceção e desenvolvimento de um dispositivo para a reabilitação do sistema articular superior teve grande aceitabilidade por parte de uma das melhores unidades de reabilitação física de Portugal, foi decidido avançar com a construção de um protótipo. O dispositivo em causa foi assim produzido de acordo com o projeto desenvolvido e apresentado neste artigo, e foi posteriormente testado na referida unidade de saúde de reabilitação.

6. Conclusões

Neste artigo foi apresentado o projeto, desenvolvimento, construção e teste clínico em pacientes vítimas de acidente vascular cerebral de um dispositivo inovador para a reabilitação do sistema articular superior.

O dispositivo mostrou-se capaz de executar todos os movimentos necessários a uma melhor postura e conseqüente reabilitação, mais propriamente, a supinação do pulso, extensão do cotovelo e rotação externa do ombro. O dispositivo em questão provou ser um instrumento robusto, fácil de utilizar, com um peso aceitável e bastante agradável ao toque, sendo considerado como uma mais-valia pela maioria dos profissionais de saúde e pacientes que estiveram envolvidos na experimentação do referido dispositivo.

Este trabalho evoluirá com a conceção, projeto e desenvolvimento de um sistema de motorização e controlo para o dispositivo estático desenvolvido, com o objetivo principal de o tornar dinâmico, o que alargará seguramente o campo de aplicação deste dispositivo pois permitirá realizar de forma ativa e bem controlada os movimentos necessários à reabilitação dos membros superiores. Além disso, possibilitará que a reabilitação seja melhor adaptada às necessidades específicas e inerentes a uma vítima de acidente vascular cerebral em cada fase da sua reabilitação.

7. Referências

Anderson, C.S., Bennet, D.A., Feigin, V.L., Lawes C.M. (2003). Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence and case-fatality in the late 20th century. *Lancet Neurology*, Vol. 2, pp.43-53.

Bernhardt, J., Kwakkel, G., Langhorne, P. (2011). Stroke Rehabilitation, *Lancet*, 2011, pp.1693-1702.

Bruce, H., Dobkin (2004). Strategies for stroke rehabilitation. *The Lancet Neurology*, Vol. 3.

Ezine, (2011). AHA Releases 2010 Stroke Statistics. Consultado em 11 de Junho de 2011 de <http://ezinearticles.com/?AHA-Releases-2010-Stroke-Statistics&id=4094559>

Hinnerichs, T.D., Jin. H., Lu Wei-Yang, Neilsen M.K., Scheffel, S. (2006). Full-field characterization of mechanical behavior of polyurethane foams. *International Journal of Solids and Structures*, Vol. 44, pp. 6930-6944.

John, W.K. (2005). Arm function after stroke: from physiology to recovery. *Stroke Acute Management and Recovery*.

Krakauer, J.W., Ghez C., Ghilardi M.F. (2005). Adaptation to visuomotor transformations: consolidation, interference, and forgetting. *Journal of Neuroscience*, Vol. 25, No.2, pp. 473-8.

Oxford Journals, (2011). Human and economic burden of stroke. Consultado em 6 de Junho de 2011 de <http://ageing.oxfordjournals.org/content/38/1/4.full>

Correspondencia:

Eurico Seabra

Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho,
4800-058 Guimarães, Portugal

Phone: +351253510220

Fax: +351253516007

E-mail: eseabra@dem.uminho.pt

URL: <http://www.dem.uminho.pt>