

Desenvolvimento e Conceção de um Novo Sistema Universal para Conversão “Plug and Play” de Cadeira de Rodas Manuais em Elétricas

João Lacerda¹ / Tiago Marques¹ / Eurico Seabra² / Luís F. Silva²

¹Divmac Health Solutions - Pinto Brasil Group - Zona Industrial de Arrifana - 3701-908 Arrifana - PORTUGAL

²Departamento de Engenharia Mecânica - Universidade do Minho - 4800-058 Guimarães - PORTUGAL

{joao.lacerda.cardoso, tiago.filipe.correia.marques}@gmail.com, {eseabra, lffsilva}@dem.uminho.pt

Área Científica - CT16 - Mobilidade e Transporte

Resumo

Atualmente, os dados estatísticos indicam que, na Europa, existam cerca de 5 milhões de utilizadores de cadeiras de rodas, sendo que, ultimamente, tem-se verificado um aumento de cerca de 20.000 novos utilizadores, a cada ano. O presente trabalho, teve como o objetivo a proposta conceptual e o desenvolvimento de um protótipo de um sistema elétrico motorizado universal e “user friendly”. O referido sistema possibilita a conversão de cadeira de rodas manual em cadeira de rodas com acionamento elétrico, independentemente do modelo desta e sem que, para tal, seja necessário prescindir das principais características e vantagens do modelo convencional - leveza, possibilidade de encartar para fácil transporte, facilidade de utilização, desgaste reduzido dos componentes mecânicos, durabilidade, conforto, segurança e ausência de atravancamentos ao nível da manobrabilidade. Assim, o presente artigo apresenta um novo conceito de sistema com funcionamento “Plug and Play”, que permite solucionar as necessidades específicas do utilizador e, essencialmente, ser acoplado à maioria dos modelos de cadeira de rodas manuais já existentes. O projeto foi desenvolvido e totalmente validado por ferramentas CAD/CAE e recorreu a uma metodologia de projeto estruturada desde o desenho computacional, técnicas de fabrico, desenvolvimento de protótipo, teste, ensaio e validação em contexto de ensaio clínico.

Palavras-chave: Cadeira de rodas; Mobilidade; Autonomia; Atuadores elétricos; Potência e controlo; Dimensionamento estrutural e componentes mecânicos

Introdução e objetivos do trabalho

Através da análise de diversos dados estatísticos sobre a evolução populacional, verifica-se que ao longo dos últimos anos, o número de pessoas idosas tem vindo significativamente a aumentar, apontando-se que em 2013 cerca de 9.3% de toda a população mundial terá mais do que 65 anos de idade [1]. O aumento da esperança média de vida e, conseqüentemente, da densidade populacional idosa são evidências que contribuem para a demanda do desenvolvimento de novas ajudas técnicas como intuito de manter ativa, e com qualidade de vida, esta faixa etária. Um dos maiores problemas exibidos pela população idosa e também por certos indivíduos deficientes são limitações motoras, nomeadamente na locomoção. Uma solução, então, desenvolvida para estes casos centra-se na utilização de cadeiras de rodas, quer manuais quer elétricas, como auxiliares à marcha.

Os idosos são os maiores consumidores de cadeiras de rodas na América do Norte (apenas nos Estados Unidos da América existem atualmente 3 milhões de pacientes em cadeiras de rodas manuais), sendo que os dados estatísticos mostram ainda que essa população é 4 vezes mais propensa a usá-las comparativamente com a população na faixa etária mais jovem [2]. Uma breve análise exploratória sobre a informação patente nos relatórios acerca da evolução do mercado das cadeiras de rodas, permitiu-nos aferir que na Europa, as cadeiras de rodas manuais movimentaram um total de 135 milhões de Euros, sendo que se prevê que em 2015 esse valor alcance os 151.8 milhões de Euros. O crescimento entre os anos 2008-2015 deverá estabelecer-se nos 3.8%. Relativamente às cadeiras de rodas elétricas estes mesmos estudos, revelaram que em 2012, este segmento movimentou 46.7 milhões de Euros, sendo o crescimento para 2015, fixado em 52.1 milhões de Euros [1].

A melhoria da integração social da população com limitações motoras tem realçado um aspeto fundamental, ou seja uma elevada carência de evolução ao nível das ajudas técnicas, nomeadamente inadequação e insuficiência funcional dos equipamentos atuais sobretudo para

casos com necessidades específicas. No caso das cadeiras de rodas, pode-se concluir que conceptualmente todas elas se inserem num standard mais ou menos sólido onde inovações tecnológicas não têm vindo a ser implementadas. Embora as dificuldades de mobilidade dos idosos ou indivíduos deficientes possam ser diminuídas com a utilização de cadeiras de rodas, quer manuais quer motorizadas (os dois grandes grupos de produtos do segmento), em alguns casos, a sua utilização é ainda um desafio da atualidade devendo assim a Engenharia Biomédica debruçar os seus esforços no desenvolvimento de soluções que colmatem as necessidades reais de cada utilizador. Uma das maiores adversidades ao desenvolvimento de soluções possíveis de serem aplicadas de uma forma genérica centra-se na dificuldade em perceber os diferentes níveis e necessidades inerentes a cada tipo de deficiência ou problema de mobilidade, uma vez que cada indivíduo apresenta sintomas distintos (grande variabilidade) e utiliza diferentes estratégias para lidar com eles. Devido ao elevado número de pessoas que apresentam algum tipo de limitação física a nível da locomoção, um primeiro estudo realizado no âmbito deste trabalho revelou que a maior parte da população inquirida revelou algum tipo de insatisfação com a cadeira de rodas que lhe foi prescrita. Espera-se assim que os utilizadores de cadeiras de rodas sejam cada vez mais exigentes com o nível de adaptação para manter a sua qualidade de vida. Aspectos como segurança, flexibilidade de utilização, robustez, performance em utilização outdoor e indoor (sem atravancamentos para locais mais estreitos), fácil manutenção, manobrabilidade, travagem, ergonomia, facilidade de encartar e transportar, peso, preço, eficiência energética do acionamento motriz (cadeira manual versus cadeira motorizada), posicionamento corporal perante patologias específicas, velocidade e aceleração, são as características que os utilizadores de cadeiras de rodas mais unanimemente salientam e que nenhuma cadeira de rodas atualmente existente consegue reunir de forma totalmente vantajosa [3]. As cadeiras de rodas são frequentemente prescritas a indivíduos com uma limitação ao nível da mobilidade inferior para que se tornem praticamente (ou o mais próximo disso) independentes em contextos quotidianos. No entanto, o uso ineficaz da cadeira de rodas pode comprometer os “outputs” dessa mesma independência alicerçando uma ideia de que a utilização de determinado modelo de cadeira de rodas pode constituir uma barreira para a realização de determinadas tarefas. O aparecimento de uma incapacidade a nível dos membros inferiores leva a que todo o trabalho até então exercido pelas pernas seja direcionado para os braços - membro dominante para gerar força motora. Em comparação com a cinética de atuação de movimento pelas pernas, a conversão de movimento efetuada pelo braço é menos eficiente e exige mais esforço por parte do indivíduo, o que conduz a uma intrínseca menor capacidade física do utilizador da cadeira de rodas - fadiga precoce [4]. Além disso, existe ainda um risco elevado do uso excessivo da biomecânica do membro superior. Assim os principais problemas que advêm da utilização intensiva da cadeira de rodas, para além da óbvia diminuição drástica da autonomia da pessoa, podem ser divididos em três distintos domínios:

- (1) Fatores individuais - capacidade física, postura, habilidade para manobrar a cadeira, etc;
- (2) Fatores ambientais - piso/interface de contacto roda/solo, inclinação, transferência lateral para a cadeira de rodas, etc;
- (3) Requisitos de trabalho - magnitude e frequência da carga aplicada, direção da força, tempo de exposição, períodos de repouso, etc.

Contrariamente aos primeiros fatores de risco, o terceiro fator apresentado, pode ser contornado através da alteração da técnica de propulsão (transmissão do movimento) ou mesmo do tipo de propulsão da cadeira, sendo este o aspeto primordial que o presente trabalho tem como objetivo responder.

Ainda no que toca à temática do conforto (condicionante primordial para a aceitação da utilização da cadeira de rodas em ciclos contínuos) a qualidade da cadeira de rodas é preponderante, pois a adaptação ergonómica ao indivíduo pode desempenhar um papel preventivo no desenvolvimento de lesões associadas ao uso intensivo.

As exigências de trabalho (na tração manual) relacionadas com lesões por sobrecarga no ombro incluem elevadas forças e elevados momentos, movimentos extremos na articulação gleno-humeral e desigualdade de carga ou sobrecarga nos músculos do sistema articular superior. Assim, recomenda-se que os requisitos de trabalho no sistema de propulsão manual de cadeira de rodas devam ser reduzidos ao máximo. Na propulsão manual das cadeiras de rodas a transformação de movimento dos braços em movimento da cadeira (denominado por

rendimento da transmissão) é bastante baixo, entre 7 e 15%. A propulsão de cadeiras de rodas manuais, por si só, relaciona baixa intensidade com altas, e frequentes, pressões. De acordo com os estudos de Veeger et al. e van Drongelen et al., está provado que num dia com uma hora de atividade numa cadeira de rodas manual, corresponde a 1800 impulsos com os próprios membros superiores. Cada um desses impulsos gera uma reação, ou força de compressão, na articulação do ombro de cerca de 40 kg. Nesse mesmo dia, o utilizador da cadeira de rodas realiza, em média, 15 elevações e/ou transferências. Cada elevação leva a uma compressão na junta ou força de contacto de 110 kg, no entanto, foi demonstrado que este valor será ainda maior em pacientes com deficiências ao nível do tronco e dos membros superiores (como é o caso da tetraplegia). Estes factos vêm reforçar e explicar a alta prevalência (50-70% da população em risco) de queixas nas articulações dos membros superiores, após 10 - 15 anos de uso de cadeira de rodas [5].

Durante subida de uma cadeira de rodas manual por uma rampa inclinada (de ângulo θ) é aplicada uma força F (tangente ao aro da roda da cadeira) para subir o declive. Considerando uma massa combinada da cadeira e da pessoa (m), esta força F pode ser calculada através da seguinte expressão (ver figura 1).

$$F = mg \times \frac{R}{r} \operatorname{sen}\theta \quad (\text{Eq. 1})$$



Figura 1 - Representação das forças em jogo na subida de uma rampa

Devido à grande exigência motora necessária para assegurar a locomoção da cadeira de rodas em todo o tipo de condições físicas, mecânicas e de contacto com o solo, presume-se que a técnica e as condições de conforto entre o utilizador e o equipamento são fatores determinantes e que podem influenciar a relação entre o risco de determinadas atividades e o uso excessivo de determinadas articulações.

Numa análise bibliográfica, é consensual que as atividades durante as quais utilizadores com tetraplegia reportaram grande incidência de dor ao nível do ombro estão relacionadas com o empurrar da cadeira de rodas num declive durante mais de 10 minutos, ou adormecer na própria cadeira numa posição postural pouco adequada [4]. Além deste facto, 78% dos sujeitos com tetraplegia afirmaram ter tido, pelo menos uma vez, dores no ombro desde que se tornaram utilizadores de cadeiras de rodas. Esta incidência foi significativamente maior do que a relatada por pessoas com paraplegia. Um dispositivo de mobilidade manual considerado eficiente, deverá permitir doentes com tetraplegia percorrer maiores distâncias e com menor consumo de energia, quando comparados as situações atuais. Desta forma, uma cadeira de rodas manual não é um meio eficiente de mobilidade para qualquer pessoa. A solução alternativa a este problema é a utilização de cadeiras de rodas elétricas. Estas cadeiras são relevantes para determinadas patologias (nomeadamente tetraplegia) e onde a debilidade dos membros (derivado à idade e lesões associadas) já não permite uma utilização confortável da cadeira de rodas manual. A esta mobilidade assistida (modelos disponíveis atualmente no mercado), está associado um chassis extremamente pesado (cerca de 100kg), dotado de baixos índices de eficácia, acessibilidade, operacionalidade, aceitação pessoal para a realização da maior parte das tarefas, portabilidade e possibilidade de transporte nulas, para além de que geralmente o preço de aquisição destas cadeiras é extremamente elevado. Em Portugal a cadeira de rodas elétrica mais económica tem o preço de cerca de 2200€. Para além disso, outro fator negativo é o facto de geralmente esta família de produtos apresentar uma manutenção complexa e que em caso de avaria de componentes o período de imobilização é elevado.

Desta forma e dado que a natural segmentação do mercado criou uma barreira entre cadeiras de rodas manuais e cadeiras de rodas elétricas, este grupo de investigação decidiu desenvolver um kit de baixo custo que permita o surgir de uma solução híbrida através de um sistema motorizado universal com montagem "user friendly", para integração em cadeiras de rodas convencionais. Este mecanismo de fácil instalação, permite assim assegurar as principais características e capacidade de transporte de uma cadeira de rodas convencional, apesar de ter uma tração totalmente motorizada, com possibilidade de rolamento em tração manual. Trata-se assim de uma plataforma simples, robusta e de baixo custo que permite uma utilização confortável e a melhor combinação entre cadeira de rodas manual e cadeira de rodas elétrica. O incremento total em largura é de apenas 180 mm, não causando qualquer limitação ou constrangimento em termos de mobilidade da cadeira.

Para além de toda a componente de dimensionamento, projeto, prototipagem, técnicas de fabrico e ensaio final ao modelo, foi ainda efetuado um exaustivo estudo de todas as normativas aplicadas para a certificação do kit de motorização, com especial destaque para a EN 12183 (aplicada no âmbito das cadeiras de rodas convencionais), a EN 12184 (aplicada no âmbito das cadeiras de rodas elétricas), a ISO 7176, que nos descreve a bateria/métodos de testes e ensaios standard a efetuar, no momento de certificação do modelo, a IEC 60601-1, que define as recomendações gerais de segurança para dispositivos médicos com alimentação elétrica, e EN 12182, que descreve as "guidelines" inerentes ao desenvolvimento de ajudas técnicas para pessoas com limitações físicas.

Desenvolvimento do Projeto

Em primeiro lugar foram estabelecidos os requisitos do projeto e seguidamente foram realizados três protótipos de acordo com requisitos que serão apresentados de seguida, sendo o protótipo 3 que será o modelo de industrialização e conseqüentemente de comercialização.

Estabelecimento dos requisitos

Para a realização deste projeto procedeu-se em primeiro lugar ao estabelecimento das principais características/especificações que o "guiador" deveria cumprir, cujos pontos se discutem de seguida.

Assim, as principais características do novo dispositivo a implementar são:

- (1) Incremento total de 20 kg face ao peso original da cadeira, possibilitando a manobra de encartar e transportar comodamente num veículo;
- (2) Peso máximo do utilizador de 120 kg;
- (3) Sistema de motorização capaz de subir inclinações entre planos até 10°;
- (4) Autonomia estimada em ciclo de carga máximo de 25 km;
- (5) Redução até 50% face ao custo de uma cadeira de rodas elétrica (sendo possível converter em cadeira de rodas convencional novamente);
- (6) Ligações elétricas isoladas (possível circular em dias de condições adversas);
- (7) Possibilidade de alteração das rodas da frente para forqueta metálica com rodas pneumáticas;
- (8) Buzina incluída no joystick;
- (9) Sistema de conexão fácil entre a alimentação e os diferentes atuadores e controlador.

Aplicando ao novo dispositivo as seguintes especificações ergonómicas:

- (1) Substituição do assento e encosto lombar para modelo de conforto;
- (2) Sistema reclinável até 15° do encosto lombar com o plano do assento através de uma articulação de acionamento mecânico;
- (3) Substituição dos apoios de braços de origem para modelo maior e com mais confortável;
- (4) Remoção das rodas elétricas através de veio com mecanismo "quick release" composto por mola e esferas.

Outros requisitos específicos do sistema de integração são:

- (1) Dois motores elétricos brushless de 24V, 200W, com travão eletromagnético, integrados em jantes de alumínio, e pneus com 305mm de diâmetro exterior. Motores com Certificação EN 60034 - 1:2010;
- (2) Um controlador do sistema motriz;

- (3) Um joystick de comando com suporte de fixação à estrutura da cadeira de rodas;
- (4) Duas baterias recarregáveis de 24V com capacidade nominal de 10Ah. O tempo de carregamento é de 2h30. Baterias portáteis, de fácil arrumação, com sistema de bloqueio anti roubo e indicação cromática no joystick do nível de carga. Durabilidade estimada: 1000 ciclos de carga/descarga.
- (5) Dois transformadores para carregamento das baterias. INPUT: 100-240 VAC, 50/60Hz, 1,5A. OUTPUT: 29.4VDC, 2A;
- (6) Dois sistemas de fixação constituídos por Aço Zincado Lacado personalizável ou Chapa de Aço Inox Esmerilada (ancoragem ao chassis da cadeira de rodas em 4 pontos);
- (7) Sistema de iluminação LED frontal e traseira;
- (8) Sistema de rodas traseiras de segurança, anti volteio.

Protótipo 1

Após contactos efetuados com vários Hospitais Portugueses de Referência na prestação de cuidados de Medicina Física e de Reabilitação e com utilizadores de cadeiras de rodas, concluímos que numa primeira etapa seria necessário estudar o chassis convencional da cadeira de rodas (ao nível dos líderes mundiais na comercialização deste artigo). Sendo o kit de motorização apresentado neste trabalho, um dispositivo de acoplamento universal, o primeiro passo teria sempre que ser constituído por uma análise dos pontos possíveis de ancoragem do sistema motriz à cadeira de rodas, mantendo a sua flexibilidade de utilização, capacidade de encartar e não passível de provocar atravancamento dimensionais na passagem por locais estreitos.

Numa fase seguinte as cadeiras de rodas mais vendidas em Portugal (Invacare, modelo Atlas Lite e Action One, Sunrise Medical, modelo Breezy e Orthos XXI, modelo Ibera e modelo Celta) foram modeladas com o objetivo de encontrar os pontos comuns e limitações na estrutura do chassis. Este foi um passo crucial na perceção dos pontos-chave para a ancoragem do sistema desenvolvido. Assim, concluiu-se que pelo menos dois elementos estruturais se mantêm mais ou menos standard (em dimensão e em posição relativa na cadeira) podendo ser utilizados como mancais de fixação/apoio do sistema de motorização apresentado neste trabalho ao chassis das distintas cadeiras de rodas. Este estudo preliminar permitiu também constatar que para que os atravancamentos à circulação da cadeira fossem minorados ao máximo o chassis da cadeira de rodas não poderia ser alterado de forma irreversível e o crescimento em largura teria de ser mínimo. Paralelamente, a tração motorizada teria que ser um pouco desviada para trás (por questões de segurança em subidas - centro de gravidade), as rodas deveriam apresentar um pequeno camber de forma a aumentar a estabilidade e manobrabilidade mas sem aumentar em demasia a resistência ao rolamento por deformação do pneumático.

Desta forma, inferiu-se que a melhor solução universal de acoplamento, aproveitando as condições estruturais existentes e sem alterações da construção ou mesmo “retrofit” da armação tubular, passaria pelo desenvolvimento de um conjunto de chapas (para corte de laser e posterior quinagem - maior rigidez estrutural do painel) que permitissem uma eficiente fixação (sem folgas ou torção da estrutura, capaz de causar fadiga precoce dos componentes da integração ou da próprio estrutura da cadeira de rodas) do sistema motriz aos pontos de ancoragem da cadeira de rodas, sem deformação ou esmagamento dos restantes elementos. Este conceito de integração, foi transversal a todo o desenvolvimento dos vários protótipos, pois para além de se ter revelado como uma solução robusta e fiável, em termos fabricação apresentou-se como uma mais-valia devido à boa relação baixo custo - eficiência, o que será crucial no momento da comercialização do sistema, para a apresentação de um valor comercial competitivo, face às soluções dispendiosas, atualmente existentes.

Assim, para neste primeiro protótipo, foram utilizados 2 motores 24V DC, sem escovas, onde o estator (parte fixa) e o rotor (parte móvel) estão encastrados numa jante de alumínio injetado (denominado por carcaça que por sua vez recebe a roda pneumática - concetricamente). Para além disso, foi aplicado também um trem de transmissão planetária, onde a potência mecânica produzida em consequência da interação do campo magnético do estator (criado pelos enrolamentos - eletroímãs) com o campo magnético do rotor (criado pela circulação da corrente nos condutores dos enrolamentos do rotor) é então transmitida à roda, resultando em movimento angular da cadeira de rodas na orientação desejada pelo

doente. Na saída do motor (logo após os rolamentos) foram colocados dois varões roscados simétricos que funcionam como elemento fixo (de bloqueio) e foram apertados bilateralmente (com a utilização de anilhas de pressão e fêmeas M12 autoblocantes). Toda a arquitetura interna do motor e sistema de transmissão pode ser visualizado na figura 2.



Figura 2 - Arquitetura interna do motor e sistema de transmissão

As chapas concebidas (utilização de chapa de aço de construção de baixo carbono, para corte laser, com a referência 1.0332, com 3 mm de espessura) foram divididas em duas componentes: (I) componente de sustentação da bateria e (II) componente de fixação ao chassis da cadeira de rodas e de montagem para o kit elétrico. Estas, após quinadas e dobradas para geometria desejada, foram seguidamente soldadas através do processo de soldadura MAG e então unidas numa só estrutura - kit “*Plug and Play*” de motorização.

Na figura 3 pode visualizar-se uma imagem exemplificativa de cada uma das chapas anteriormente descritas assim como a sua montagem no conjunto final, com a incorporação do motor. Salienta-se que nas chapas foram desenhados diversos rasgos de forma a reduzir o peso final do sistema, sem comprometer a rigidez e robustez final do sistema. Após a soldadura e de uma montagem preliminar, as chapas foram sujeitas a um processo de lacagem com RAL 3003. Por fim, os motores foram integrados nas estruturas e efetuados todos os apertos necessários.

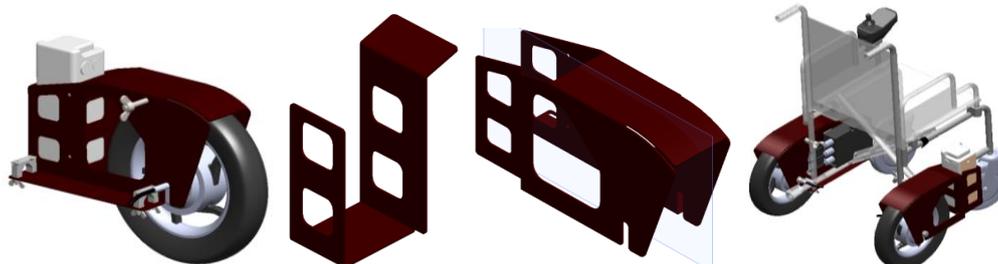


Figura 3 - Chapas de ligação e montagem final

Nas imagens apresentadas pode observar-se que a ligação do sistema de chapas à cadeira de rodas é efetuada por um parafuso M12 (para cada lado) colocado concêntricamente no casquilho de apoio do veio de alojamento da roda da cadeira convencional. Para além disso, foram incluídas também duas abraçadeiras maquinadas em duralumínio EN AW 5083, que apertam contra o perfil tubular do chassis da cadeira de rodas e que garantem uma maior estabilidade de fixação à cadeira de rodas.

O controlador do equipamento (responsável pela gestão da potência e controlo dos motores) foi apertado no interior da chapa de apoio dos motores. No entanto constatou-se que a acessibilidade para o operador era complicada e que nesta posição este elemento estava facilmente sujeito a impactos mecânicos concluindo-se que esta posição não seria a mais adequada. Desta forma a sua localização, no protótipo 2, foi revista e otimizada.

Para a fixação do Joystick (de comando direcional) foi desenvolvido um sistema de aperto em duralumínio EN AW 5083, que se encontra na figura 4, com um conceito de aperto ao perfil tubular semelhante ao utilizado nas abraçadeiras, isto é, com um V auto-centrante. Concluiu-se igualmente, e após ensaios, que a posição do controlador (não era a mais ergonómica para o utilizador pois este teria que pronar excessivamente o punho para conseguir fazer um controlo adequado. No protótipo 3, a peça de suporte do joystick foi rodada 90 graus (anti-horários), e afastada 40 mm do braço de apoio da cadeira de rodas, favorecendo a ergonomia de condução da cadeira.

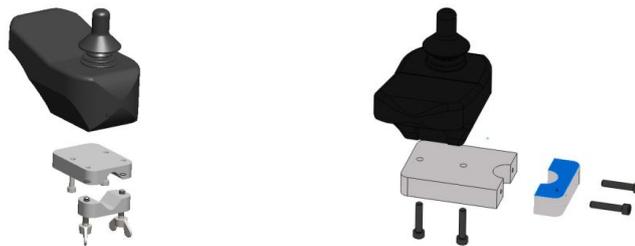


Figura 4 - Sistema de aperto do joystick (no lado esquerdo o protótipo 1 e no lado direito o protótipo 3)

Após a conclusão de ensaios internos e assim validada a prova de conceito, este protótipo foi testado por utilizadores reais numa unidade hospitalar. O feedback gerado quer pela vertente médica quer pelos utilizadores foi bastante positivo. Os aspetos negativos indicados centraram-se no peso da cadeira (devido ao sobredimensionamento do sistema de chapas), algum desconforto na utilização intensiva (os estofos de apoio lombar e o assento, não seriam os mais confortáveis para uma utilização diária, aspeto este revisto no protótipo 3), alguma vibração indesejada na forqueta das rodas de nylon frontais (aquando do deslocamento a velocidades mais elevadas - aspeto igualmente revisto no protótipo 3, com o desenvolvimento de um sistema de garfos soldado, para integração com uma roda pneumática) e à ausência de um mecanismo de travagem através de um freio eletromecânico.

Este último aspeto revelou ser uma lacuna algo incómoda nos processos de entrada e saída do utilizador na cadeira de rodas ou durante o deslocamento com inclinação. O sistema de duplo veio simétrico para fixação à cadeira de rodas (imobilização relativa em rotação) também não apresentou as características desejadas, pois o cabo de alimentação acompanhava o movimento de rotação da roda provocando assim um desgaste prematuro da cablagem elétrica. A colocação do controlador do equipamento na posição anteriormente descrita, originou várias agressões físicas indesejadas dificultando de igual forma a manobra de encartar da cadeira de rodas pois não possibilitava um fecho eficiente para a largura mínima. Nos diversos testes notou-se ainda uma ligeira dessincronização na rotação das rodas quando estas se deslocavam totalmente em frente e perante uma subida. Esta diferença em termos de rotação deveu-se ao ineficaz método de fixação do motor à chapa. De forma a tentar ultrapassar este problema substituíram-se as anilhas de pressão por anilhas estriadas. Apesar de se terem verificado algumas melhorias, para a proposta de um equipamento para industrialização e internacionalização do conceito, outra metodologia deveria ser adotada (protótipo 2), e a qual se descreve de seguida. A ótima performance e durabilidade das duas baterias de íões de lítio (capacidade de 10Ah, cada uma) com baixa resistência interna, deve ser destacada, pois asseguram longos períodos de utilização.

Protótipo 2

Detetados os problemas funcionais do protótipo 1, procedeu-se ao desenvolvimento do protótipo 2, sendo que o principal objetivo deste centrou-se em alterar o sistema motriz utilizado no protótipo 1 e otimizar os aspetos menos positivos do protótipo anterior.

Globalmente, as reações por parte dos utilizadores foram muito positiva pois poderiam assim adaptar a sua cadeira de rodas convencional, sem ter que adquirir uma nova cadeira de rodas, podendo de forma reversível utilizar e optar pela locomoção elétrica em detrimento da convencional e vice-versa. Para além disso, o custo do kit de motorização era 50% inferior ao de aquisição de uma cadeira de rodas, o peso não ultrapassava os 30kg (cadeira + kit), e era possível encartar e transportar a cadeira num automóvel ligeiro - ver figura 5 (protótipo 2).



Figura 5 - Transportar a cadeira num automóvel ligeiro (lado esquerdo) e utilização do equipamento (lado direito)

Devido ao sobredimensionamento das chapas do primeiro protótipo e devido à grande complexidade no processo de soldadura para união das mesmas, o design das chapas foi redimensionado e otimizado, sem que o desempenho em termos de propriedades mecânicas fosse alterado. Neste novo protótipo instalou-se igualmente um sistema de rodas anti volteio (com rodas de 75mm de diâmetro e colocadas a 132.5mm de distância ao centro do rodízio, tendo sido este o valor calculado, para que em caso de volteio, o centro de gravidade do conjunto retorna-se o utilizador à posição de andamento, de forma automática) de forma a melhorar a segurança do equipamento na presença de obstáculos (rampas e bermas de passeios, por exemplo). Foi também instalada uma iluminação LED (frontal e traseira) com ativação através de um “switch” instalado no joystick.

O sistema elétrico da iluminação foi desenvolvido para que fosse alimentado com os mesmos 24V da bateria (alimentação comum). Assim implementou-se um pequeno circuito (embutido no interior de uma caixinha de plástico injetado) utilizando o regulador de tensão LM 7805 (entrada até 25V e saída 5V).

Neste protótipo foi implementado um novo modelo de motor DC de 24V, sem escovas, encastrado no interior de uma jante com alojamento para o pneumático. Este novo modelo está dotado de travão eletromagnético de ativação automática (através do algoritmo implementado no controlador). O motor de corrente contínua sem escovas é uma máquina elétrica em que a operação de comutação realizada mecanicamente pelo coletor no motor DC, é aqui efetuado por um comutador eletrónico, daí este tipo de motor não possuir nem coletor nem escovas. O motor de DC sem escovas possui um estator de material ferromagnético com os respetivos enrolamentos e um rotor com ímanes permanentes que podem estar colocados no interior ou no exterior do estator - ver figura 6.

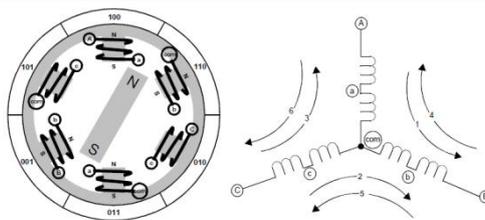


Figura 6 - Motor DC

Os sensores H1, H2, H3 (sensores de efeito de Hall) detetam o campo magnético informando o controlador eletrónico sobre a posição dos pólos do rotor. Estes sensores na presença de um campo magnético geram aos nos terminais uma tensão elétrica designada tensão de efeito de Hall. A combinação dos sinais fornecidos pelos três sensores leva a que o controlador eletrónico determine a sequência de alimentação a aplicar aos enrolamentos do estator para que o rotor rode no sentido desejado e velocidade selecionada no seletor do joystick (joystick este que permite também indicar, através de informação cromática, o estado de descarregamento da bateria, durante a utilização).

O motor utilizado possui três fases, ligadas em estrela (dotando o motor de elevado binário a baixas rotações) sendo cada fase constituída por bobines e 6 pólos magnéticos. Os motores DC sem escovas apresentam uma baixa manutenção, uma operação silenciosa, um bom rendimento, uma vida útil longa, ampla gama de regulação de velocidade e devido ao facto de não possuírem escovas, um desgaste mecânico reduzido e interferências eletromagnéticas baixas. Também por possuírem um rotor mais leve, constituído por ímanes permanentes, a sua inércia comparada com rotores em núcleo de ferro, é menor. Isto melhora as características de aceleração, de travagem e de eficiência energética.

Este novo motor (utilizado no protótipo 2) é constituído por apenas um veio (com um rasgo para colocação da chaveta e roscado M18 na extremidade) para que a união à chapa e ao cubo seja mais eficaz e também para não se verificarem os problemas de deslizamento anteriormente relatados - referentes ao protótipo 1.

Assim, para melhor distribuição das cargas aplicadas ao longo dos elementos solicitados pela integração do kit elétrico, o sistema é composto por duas componentes, uma maquinada em varão redondo de aço inox (onde foi rasgado o escatel para a chaveta) e um outro em duralumínio para o alojamento e fixação do cubo à chapa, prolongando-se este por 80mm, ao longo da chapa, para melhor distribuição das cargas aplicadas ao longo de toda a superfície. o novo sistema desenvolvido pode ser visualizado na figura 7.



Figura 7 - Fixação do cubo (lado esquerdo) e 3D (lado direito) do conjunto do protótipo 2

Para a transmissão da potência do motor ser uma ligação desmontável, foi utilizada uma chaveta paralela com uma largura de 6h9, uma altura de 6h9 e um comprimento de 25mm.

Protótipo 3

Testado e validado o protótipo 2, seguiu-se a fase de pré industrialização do projeto, que culminou com o desenvolvimento de um terceiro e último protótipo. O principal objetivo foi otimização das técnicas de fabrico, melhoramento do conforto das superfícies de contacto com o corpo, desenvolvimento de sistema de reclinção até 15 graus, do encontro lombar e também o design estético do produto.

As chapas foram redimensionadas, passando a chapas do controlador, dos motores e da bateria para 2mm de espessura (em aço inox AISI 304). A furação para união da chapa do controlador à chapa dos motores foi alterada, pois no modelo anterior alguns atravancamentos impediam que a bateria (localizada no lado do controlador) deslizasse corretamente no seu compartimento aquando da remoção das baterias para carregamento.

Também a cotagem de quinagem da chapa do controlador foi alterada para que os cabos que saíam do controlador não ficassem numa posição de torção constante.

O cubo e a peça de alojamento do cubo foram reduzidos para um formato quadrado (com dimensões de 60mm x 60mm x 17,5mm) e a ligação entre a chapa e estes dois componentes passou a ser feita com apenas 4 parafusos M5. A chapa da roda anti-volteio foi igualmente redesenhada de forma a perder peso e a melhorar a sua aparência visual. Relativamente às chapas, neste novo protótipo foram usadas chapas de aço inox soldadas por TIG e o elétrodo é também uma vareta em aço inox.

O incremento final de massa, pelo novo conjunto de chapas (direita e esquerda) incluindo as peças maquinadas para o chavetamento do eixo do motor, foi de cerca de 4kg. A Figura 8 apresenta o protótipo 3.



Figura 8: Modelação 3D final do protótipo 3 (final)

O kit de conforto desenvolvido no protótipo 3, é constituído por alterações na componente de apoio de braço (convencionalmente em espuma de poliuretano), tendo sido redimensionada a peça, com o aumento da largura do apoio e o seu desenho em termos de ergonomia. Paralelamente a esta melhoria foram igualmente introduzidas alterações nos estofos do

assento e do apoio lombar, culminando com o desenvolvimento de um sistema de visco-gel (para profilaxia de úlceras de pressão e aumento do conforto em utilização contínua da cadeira) e novos têxteis de revestimento.

Foi ainda incluído neste modelo, uma bolsinha nas costas do apoio lombar para transporte de pequenos objetos, bem como um sistema de fixação (ao chassis da cadeira) para transporte de uma canadiana ou bengala, sem o aumento das dimensões de atravancamento do produto, ou alteração da construção da cadeira. A nova forqueta (construída em chapa de aço de 4mm de espessura com furação realizada em duas meias canas e soldadas a meio) para a nova roda pneumática frontal, bem como o sistema de reclinção da cadeira, para melhor equilíbrio de pesos e transferência de massas, aquando de abordagem a inclinações por parte de tetraparaplégicos, podem ser visualizadas na figura 9. Este sistema de indexação mecânico (dentado), atuado pelo utilizador, através de um sistema de alavanca (manipulo, cabo de aço e mola), permite, como foi mencionado, auxiliar o utilizador em inclinações, bem como garantir-lhe uma possibilidade de regulação de postura ao longo do dia, diminuindo a sensação de falta de desconforto e de falta de autonomia.

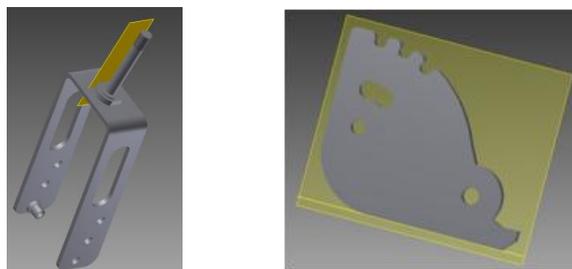


Figura 9 - À esquerda nova forqueta para roda pneumática e à direita, componente do sistema de reclinção

Conclusões

Relativamente ao projeto e desenvolvimento deste novo Sistema Universal para Conversão “Plug and Play” de Cadeira de Rodas Manuais em Eléctricas foi possível criar um dispositivo inovador, facilmente configurado a cada utilizador, de utilização intuitiva, fiável e económico, permitindo assim colmatar e atenuar as deficiências dos atuais dispositivos existentes e normalmente utilizadas para este propósito, nomeadamente custo muito elevado.

Dado que a fase da construção física do primeiro protótipo final foi já concluída com sucesso, a próxima e a mais importante fase do processo de projeto será realizar a sua validação, através da aferição do seu desempenho em condições reais de utilização, por parte de diversos pacientes com vários tipos de deficiências motoras e cognitivas, segundo uma bateria de testes sistemáticos que serão estabelecidos com o apoio técnico especializado de médicos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. Seguidamente e através da análise e discussão detalhada dos resultados dos testes efetuados, serão estudadas, desenvolvidas e implementadas as alterações necessárias para otimizar o produto final.

Referências

- [1] Frost & Sullivan Research Service, *Advances in Rehabilitation Technologies - An Analytical Perspective of the Physical Rehabilitation Industry* - (Technical Insights). <http://www.frost.com/prod/servlet/report-brochure.pag?id=D10F-01-00-00-00> (15/01/2013).
- [2] Stephen, S.: “Impact of surface, Type, Wheelchair Weight, and Axle Position, on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults”, *Arch Phys Med Rehab*, Vol. 90:1073-5 (2009).
- [3] Gorce, P., Louis, N.: “Wheelchair Propulsion Kinematics in Beginners and Expert Users: Influence of Wheelchairs settings”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 27 (2012), pp. 7-15.
- [4] David, A. S. et al.: “Effect of a Pushrin - Activated Power Assist Wheelchair on the Functional Capabilities of Persons with Tetraplegia”, *Arch Phys Med Rehab*, Vol. 86:360-6 (2005).
- [5] Marieke, G.M., Klossterman “Comparison of shoulder load during power assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion”, *Clinical Biomechanis*, Vol. 27 (2012), pp. 428-435.