



FEUP FACULDADE DE ENGENHARIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

Fabrico, alinhamento e avaliação de marcha com próteses e ortóteses de membros inferiores

Trabalhos Práticos
Mestrado em Engenharia Biomédica
Porto, 06 de Julho de 2013

Trabalho realizado por: Sara Marques

Fabrico, alinhamento e avaliação de marcha com próteses e ortóteses de membros inferiores

Unidade Curricular de Trabalhos práticos realizada sob a orientação de:

Prof. Doutor João Manuel R. S. Tavares (orientador)

Prof. Associado do Departamento de Engenharia Mecânica Faculdade de Engenharia da
Universidade do Porto

Trabalhos Práticos

Mestrado em Engenharia Biomédica

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Porto, Julho de 2013

Agradecimentos

Ao Professor João Manuel R. S. Tavares por toda a sua disponibilidade, compreensão, ajuda e incentivo para a realização deste relatório. À Professora Ana Maria Mendonça pela compreensão.

A toda a equipa técnica da MGOrtopedia pela ajuda prestada, tantas vezes difícil em momentos de *stress* de trabalho.

Aos pacientes que participaram neste trabalho, um muito obrigada pela disponibilidade e colaboração.

Ao meu pai em particular, por todos os conhecimentos técnicos que me tem transmitido, ajuda e paciência.

À minha mãe e irmã pela apoio, carinho e incentivo.

A todos, o meu sincero agradecimento.

Resumo

Próteses e Ortóteses são dispositivos médicos feitos por medida cada vez mais, produtos de alta tecnologia e avanço científico, embora no nosso país esses avanços ainda não estejam completamente implantados. Este tipo de produtos são ainda fabricados de forma artesanal, em pequenas empresas, com poucos recursos aos últimos avanços tecnológicos, deixando nas mãos das grandes multinacionais o controle de toda a tecnologia inerente.

O processo de fabrico envolve uma série de etapas, sendo o alinhamento do produto final uma das mais importantes para o bom funcionamento e desempenho do dispositivo, bem como do conforto para o paciente.

No presente trabalho elegeram-se dois casos de estudo de pacientes, um portador de uma patologia e o qual necessita de um ortótese para correção da acentuada deformação e outro paciente com uma amputação traumática do membro inferior transtibial. Foram apresentadas todas as etapas do processo até à obtenção do produto final, bem como os habituais procedimentos para alinhamento dos dispositivos, evidenciando como são aplicados os conceitos de biomecânica durante o seu fabrico, sem recurso cálculos precisos.

De futuro, o objetivo será o de uma análise mais precisa, não só observacional, usando métodos científicos, como análise de marcha em laboratórios de biomecânica, percebendo de que forma esta área de estudo nos ajudará a melhorar o desempenho e fabrico deste tipo de dispositivos médicos feitos por medida.

Palavras-Chave: Próteses, Ortóteses, Amputação, Biomecânica, Alinhamento, Dispositivo Médico

Abstract

Prosthetics and Orthotics are custom-made medical devices increasingly high-tech products and scientific breakthrough, although in our country these advances are not yet fully implemented. Such products are still manufactured by hand in small companies with few resources to recent technological advances, leaving in the hands of large multinational companies control all the technology inherent.

The manufacturing process involves a series of steps, and the alignment of the final product one of the most important for the correct operation and performance of the device, as well as patient comfort.

In this study elected to two case studies of patients, a carrier of a disease and which need an orthoses for correction of severe deformation and another patient with a traumatic amputation of the lower limb transtibial. Have been presented all process steps up to obtain the final product as well as the usual procedures for aligning device, showing how the concepts are applied biomechanics during its manufacture, without using precise calculations.

In future, the aim will be to a more precise analysis, not only observational, using scientific methods, such as gait analysis in biomechanics laboratories, realizing how this area of study will help us to improve the performance and manufacture of such devices custom-made medical.

Índice

Índice de Abreviaturas.....	4
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Objetivo.....	1
1.3. Estrutura.....	2
Fundamentos Teóricos.....	3
2.1. <i>Marcha Humana</i>	3
2.1.1 Ciclo de Marcha Normal.....	3
2.1.2 Ciclo de Marcha de Amputados Transtibiais.....	3
2.2. <i>Próteses de Membros Inferiores</i>	4
2.2.2 Princípios Biomecânicos em Próteses Transtibiais.....	6
a) Design do encaixe.....	6
b) Alinhamento estático e dinâmico em próteses transtibiais.....	8
2.3 Ortóteses	9
2.3.1 Princípios Biomecânicos.....	11
2.4 <i>Anatomia do Membro Inferior</i>	12
2.4.1 Anatomia da Perna.....	12
2.4.2 Anatomia do pé.....	13
Trabalho Experimental.....	14
3.1. <i>Caso 1: Ortótese em fibra de carbono para correção de deformação de tornozelo Valgu por distrofia muscular provocado pela doença Lupus.</i>	14
3.1.1 Processo de Fabrico.....	16
3.2 <i>Caso 2: Fabrico de prótese para amputação transtibial</i>	18
3.2.1- Processo de Fabrico.....	19
Conclusões e Trabalho Futuro.....	24
Referências.....	25

Índice de Figuras

Fig. 1 Amputações do pé [9].....	5
Fig. 2 Amputação transtibial [9]	5
Fig. 3 Amputação desarticulação do joelho [9]	5
Fig. 4 Amputação transfemural [9].....	5
Fig. 5 Amputação desarticulação da anca [9].....	5
Fig. 6 Zonas de pressão a ter em conta no design de um encaixe [1]	7
Fig. 7 Esquema dos momentos gerados e forças que atuam numa prótese de amputação transtibial [3]	9
Fig. 8 Ortótese FO a) e Ortótese AFO b) [1].....	10
Fig. 9 Ortótese KAFO a) e HKAFO b) [1].....	10
Fig. 10 'Tree-point Force'[1]	11
Fig. 10 Anatomia da perna [8]	12
Fig. 11 Anatomia do pé [8]	13
Fig. 12 TAC aos pés da paciente a) e Imagem fotográfica dos pés da paciente b)	14
Fig. 13 Ortótese utilizada pela paciente	15
Fig. 14 Realização do molde gessado a) e moldagem das palmilhas a fabricar b)	16
Fig. 15 Correção e acerto de medidas dos moldes de gesso	17
Fig. 16 Alinhamento lateral e posterior dos molde de gesso	17
Fig. 17 Vista frontal dos corrigidos	18

Fig. 18 Realização de medidas e molde gessado ao coto do amputado	19
Fig. 19 Correção e acerto de medidas do molde	20
Fig. 20 Molde pronto para laminagem a) e encaixe final TSB em fibra de carbono.....	21
Fig. 21 Alinhamento estático em vista sagital e frontal.....	22
Fig. 22 Alinhamento tradicional	23
Fig. 23 Vista frontal da prótes a) e vista lateral em flexão b) 23	

Índice de Abreviaturas

PTB – *Patellar Tendon Bearing*;

TSB – *Total Surface Bearing*;

TAC – Tomografía Axial Computorizada;

ISO - *The International Organization for Standardization*;

FO – *Foot Orthosis*;

AFO – *Ankle Foot Orthoses*;

KAFO – *Knee Ankle Foot Orthoses*;

HKAFO – *Hip Knee Ankle Foot Orthoses*.

Capítulo 1.

1.1. Enquadramento

O fabrico de dispositivos médicos feitos por medida, nomeadamente próteses e ortóteses de membros inferiores envolve uma série de processos até à obtenção do produto final, isto é a tiragem do molde gessado, a moldagem (para obtenção do contra molde) e a posterior montagem e alinhamento. Na sua concepção e posterior aplicação no(s) membro(s) do paciente o alinhamento é provavelmente um dos fatores mais importantes para o bom desempenho e funcionalidade do dispositivo quando aplicado no membro do paciente, tanto em ortóteses como em próteses, sendo normalmente de dois tipos, estático e dinâmico. O fabrico de próteses e ortóteses é ainda nos dias de hoje maioritariamente (nomeadamente no nosso país) feito de forma quase artesanal, em ambientes de pequenas empresas, quase sempre familiares.

1.2. Objetivo

O principal objectivo deste trabalho foi fazer uma análise detalhada do fabrico deste tipo de dispositivos, apresentando todo o processo fabrico desde a tiragem do molde até ao produto final, focando o alinhamento e técnicas tradicionais utilizadas; perceber como são feitos em ambiente tradicionais os tipos de alinhamentos e como afetam no desempenho do próprio dispositivo e a sua funcionalidade até se atingir e performance mais adequada ao paciente, para em trabalho futuro poderem ser comparados aos métodos de análise em laboratórios de análise de marcha.

1.3. Estrutura

Este relatório está dividido em 4 capítulos. Depois de enquadrado e apresentado o objetivo do trabalho no capítulo 1, no capítulo 2 são expostos alguns dos fundamentos teóricos necessários para a realização do objetivo proposto. No capítulo 3 é apresentado o trabalho experimental, mostrando todas as etapas que foram necessários para a finalidade do mesmo, finalmente no capítulo 4, são apresentadas todas as conclusões consideradas oportunas bem como o trabalho a desenvolver e de que forma será desenvolvido.

Capítulo 2.

Fundamentos Teóricos

2.1. Marcha Humana

2.1.1 Ciclo de Marcha Normal

O ciclo de marcha começa com o primeiro contato do calcanhar do pé direito com o solo e termina quando ocorre o novo contato do calcanhar do pé direito com o solo. O ciclo de marcha pode ser dividido em duas fases principais: fase de apoio, em que o pé está em contacto com a superfície de apoio e fase de balanço, em que o pé não está em contato com a superfície de apoio, terminando esta fase no momento em que o calcanhar contata de novo com o solo. Durante o balanço, o membro contra-lateral que não está em contato com a superfície de apoio é flectido no joelho, adiantando para tocar o solo à frente do indivíduo. O ciclo de marcha dura cerca de 1 segundo, sendo que a fase de apoio ocupa entre 51 e 60% do ciclo e a fase de balanço entre 38 a 40% do ciclo [7].

2.1.2 Ciclo de Marcha de Amputados Transtibiais

Um indivíduo amputado que usa uma prótese sofre alterações no seu padrão de marcha normal. Diversos estudos realizados em laboratórios de marcha têm demonstrado que indivíduos que usam próteses em amputações transtibiais exibem uma fase de balanço mais longa e uma fase de apoio relativa ao ciclo de marcha típico de um indivíduo saudável. Caminhar com uma prótese requer em qualquer situação exercer maior carga no membro intato, prolongando a produção de força de propulsão desse mesmo membro. Estudos realizados também demonstraram que um indivíduo amputado apresenta uma extensão de anca mais elevada, para compensar a falta de dorsiflexão na

articulação do tornozelo. Outras assimetrias podem incluir um comprimento de passo maior com a prótese e a redução da extensão do joelho no lado amputado.

2.2. Próteses de Membros Inferiores

Segundo a norma ISO 10328:200 “ O termo Prótese é um dispositivo aplicado externamente usado para repor totalmente, ou parte, da ausência ou deficiência de um de um segmento de um membro inferior ou superior”[10].

A classificação de uma amputação é baseada no nível a que o membro é amputado e é designada por transversa pois ocorre no plano transversal ao osso, quando uma amputação ocorre numa articulação (preservando-a) é designada por desarticulação, existindo ainda a amputação congénita (quando o paciente nasce sem ou parte de um membro)[4]. Nos membros inferiores os níveis de amputação são classificados da seguinte forma:

- Próteses de amputação parcial ou total do pé: as amputações do pé podem ocorrer a vários níveis dependendo da situação patológica em causa, conforme é possível visualizar na figura 1, a amputação pode ocorrer abrangendo todos os ossos falângicos e metatársicas, amputação de *Lisfranc*, para além desses ossos quando são removidos parte dos ossos do tarso (cuboide, cuneiformes e navicular) preservando o tálus e o calcâneo (articulação talocrural), designando –se por desarticulação de *Choupart*, quando ocorre a remoção também do tálus e parte do calcâneo, o restante é fixado na tibia por artrodese designa-se *Pirogoff* e por último quando a amputação é transmaleolar, amputação de *Syme*, considerando-se está já uma transição para a amputação transtibial;
- Próteses de amputação transtibial, figura 2: a amputação transtibial pode ocorrer a vários níveis da tibia e perónio, 1/3 inferior, 1/3 médio ou 1/3 superior, dependendo da zona da tibia e perónio que são conservados;
- Próteses de desarticulação do joelho, figura 3: neste tipo de amputação a articulação do joelho é preservada;

- Próteses de amputação transfemoral figura 4: 1/3 inferior, 1/3 médio ou 1/3 superior, dependendo da zona do fémur que é conservada;
- Próteses de desarticulação da anca (hemipelvectomia) figura 5: há conservação do colo do útero e acetábulo (articulação da anca).



Fig. 1 Amputações do pé [9]



Fig. 2 Amputação transtibial [9]



Fig. 3 Amputação desarticulação do joelho [9]



Fig. 4 Amputação transfemural [9]



Fig. 5 Amputação desarticulação da anca [9]

2.2.2 Princípios Biomecânicos em Próteses Transtibiais

a) Design do encaixe

Um encaixe é um dos componentes de uma prótese. É um componente rígido que está ou não em contato direto com o coto do amputado. Todos os tipos de encaixes para próteses, qualquer que seja o nível de amputação, são obtidos pelo negativo de um molde de gesso feito ao coto do amputado. O técnico envolve ligaduras de gesso à volta do coto tentando obter a maior superfície de contato possível, em seguida enche o molde com gesso e seca-o para posterior correção. A correção é uma das etapas mais importantes no fabrico de um encaixe. O técnico ao corrigir (com uma lima 'groza'), dá formas ao molde, altera-o, de forma a exagerar as zonas que toleram melhor a pressão e a diminuir as que são menos tolerantes, nos tecidos mais sensíveis. Após correção pode ter que ir a uma estufa dependendo ou não do tipo de interface que é utilizado na prótese em fabrico. A laminagem é a etapa final para obter o contra molde (positivo) do encaixe final, onde se podem usar dois tipos principais de matérias, resinas epoxy ou carbono.

O design de um encaixe é feito de forma a contatar toda a superfície do coto de maneira a minimizar a pressão, mas este contato nem sempre é feito de forma uniforme, é necessário ter em conta as zonas que toleram melhor a pressão e as mais sensíveis. A zona do ligamento patelar é dos que melhor tolera a pressão e por isso as convexidades interiores do encaixe são mais proeminentes nessa zona, os músculos gêmeos, a cabeça do perónio, a crista da tibia, os côndilos tibiais e a parte distal da tibia e perónio são zonas sensíveis onde é exercida menos pressão, evidenciadas na figura 6.[1]

Os dois principais tipos de encaixe são o PTB (*Patellar Tendon Bearing*), onde a descarga de peso é feita sobre o tendão patelar. O bordo proximal do encaixe termina a nível do centro do joelho e TSB (*Total Surface Bearing*), todas descargas são feitas uniformemente por todo o encaixe.

O encaixe é o componente mais importante para que uma prótese tenha um bom desempenho e seja confortável para o paciente. Existem diversos tipos de

tecnologia de encaixe, que variam conforme as zonas de pressão e descompressão que serão exercidas no coto do amputado.

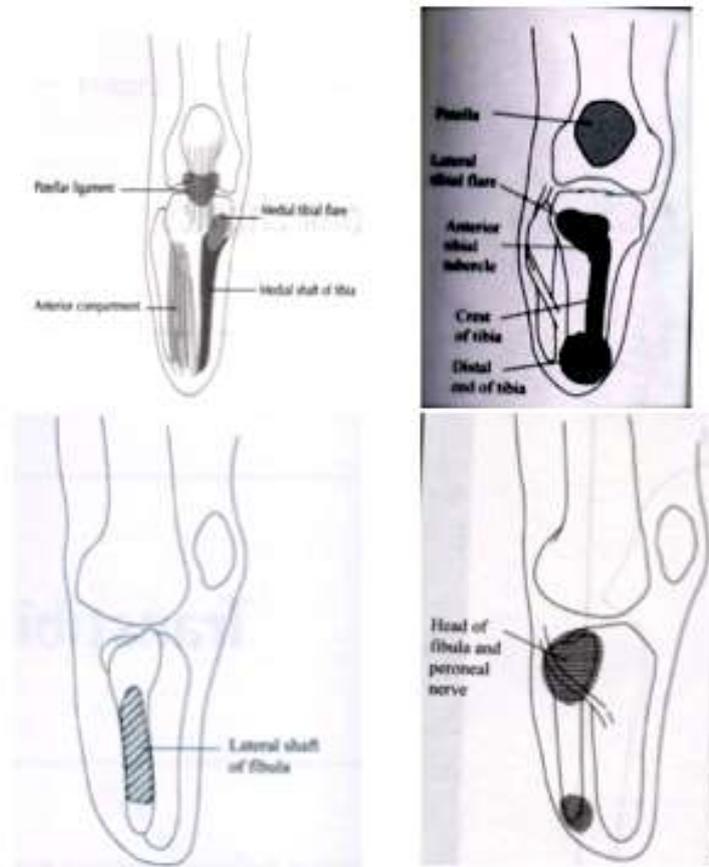


Fig. 6 Zonas de pressão a ter em conta no design de um encaixe [1]

b) Alinhamento estático e dinâmico em próteses transtibiais

O alinhamento de uma prótese de amputação do membro inferior é normalmente dividido em alinhamento estático (alinhamento de bancada) e dinâmico. O alinhamento de bancada refere-se à montagem dos componentes protéticos segundo os padrões estabelecidos. O alinhamento dinâmico ocorre quando o paciente tem a sua prótese colocada e ajustada e caminha sobre a mesma [1]. O técnico alcança o alinhamento ideal por observação da performance do paciente a caminhar com a prótese [1].

O alinhamento desempenha um papel fundamental na função e desempenho de uma prótese. É definido como o processo de medida da orientação do encaixe relativamente ao pé protésico. A localização do encaixe relativo ao pé protésico é fundamental pois influenciará a forma como é feita a transferência de peso do membro residual para o solo. Um mau alinhamento para além de provocar um grande desconforto na marcha do amputado, reduzindo a sua mobilidade, aumentará a carga exercida no membro residual. O alinhamento afeta a transmissão de momentos no plano sagital e frontal; o técnico tem por isso de reconhecer a relação desses momentos com o alinhamento para entender de que forma o alinhamento a função da prótese [5]. Diversos estudos têm vindo a comprovar que para um técnico é muito difícil determinar qual o melhor alinhamento apenas por análise visual da marcha do amputado

O conceito de 'Momento de reação do encaixe' é definido como o momento que atua no centro geométrico do encaixe e é transmitido através da prótese da parte distal do encaixe, às articulações durante a marcha [5], figura 7. Um mau alinhamento leva a um aumento da força compensatória exercida sobre o encaixe. Quanto maior a força exercida do membro residual sobre o encaixe maior será o momento resultante, o que levará a um aumento da atividade muscular no membro residual e por isso um maior desgaste de energia do amputado [6].

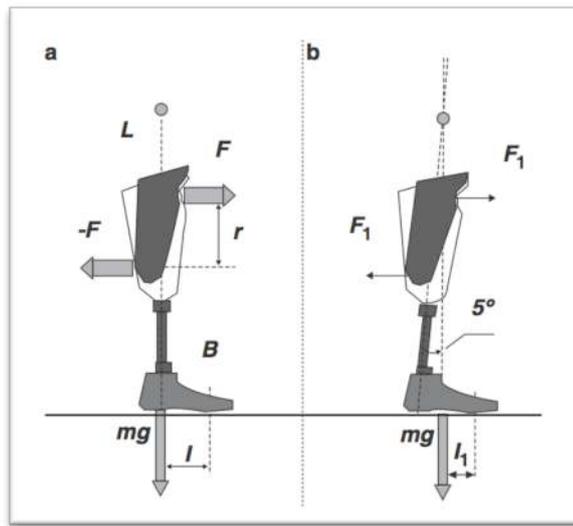


Fig. 7 Esquema dos momentos gerados e forças que atuam numa prótese de amputação transtibial [3]

2.3 Ortóteses

A palavra ortótese deriva do Grego 'orthos' que significa 'para endireitar'. Ortóteses segundo a norma ISO (*The International Organization for Standardization*) são 'Dispositivos aplicados externamente composto por um único componente ou conjunto de componentes aplicados à totalidade ou parte dos membros inferiores, membros superiores, tronco, cabeça ou pescoço e suas articulações intermediárias para auxiliar os sistemas neuromuscular e esquelético' [2]. É por isso um aparelho ou dispositivo médico feito à medida do paciente, usado no corpo para fins terapêuticos, com o objectivo principal de fornecer força ao corpo fornecendo resistência ao movimento, no caso de a patologia contrariar o movimento normal da parte do corpo em questão ou assistência no movimento, no caso de pacientes com patologias com movimentos descontrolados ou anormais e transferência de forças quando a ortótese é aplicada em determinada região para aliviar uma outra [1].

As ortóteses que envolvem uma ou mais partes dos membros inferiores são designadas por ortóteses de membro inferior e são classificadas conforme o membro e a articulação que necessita de correção: FO (*Foot Orthose*) figura 7 a), AFO (*Ankle Foot Orthose*) fig. 7 b), KAFO (*Knee Ankle Foot Orthose*) fig. 8 a) e HKAFO (*Hip Knee Ankle Foot Orthose*) fig. 8 b) [1].

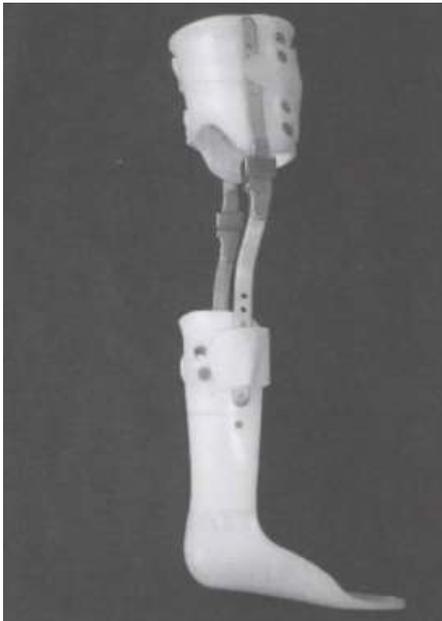


a)



b)

Fig. 8 Ortótese FO a) e Ortótese AFO b) [1]



a)



b)

Fig. 9 Ortótese KAFO a) e HKAFO b) [1]

2.3.1 Princípios Biomecânicos

O fabrico de uma ortótese envolve um sistema de forças e contra forças que se designa por sistema de pressões, este sistema é conhecido como '*three-point force*', figura 10, que consiste numa força principal que atua numa direção e duas contra-forças que atuam em direção oposta localizadas distal e proximal à força principal aplicada. A força de reação do solo, ou seja, a força gerada pelo solo no paciente desempenha também um papel importante no controlo do movimento de uma articulação. Por exemplo, quando o pé contata com o solo durante a marcha produz um momento em relação às articulações do membro inferior. Dependendo da linha de atuação da força, o momento pode ser em flexão, extensão ou linha com o centro da articulação, anulando o momento.

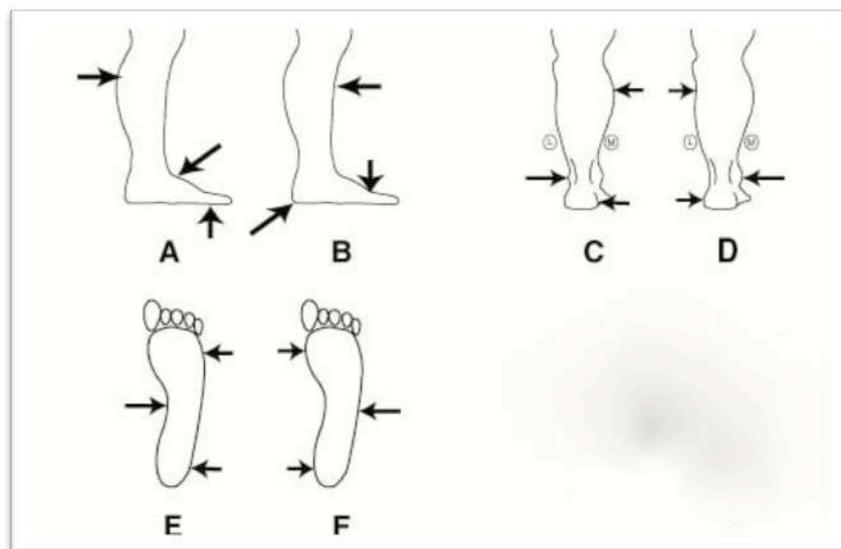


Fig. 10 'Tree-point Force'[1]

2.4 Anatomia do Membro Inferior

2.4.1 Anatomia da Perna

A perna é a parte do membro inferior situada entre o joelho e o tornozelo e é constituída por dois ossos a tibia e o perónio, figura 9. A tibia articula-se com o fémur e é o maior dos ossos da perna, suportando a maior parte do peso da perna. Logo abaixo do joelho a tibia possui uma tuberosidade (tuberosidade tibial) onde se insere o quadricípite crural, na sua parte proximal apresenta duas cavidades glenoides achatadas, que se articulam com os côndilos do fémur, a sua parte distal alarga-se para formar o maléolo interno, que contribui para formar a face interna da articulação do tornozelo. O perónio não se articula com o fémur, mas a sua pequena cabeça proximal articula-se com a tibia, a sua parte distal alarga para forma o maléolo externo (lateral) que também contribui para a formação da articulação do tornozelo.



Fig. 11 Anatomia da perna [8]

2.4.2 Anatomia do pé

O pé é formado por 7 ossos társicos (calcâneo, astrágalo (tálus), navicular (escafoide)), cuboide e três cuneiformes. O astrágalo articula-se com os maléolos da tíbia e do perônio, formando a articulação do tornozelo. O calcâneo suporta o astrágalo. O pé é ainda formado pelos ossos metatársicos e as falanges, divididas em proximal, distal e média, figura 10.

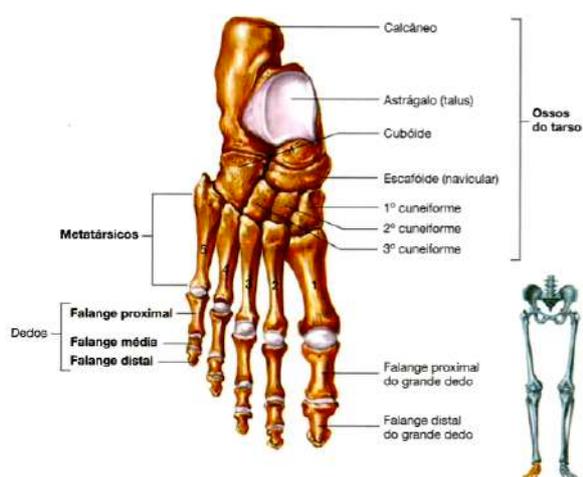


Fig. 12 Anatomia do pé [8]

Capítulo 3.

Trabalho Experimental

3.1. Caso 1: Ortótese em fibra de carbono para correção de deformação de tornozelo Valgu por distrofia muscular provocado pela doença Lupus.

Paciente do sexo feminino com 47 anos, cerca de 56 Kg, 1,68m de altura com doença de Lúpus. Uma das várias consequências da doença foi uma distrofia muscular ao nível da articulação talocrural, apresentando valgismo ao nível do tornozelo e pé (planovalgus). Como é visível na TAC da imagem abaixo apresentada figura 11 a), há uma acentuada inversão do antepé (rotação interna dos ossos tarsais e metatarsais). É visível também outra deformidade Hállux Valgu, também provocado pela doença, mais acentuada no pé direito. A figura 11 b) mostra –nos a evidente deformação a olho nu.



a)



b)

Fig. 13 TAC aos pés da paciente a) e Imagem fotográfica dos pés da paciente b)

A paciente, embora consiga andar sem a ortótese, ao fim de algumas horas começa a perder força na articulação do tornozelo, sentindo dores e desequilibrando-se, tendo mesmo caído algumas vezes, por outro lado a inversão acentuada de ambos os pés faz com que tenha perdido praticamente todo o arco plantar, aumentando a sua instabilidade na marcha e fortes dores de coluna essencialmente.

Após a análise das imagens da TAC e dos pés e articulações da paciente, obtenção de imagens fotográficas, elaborou-se um esboço da ortótese mais adequada à sua patologia, onde o principal objetivo era desenvolver uma ortótese de tornozelo e pé (AFO) com barras estabilizadoras médio-lateral, para correção da deformação presente e a incorporação de uma palmilha anatómica com arco plantar, também feita por medida, para corrigir ao máximo a inversão do pé e consequente formação de pé plano.

A paciente já usa uma par de ortóteses em carbono feitas numa outra ortopedia, figura 12, mas às quais nunca se adaptou e por isso recorreu aos nossos serviços para tentarmos uma solução mais eficiente.



Fig. 14 Ortótese utilizada pela paciente

Após uma longa conversa com a paciente e depois de várias discussões entre a equipa técnica decidiu-se numa primeira fase criar dois estabilizadores em fibra de carbono apenas com estabilização médio-lateral, aumentando a pressão na zona da deformação com o intuito de a corrigir, e uma palmilha feita à medida com a devida compensação em altura para recriarmos a arcada plantar. O nosso objetivo é essencialmente estabilizar a zona da articulação do tornozelo médio-lateral tentando corrigir a deformação, pois a ortótese que possui limita-lhe a dorxiflexão causando-lhe desconforto e uma marcha pouco anatómica. Depois de obtidas as talas serão feitos testes com a paciente, caso esta solução não seja a mais adequada estudar -se - à uma outra possibilidade.

3.1.1 Processo de Fabrico

Etapa 1. O processo de fabrico iniciou-se pela tiragem de um molde gessado (ligaduras de gesso) aos pés e tornozelos da paciente, pressionando ligeiramente as zonas deformadas no sentido de contrariar a deformação, figura 13 a), para que o positivo do molde ao colocar na paciente obrigue a articulação a reposicionar-se corretamente. Após a realização do molde gessado seguiu-se a tiragem do molde para a realização das palmilhas, onde a paciente colocou os seus pés na espuma deformadora, figura 13 b).



a)



b)

Fig. 15 Realização do molde gessado a) e moldagem das palmilhas a fabricar b)

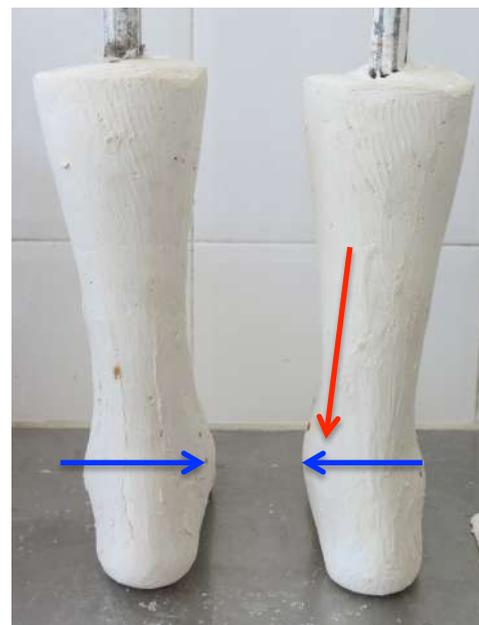
Etapa 2. Em seguida encheram –se os moldes e procedeu-se à sua correção, conforme figura 14, durante a correção, as zonas do maléolo lateral são preenchidas com volume para que haja descompressão no lado oposto à deformação. A correção é também feita tendo em conta o alinhamento do molde a 90º, figura 15. Depois de corrigido os moldes foram para a estufa secar a cerca de 200º, durante 8h. As figuras 15 b) e 16 mostram a vista posterior e anterior dos moldes após correção onde é visível a acentuada deformação.



Fig. 16 Correção e acerto de medidas dos moldes de gesso



a)



b)

Fig. 17 Alinhamento lateral e posterior dos molde de gesso



Fig. 18 Vista frontal dos corrigidos

As etapas seguintes ainda estão em processo de execução e por isso não foi possível a apresentação de mais resultados.

3.2 Caso 2: Fabrico de prótese para amputação transtibial

Paciente do sexo masculino, 40 anos de idade, amputado transtibial esquerdo por causa traumática (acidente de viação). Protetizado há mais de 10 anos. O amputado é atleta para-olímpico de ténis-de-mesa e por isso com um alto grau de mobilidade. A prótese fabricada é um dispositivo médico com um dos últimos sistemas de próteses mais avançados e inovadores.

Componentes protésicos elegidos:

- Encaixe rígido tipo PTB moldado em carbono
- Interface híbrido (silicone + poliuretano)
- Estrutura tubular em duralumínio
- Pé em Fibra de carbono Triton 1 c63 (OttoBock)

3.2.1- Processo de Fabrico

Etapa 1. Tiragem de medidas e obtenção do molde negativo.

Iniciou-se o processo de fabrico com tiragem de medidas ao coto do amputado conforme figura 17, para determinar a medida do interface adequado ao coto. Mediu-se o comprimento 4cm abaixo do coto e a circunferência distal. De seguida colocou-se o interface no coto e envolveu-se em película aderente para o proteger das ligaduras de gesso. As ligaduras de gesso foram enroladas à volta do coto aproveitando a máxima superfície de contato para conseguir uma distribuição de pressões fisiológica, figura 17. O encaixe a realizar será do tipo TSB, pois o paciente usará um interface em silicone (em conato direto com o coto) e por isso é necessário uma distribuição uniforme das pressões que serão exercidas pelo membro residual no encaixe.



Fig. 19 Realização de medidas e molde gessado ao coto do amputado

Etapa 2. Enchimento, secagem e correção do molde positivo

Na figura 18 mostra-se a correção (laminação do gesso) tendo em conta todas as medidas do coto do amputado de forma a obter um molde com a forma mais anatómica possível, tendo em conta as zonas mais sensíveis à pressão. O amputado tem a zona da cabeça do perónio muito saliente (consequência da amputação) com grande sensibilidade e por isso nessa zona tem de haver um alívio da pressão para que não lhe cause ferimentos no coto.

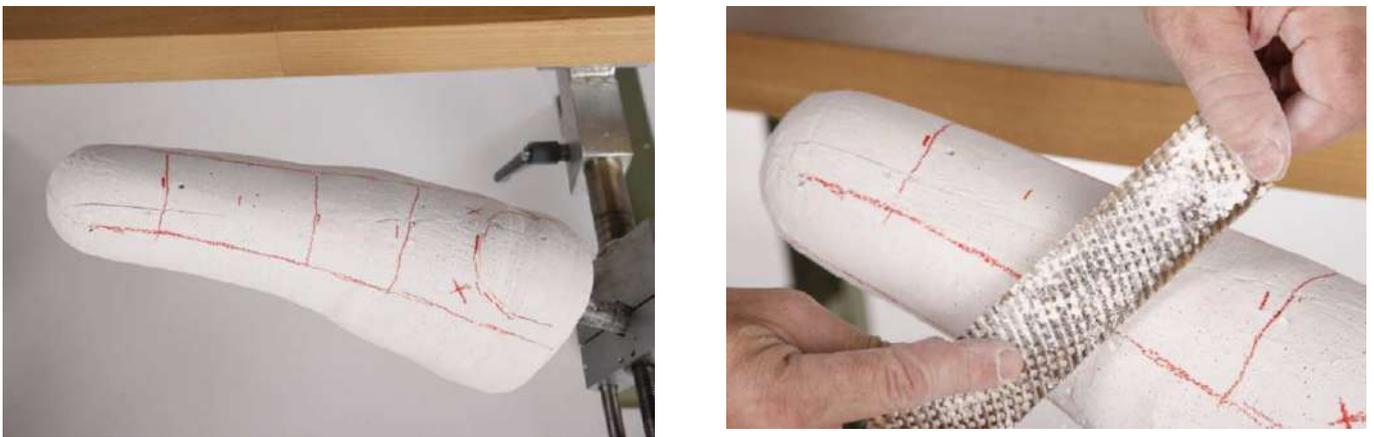


Fig. 20 Correção e acerto de medidas do molde

Etapa 3. Laminagem e obtenção do negativo (encaixe rígido)

Depois de seco o molde, colocou-se uma meia de vidro própria e revestiu-se com malha de carbono elástico, por fim colocou-se uma funda de PVA e procedeu-se à laminação, enchendo o encaixe com resina líquida de carbono, auxiliado pela máquina de vácuo. Após este processo, deixou-se secar e retirou-se o negativo do molde (encaixe rígido) do positivo, figura 19.



a)



b)

Fig. 21 Molde pronto para laminagem a) e encaixe final TSB em fibra de carbono

Etapa 4. Montagem dos componentes para obtenção do dispositivo médico e respectivo alinhamento de bancada (estático)

Depois de obtido o encaixe rígido final, fez-se a montagem de todos os componentes e posterior alinhamento dos mesmos. O alinhamento de bancada tradicional é feito com o chamado fio de prumo que possui na ponta um peso que se alinha com o centro de gravidade. Foi feito segundo o plano sagital conforme figura 20, o fio de prumo é colocado na parte lateral do encaixe que coincide com a cabeça do perónio e quando solto, automaticamente alinha-se com o centro de gravidade, e o mesmo tem de coincidir com o tacão (parte posterior) do sapato, se isso não acontecer, vai-se ajustando a posição do encaixe até o fio de prumo alinhar com o tacão do sapato. No plano frontal, o fio de prumo é alinhado na parte posterior e quando solto alinha-se com o centro de gravidade e tem de estar na parte medial

(interna) da prótese, caso não aconteça ajustasse o encaixe até à obtenção do alinhamento desejado.



Fig. 22 Alinhamento estático em vista sagital e frontal

Etapa 5. Alinhamento estático e dinâmico da prótese.

Esta representa a ultima etapa do processo de alinhamento. O amputado calçou a prótese e os ajustes foram feitos ao nível do pé. O nível de angulação é alterado de forma à obtenção da marcha mais anatômica e característica do amputado. Neste caso o amputado apresenta no membro contra-lateral uma abdução da perna e por isso fez-se uma alteração na angulação do pé protésico, manipulando o adaptador de 4 parafusos que o mesmo possui. O amputado fez vários exercícios de marcha e foi-se ajustando conforme também a sua preferência de marcha.



Fig. 23 Alinhamento tradicional



a)



b)

Fig. 24 Vista frontal da prótes a) e vista lateral em flexão b)

Capítulo 4.

Conclusões e Trabalho Futuro

No estudo de caso número 1, ainda não foram possíveis retirar conclusões pois o dispositivo final ainda não está pronto, em relação ao dispositivo médico, do estudo de caso 2 foi possível concluir que embora os métodos utilizados apesar de artesanais mostram-se eficientes na obtenção do principal objetivo, a boa protetização do amputado, com capacidade de se locomover com facilidade, correr e fazer desporto. O presente relatório permitiu-nos entender como é aplicada a biomecânica sem recursos a métodos numéricos e cálculos concretos. No trabalho futuro este tipo de avaliação será feito em laboratório de análise de marcha, com dados numéricos precisos, para que possamos comparar os dois métodos de forma a obter-se um fabrico deste tipo de dispositivos cada vez mais personalizado à patologia do paciente, ciclo de marcha. Entender de que forma parâmetros cinéticos e cinemáticos afetam o desempenho destas próteses em cada paciente, trabalhando para um futuro cada vez mais inovador que acompanhe a evolução tecnológica constante do nosso mundo.

Referências

- [1] Edelman J., Moroz, A. *Lower-Limb Prosthetics and Orthotics, Clinical Concepts*. Slack Incorporated
- [2] International Standard ISO 22523. *External limb prostheses and external orthoses – Requirements and test methods*. First edition. 2006-10-01.
- [3] Mark R. Pitkin. *Biomechanics of Lower Limb Prosthetics*. Springer. Boston, MA 02111 USA;
- [4] Cooper, R., Ohnabe, H., Hobson, D. *An Introduction to Rehabilitation Engineering – Series in Medical Physics and Biomedical Engineering*. Taylor&Francis. New York, 2006.
- [5] Kobayashi, T., Orendurff, M., et al. *Effect of transtibial prosthesis alignment changes on out-of-plane socket reaction during walking in amputees*. Journal of Biomechanics.
- [6] Boone, D., Kobayashi, T. Et al. *Influence of malalignment on socket reaction moments during gait in amputees with transtibial prostheses*. *Gait and Posture*. Volume 37, Issue 4, April 2013, pages 620-626.
- [7] Completo, A. Fonseca, F. *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindustria. 2011.
- [8] Drake. R, Vogl. W, Mitchell. Adam. *Gray's, Anatomia para Estudantes*. 2ª Edição. Elsevier.
- [9] Schile, Schon. *Compendio de Prótesis, Prótesis para la extremidade inferior*. OttoBock. Editado por Max Nader e Hans Georg Nader. 3ª edición. 2000;
- [10] International Standard. ISO 10328 *Prosthetics- Structural testing of lower limb prosthesis – Requirements and test methods*. First edition. 2006/10/01.
- [11] Schmalz, T., Blumentritt, S., Jarasch, R. *Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components*. *Gait and Posture*. Volume 16, pp 255-263. 2002.