

9,7 (numeros e queros)

(Handwritten signature)

FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA

PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL

AUTOMAÇÃO DA FLEXÃO DO TORNOZELO HUMANO

RELATÓRIO FINAL

Trabalho de formatura apresentado à
Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo para a obtenção dos
títulos de Graduação em Engenharia.

Orientador:

Prof. Dr. Fábio Gagliardi Cozman

São Paulo, 04 de dezembro de 2001.

Sumário

I.	Introdução	1
II.	Análise da marcha normal.....	3
III.	Estudo de marcha em pacientes com órteses	7
IV.	Levantamento de Soluções	13
IV.1.	Especificações	13
IV.2.	Mola	15
IV.3.	Motor Elétrico	17
IV.4.	Alavanca	19
IV.5.	Pneumático	20
V.	Escolha da melhor solução	22
VI.	Mecanismo acionado por mola	23
VI.1.	Descrição do mecanismo proposto.....	23
VI.2.	Determinação dos parâmetros do sistema	25
VII.	Projeto do Mecanismo	31
VII.1.	Projeto da Estrutura.....	32
VII.2.	Projeto da Mola	34
VIII.	Conclusão	36
IX.	Bibliografia.....	38
Anexo I	Código MATLAB para a análise dos ângulos necessários.....	i
Anexo II	Cálculo do torque passivo do tornozelo.....	iv
Anexo III	Desenvolvimento do modelo dinâmico	v
Anexo IV	Programa Matlab para simulação	xii
Anexo V	Desenhos Técnicos	xviii

I. Introdução

O presente trabalho teve como objetivo automatizar os movimentos do tornozelo de usuários de órteses. Órteses são dispositivos destinados a deficientes físicos que não possuem controle dos movimentos dos membros inferiores.

Esse projeto é complementar ao trabalho **“Desenvolvimento, construção e teste de um protótipo para flexão mecanizada do joelho em órteses”** (ACKERMANN et al. 2000) que visou a automatização dos movimentos do joelho em órteses simples de lesões baixas.

O projeto supracitado, o qual tomamos como base, foi concebido através de discussões com engenheiros da AACD (Associação de Assistência à Criança Defeituosa).

Dados fornecidos pela AACD em (ACKERMANN et al. 2000) revelam que aproximadamente 8000 pessoas por ano sofrem lesão medular no Brasil, dos quais 50% (4000) tornam-se paraplégicos completos. Em torno de 40% (1600) dessas pessoas têm condições de utilizar órteses sem risco para a saúde, mas apenas 5% (200) delas as utilizam regularmente. Os principais fatores que contribuem para a não utilização das órteses são o peso da órtese, o esforço requerido para mover a estrutura inflexível, a falta de realimentação sobre a posição dos membros, as possibilidades de queda, o preço e a falta de estética da marcha.

A automação dos movimentos do tornozelo e do joelho beneficiaria a estética e o conforto da marcha, tornando os movimentos mais suaves e naturais, evitando as lesões causadas pelo esforço requerido na marcha com órteses

convencionais. Em (ACKERMANN et al. 2000) obteve-se um bom avanço sobre essas questões, diminuindo-se o esforço necessário para a marcha com a redução da altura de elevação do quadril. Obteve-se também grande melhora na estética do movimento.

O objetivo do trabalho aqui desenvolvido é otimizar o funcionamento da órtese, aproximando ainda mais o movimento realizado pelo paciente à marcha humana normal. Para tanto, propõe-se o desenvolvimento de um mecanismo de automação da flexão do tornozelo. A inclusão desse mecanismo também reduzirá a necessidade de flexão do joelho, facilitando a aplicação do sistema desenvolvido em (ACKERMANN et al. 2000).

Nos capítulos II e III é realizado um estudo da marcha humana normal e da marcha de pacientes usuários de órteses. A partir desse estudo, são levantadas as necessidades do dispositivo de automação da flexão do tornozelo e diversas soluções para esse dispositivo são levantadas no capítulo IV. A melhor solução é escolhida no capítulo V e descrita com detalhes no capítulo VI. O projeto da solução escolhida é, então, apresentado no capítulo VII.

II. Análise da marcha normal

Inicialmente foi realizado o estudo da marcha humana normal baseado em “Análise de Marcha” Manual do CAMO-SBMFR” (SAAD et al. 1997). A marcha humana é um conjunto de movimentos repetitivos (das extremidades superiores e inferiores, tronco e cabeça) que permitem uma pessoa caminhar. Esta é considerada normal quando gerada automaticamente pelo sistema sensorio motor sem esforço consciente.

Um ciclo da marcha normal pode ser definido como o intervalo entre dois toques consecutivos de um mesmo calcanhar no solo, podendo ser visualizado na figura 1:



figura 1 Marcha humana normal. Reproduzido de “Análise de Marcha” Manual do CAMO-SBMFR (SAAD et al., 1997).

Observa-se que, durante o ciclo, o pé pode estar em contato com o solo (fase de apoio) ou no ar (fase de balanço). Além disso, pode-se ter apoio simples (apenas um pé na fase de apoio) ou apoio duplo (os dois pés na fase de apoio).

A fase de apoio inicia-se quando o calcanhar toca os solo e termina quando o pé deixa o solo (impulsão), correspondendo a 60% do ciclo da marcha. A fase

de balanço inicia-se com a impulsão e termina com o toque calcanhar-solo, correspondendo a 40% do ciclo da marcha.

Para estudo detalhado as fases da marcha são divididas nos seguintes eventos:

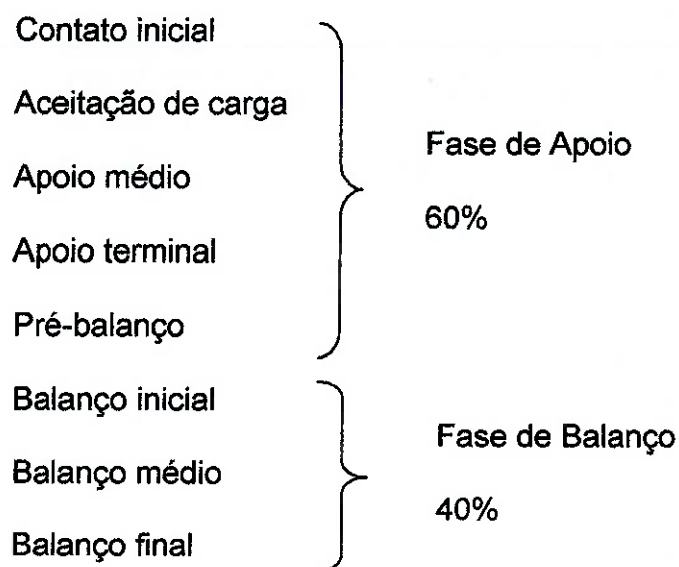


figura 2 Contato inicial e aceitação de carga. Reproduzido de "Análise de Marcha" Manual do CAMO-SBMFR (SAAD et al. 1997).



figura 3 Apoio médio. Reproduzido de "Análise de Marcha" Manual do CAMO-SBMFR (SAAD et al. 1997).



figura 4 Apoio terminal e pré-balaço. Reproduzido de "Análise de Marcha" Manual do CAMO-SBMFR (SAAD et al. 1997).



figura 5 Balaço inicial e balaço médio. Reproduzido de "Análise de Marcha" Manual do CAMO-SBMFR (SAAD et al. 1997).



figura 6 Balanço terminal. Reproduzido de "Análise de Marcha" Manual do CAMO-SBMFR (SAAD et al. 1997).

III. Estudo de marcha em pacientes com órteses

A análise da marcha será feita com relação ao plano sagital, que é o plano definido pela direção vertical e a direção do movimento. A figura 7 mostra os parâmetros da marcha existentes nesse plano.

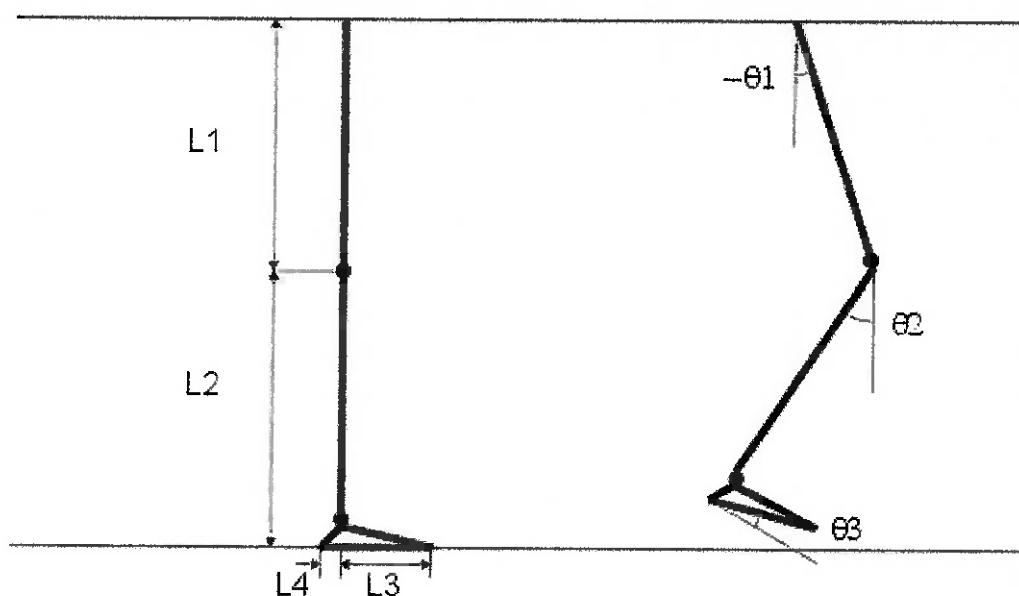


figura 7 Ângulos e dimensões da perna no plano sagital.

Onde:

θ_1 – ângulo entre a coxa e a vertical (positivo no sentido anti-horário).

θ_2 – ângulo entre a parte inferior da perna e o eixo da coxa (flexão do joelho, positivo no sentido anti-horário).

θ_3 – ângulo do tornozelo, entre o pé e sua posição de repouso (dorsiflexão do tornozelo, positivo no sentido anti-horário). A posição de repouso corresponde à que o pé forma ângulo reto com a parte inferior da perna.

L_1 – comprimento da coxa.

L₂ – comprimento da parte inferior da perna.

L₃ – distância entre a ponta do pé e o eixo da parte inferior da perna.

L₄ – distância entre o calcanhar e o eixo da parte inferior da perna.

As dimensões L1, L2, L3 e L4 foram obtidas através de relações biométricas (WINTER 1990) a partir da altura do paciente. Nas análises a seguir foi utilizada uma altura de 1,71m.

Pacientes com órteses simples para lesões baixas não possuem mobilidade dos joelhos e tornozelos. Isto faz com que seja necessária uma elevação do quadril para permitir o passo sem que o pé colida com o solo. Este movimento, além de esteticamente desagradável, acarreta uma série de complicações fisiológicas, desde o aumento do esforço (energia consumida) para a locomoção até a possível lesão de juntas e ligamentos devido à solicitação em condições anômalas.

A mecanização da flexão do joelho e tornozelo visa, assim, reduzir ou eliminar a necessidade de elevação do quadril, permitindo ao paciente realizar um movimento mais próximo do normal. Os benefícios são estéticos e fisiológicos. Para avaliar a influência da movimentação do joelho e tornozelo na necessidade de elevação do quadril foi calculada a trajetória do pé ao longo da fase de balanço de um passo estando o joelho e o tornozelo fixos em uma posição conhecida.

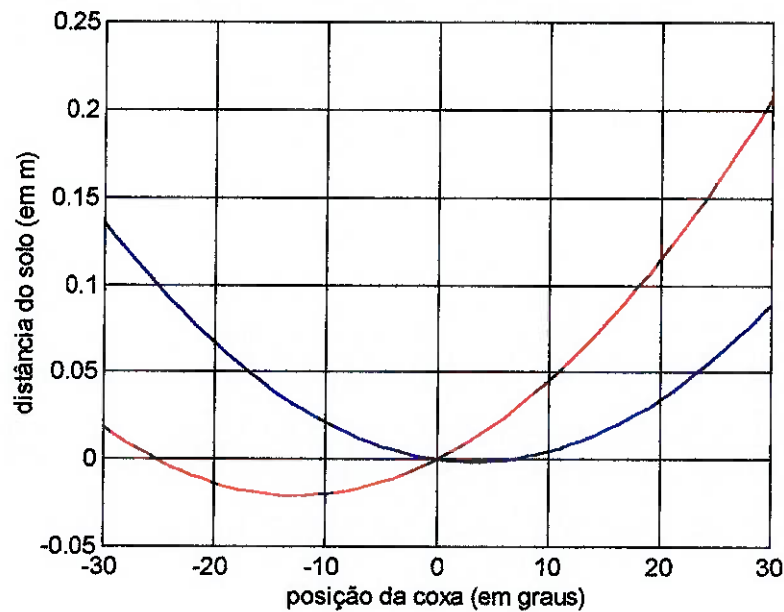


figura 8 Trajetória do pé ao longo do passo com joelho e tornozelo a 0° . Ponta do pé (vermelho) e calcanhar (azul).

Como se pode ver, sem a movimentação do joelho e tornozelo é necessário levantar o quadril cerca de 3cm para realizar o passo (caso contrário a ponta do pé colide com o solo na fase de balanço inicial). Esta é a situação dos pacientes com órteses convencionais.

Com a mecanização da flexão do joelho, é possível obter uma situação melhor, reduzindo significativamente a necessidade de elevação do quadril:

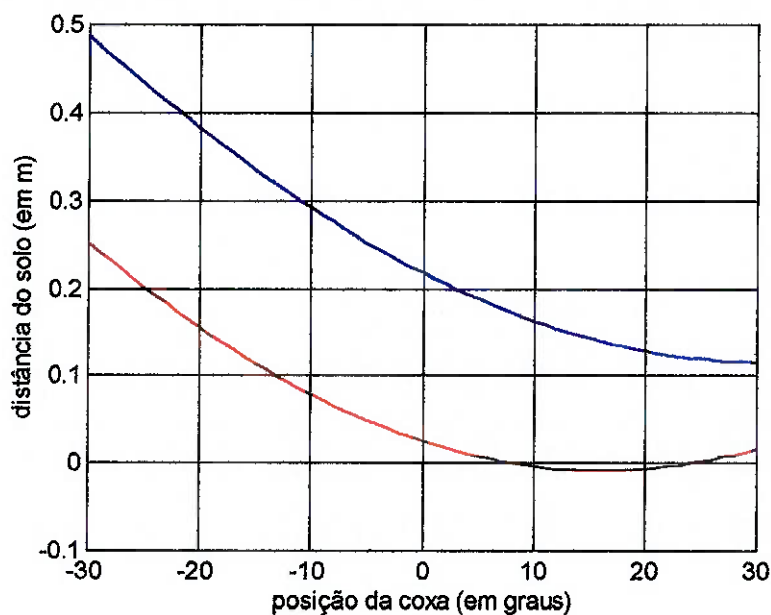


figura 9 Trajetória do pé ao longo do passo com joelho a 55° e tornozelo a 0° . Ponta do pé (vermelho) e calcanhar (azul).

Nota-se que ocorre uma redução da necessidade de elevação do quadril para cerca de 1cm. O impacto da ponta do pé com o solo passa a ocorrer na fase de balanço terminal. Esta situação é muito mais favorável, reduzindo o esforço necessário para caminhar.

Finalmente, incluindo a dorsiflexão do tornozelo tem-se o seguinte resultado:

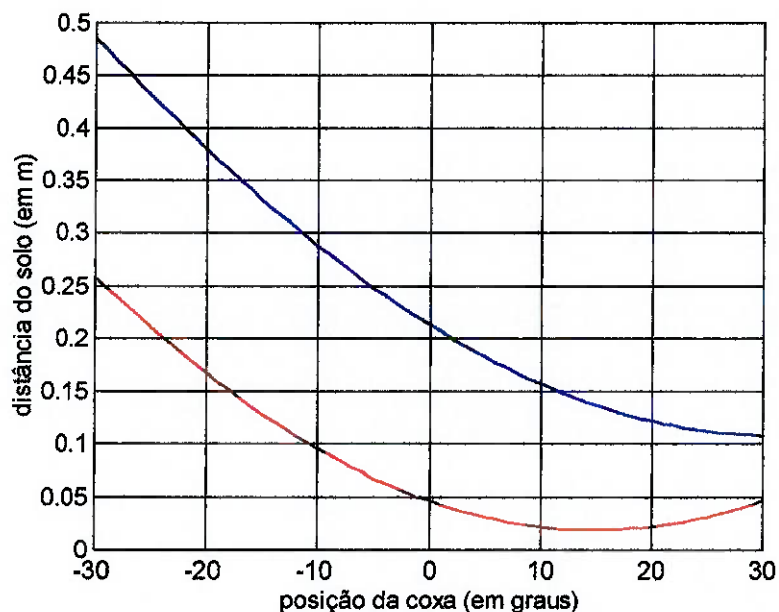


figura 10 Trajetória do pé ao longo do passo com joelho a 55° e tornozelo a 10° . Ponta do pé (vermelho) e calcanhar (azul).

Observa-se que não ocorre impacto com o solo, tendo sido eliminada a necessidade de elevar o quadril para realizar o passo. A elevação do quadril pode ser eliminada apenas com a flexão do joelho, no entanto para isto é necessário um ângulo de flexão maior que 60° , o que se torna difícil dadas as limitações de peso e volume do mecanismo. Deve-se ressaltar que esta é uma análise preliminar que considera o movimento da perna com as articulações do joelho e tornozelo fixas, não sendo uma análise dinâmica do comportamento da perna com um mecanismo real (em que as articulações se movimentam ao longo do passo). Esta análise, no entanto, permite determinar a flexão máxima que o mecanismo deve ser capaz de proporcionar de modo a permitir que o paciente realize o passo sem elevação do quadril.

Para determinar as combinações de flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo que permitem caminhar sem a elevação do quadril foi calculado para cada combinação o ponto em que o pé mais se aproxima do solo utilizando o software MATLAB cujo código se encontra no Anexo I.

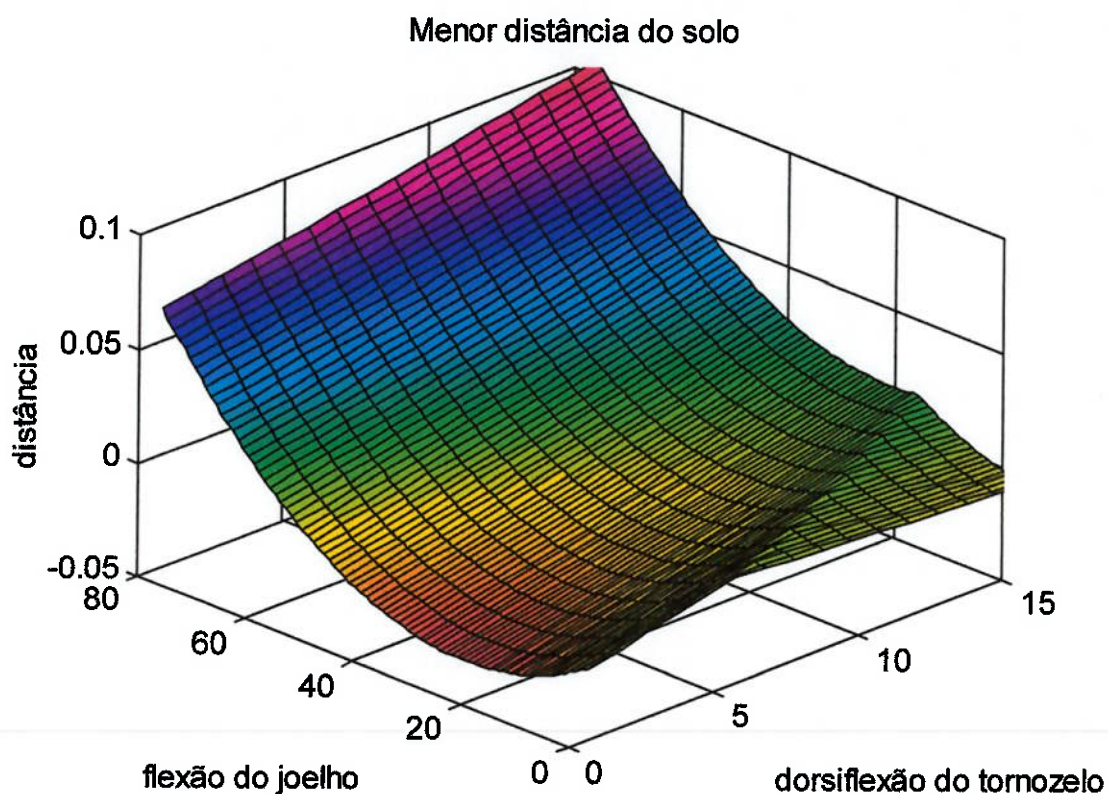


figura 11 Menor distância entre o pé e o solo para cada combinação de θ_2 (joelho) e θ_3 (tornozelo).

Observa-se que a região verde no gráfico indica as combinações de flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo que permitem caminhar sem a necessidade de elevação do quadril. Nesta região a distância mínima do solo durante o passo fica entre 1 e 3 cm aproximadamente.

IV. Levantamento de Soluções

IV.1. Especificações

A solução para o problema da flexão do tornozelo na marcha humana apresenta duas partes distintas: o mecanismo que realizará o movimento em si e o sistema de controle que permitirá obter sincronismo com os outros movimentos do corpo.

O controle do mecanismo de flexão do tornozelo deve ser feito em conjunto com o de flexão do joelho para que os dois sistemas operem juntos e em sincronia. Como o mecanismo de flexão do joelho, tomado como base para o projeto do mecanismo de flexão do tornozelo, ainda não possui um sistema de controle, optou-se por priorizar a primeira parte do problema: o mecanismo que realizará o movimento em si do tornozelo. Caberá a um trabalho futuro o projeto do sistema de controle dos dois mecanismos.

Dessa forma, o foco deste trabalho será o desenvolvimento do acionamento mecânico da articulação do tornozelo do paciente. No entanto, será sempre levado em consideração que este sistema precisa ser controlado de alguma forma e, quando possível, serão sugeridas maneiras de fazê-lo.

Os requisitos principais para o mecanismo que movimentará o tornozelo são:

Baixo peso: o fato de o mecanismo estar colocado no pé do paciente faz com que seu peso seja crucial, uma vez que um mecanismo pesado significa um aumento no dispêndio de energia do paciente.

Sustentação: o mecanismo precisa ser capaz de permitir que o paciente fique em repouso, em pé, com seu peso sustentado pela órtese e pernas. Isto pode requerer a inclusão de um sistema de travamento da articulação.

Ângulo de flexão: o mecanismo deve fornecer um ângulo de flexão do tornozelo máximo de 10° a 15°.

Torque: O torque necessário para manter o tornozelo flexionado a 15° é de cerca de 6 Nm de acordo com (AUDU 1998). Maiores detalhes no Anexo II.

Tempo de resposta: a flexão do tornozelo ocorre em um momento bem definido, durante a fase de apoio terminal e balanço na marcha. O sistema deve ser capaz de agir rápido o suficiente para evitar que o pé do paciente se arraste ou colida com o solo.

Armazenamento de energia: o mecanismo deve possuir alguma forma de armazenar a energia que será usada para movimentar o paciente (como uma bateria no caso de um sistema com motor elétrico). Idealmente o sistema deveria armazenar energia durante as outras etapas do movimento e utilizá-la no momento da flexão do tornozelo.

Estética: o mecanismo deve se integrar à órtese do paciente sem causar dano à estética do conjunto.

IV.2. Mola

O mecanismo de flexão do tornozelo por ação de uma mola apresenta muitas vantagens. Inicialmente, o mecanismo é leve e de pequeno volume, o que é muito interessante dadas as limitações físicas envolvidas. A maior vantagem é aproveitar a própria energia do movimento para “rearmar” o mecanismo. Isto permite grande autonomia de movimento e aumenta a eficiência energética da marcha. As dificuldades surgem no projeto do mecanismo em si, de modo a obter a característica de movimento desejada sem comprometer a estabilidade do paciente quando em repouso, e no “disparo” do mecanismo, ou seja, no controle do momento em que a mola deve flexionar o tornozelo.

Pode ser utilizada uma mola comum ou uma mola de torção, dependendo da construção que se demonstrar mais prática, dadas as necessidades de travamento e acionamento.

Alguns possíveis arranjos de mola:

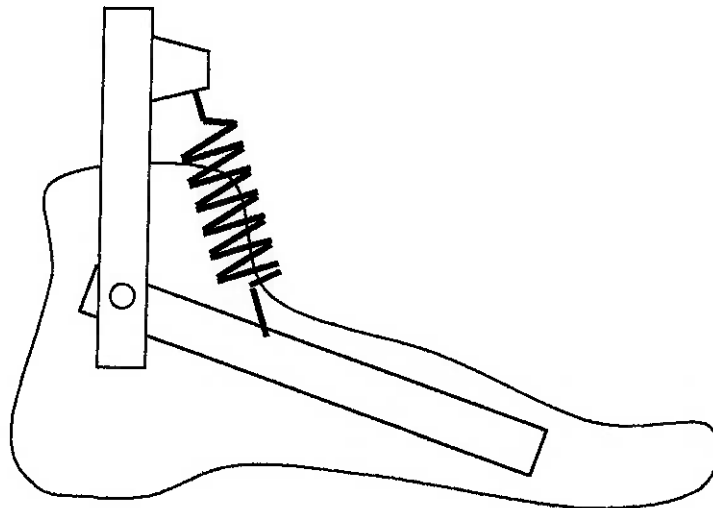


figura 12 Mola de extensão

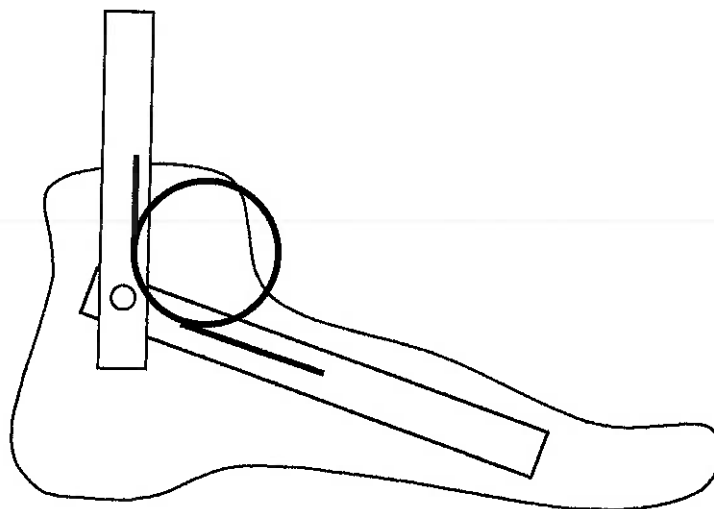


figura 13 Mola de torção

IV.3. Motor Elétrico

O uso de um motor elétrico apresenta algumas vantagens, como o posicionamento preciso da articulação e a possibilidade de fornecer energia adicional ao movimento (poupando o esforço do paciente), no entanto, as desvantagens deste arranjo são muitas. Inicialmente, é necessário um controle eletrônico do posicionamento e movimento da articulação, o que implica na necessidade de extenso sensoriamento da perna do indivíduo e da inclusão de uma unidade de processamento, além do desenvolvimento do algoritmo de controle. Outra grande desvantagem é o peso e o volume do arranjo. Devido ao torque e à velocidade necessários o motor utilizado teria de ser razoavelmente grande o que aumentaria muito o peso do sistema. Além do peso do motor, o paciente teria de transportar também baterias para a alimentação. Outra limitação desta solução é a autonomia de uso do equipamento (que necessitaria ser recarregado com freqüência).

Apesar de todas as dificuldades, o uso de um sistema com motor elétrico não deve ser completamente descartado, já que poderia encontrar aplicação em pacientes com alto nível de espasmos nos membros.

Alguns arranjos possíveis com motor elétrico:

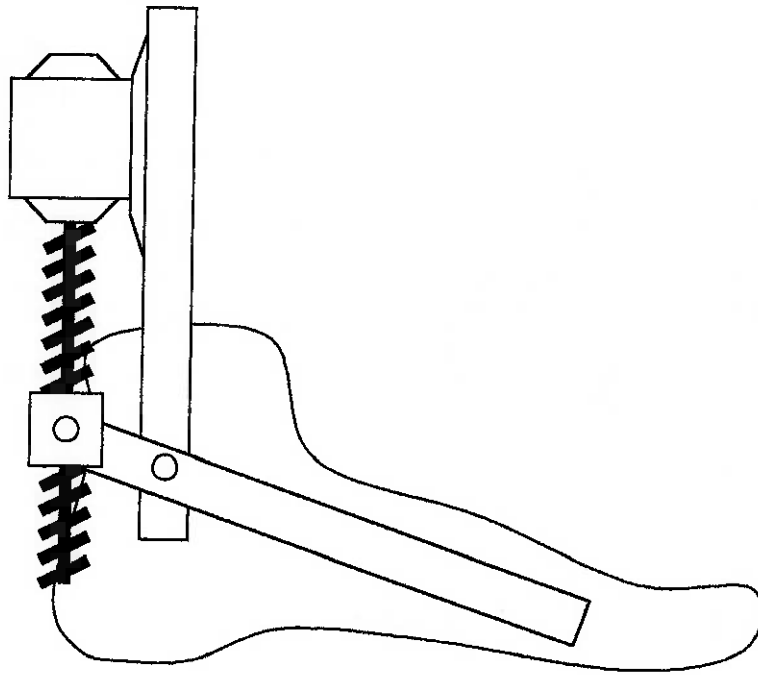


figura 14 Motor de passo ou DC com fuso

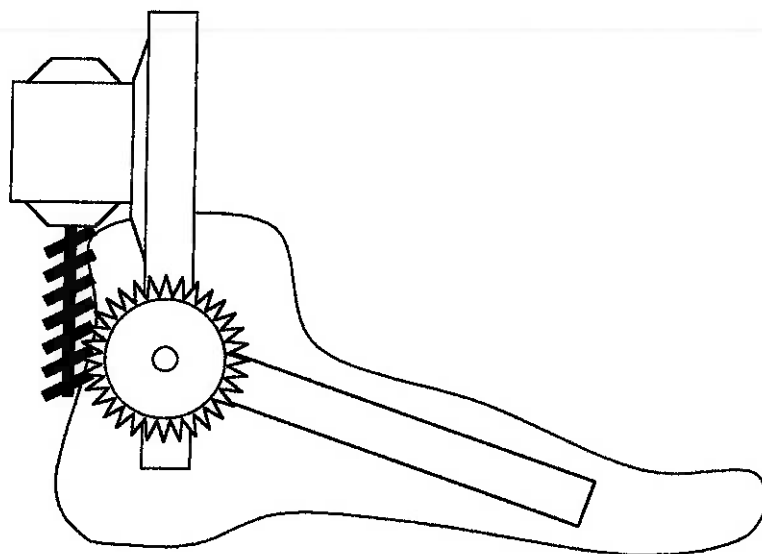


figura 15 Motor de passo ou DC com rosca sem fim

IV.4. Alavanca

É possível desenvolver um mecanismo de alavanca ou de polias capaz de associar o movimento do tornozelo ao movimento do joelho. O mecanismo de flexão do tornozelo seria acoplado ao mecanismo de flexão do joelho desenvolvido em (ACKERMANN et al. 2000), ou seja, os dois movimentos seriam realizados por um único sistema. O uso desta solução pode acarretar a necessidade do redimensionamento da mola que aciona o joelho, uma vez que sua energia estaria sendo usada para flexionar também o tornozelo. Uma dificuldade com esta solução seria o travamento da articulação quando em repouso. Seria necessário utilizar um mecanismo adicional para disparar e travar a articulação nos momentos apropriados.

Uma possível solução está ilustrada abaixo:

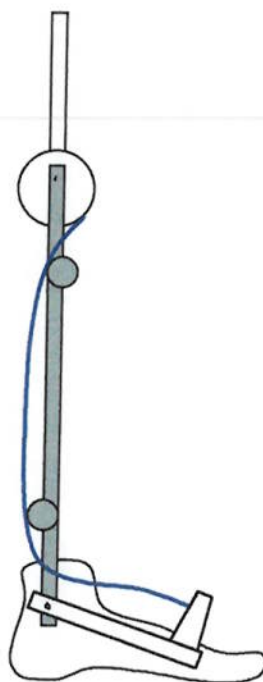


figura 16 Sistema de flexão com fio e polias acoplado ao joelho

IV.5. Pneumático

Um sistema pneumático de flexão do tornozelo tem algumas características interessantes, porém possui algumas deficiências graves. O uso de um pistão pneumático para mover o tornozelo é interessante, pois permite o controle ativo sobre o movimento com um atuador muito mais leve que um motor elétrico. Outra vantagem é que o controle do movimento poderia ser feito usando o próprio circuito pneumático, abrindo e fechando as válvulas de controle de acordo com a posição da perna e da pressão entre o pé e o solo. O problema do travamento do mecanismo também seria resolvido, já que, com as válvulas de controle fechadas, o tornozelo ficaria praticamente fixo. Como o mecanismo desenvolvido em (ACKERMANN et al. 2000) carece de um meio de tencionar a mola após o disparo, o sistema pneumático poderia ser usado para isto também.

Uma grande deficiência desta solução é a necessidade de uma fonte de ar comprimido. As opções são um recipiente com ar comprimido (com sérias restrições de autonomia) ou um compressor, movido por um motor elétrico. A solução com motor elétrico acarreta em mais peso a ser transportado pelo usuário, no entanto como o motor não precisa ser fixo às pernas, este peso pode ser posicionado de modo a ser menos prejudicial ao paciente (nas cintura, por exemplo). Um problema adicional é o ruído causado pelo sistema, que pode ser considerado desagradável.

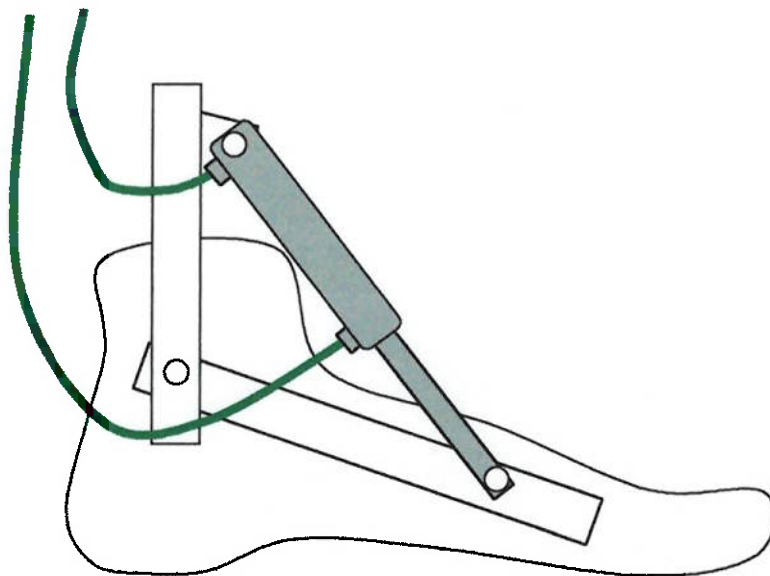


figura 17 Exemplo de montagem com pistão pneumático.

V. Escolha da melhor solução

Foram propostas soluções com quatro tipos diferentes de acionamento para a flexão do tornozelo: mola, motor elétrico, alavanca e pistão pneumático.

Os mecanismos que utilizam motor elétrico e pistão pneumático são sistemas pesados e volumosos, além de apresentarem limitações de autonomia. A utilização desses sistemas seria justificável no caso de pacientes com alto nível de espasmos, já que seus acionamentos são capazes de travar a articulação.

O mecanismo que utiliza o método da alavanca é simples, leve e barato. No entanto, sua utilização implica em intervenções no projeto de flexão do joelho. Este último teria de ser redimensionado de forma a ser capaz de acionar o mecanismo do joelho e do tornozelo ao mesmo tempo, aumentando seu peso e dimensões. O mecanismo de alavanca fica, então, sujeito às mesmas limitações do mecanismo de flexão do joelho (autonomia do sistema de acionamento da mola), além disso, a falha de um dos mecanismos implica na perda simultânea dos movimentos do joelho e do tornozelo pelo paciente.

O mecanismo acionado por mola é simples, leve, barato e não possui limite de autonomia, já que a própria energia do movimento pode ser usada para armar e desarmar a mola. Ademais, como seu funcionamento não é vinculado ao mecanismo de flexão do joelho, sua utilização pode ser estendida a pacientes que possuem o movimento dos joelhos e que necessitam de órtese apenas para o tornozelo.

Conforme discutido acima, o mecanismo acionado por mola oferece o sistema mais robusto para a automação do movimento do tornozelo em órteses simples para lesões baixas.

VI. Mecanismo acionado por mola

VI.1. Descrição do mecanismo proposto

Uma vez determinado o uso de um mecanismo acionado por mola, é necessário escolher a configuração (mola linear ou de torção) além dos parâmetros da mola: constante elástica e ângulo neutro.

Para a escolha da configuração da mola, levou-se em consideração a facilidade de construção e utilização, o volume do dispositivo e a estética do equipamento.

Com base nestes parâmetros, foi escolhido o uso de uma mola linear fixa atrás do tornozelo, como mostra a figura:

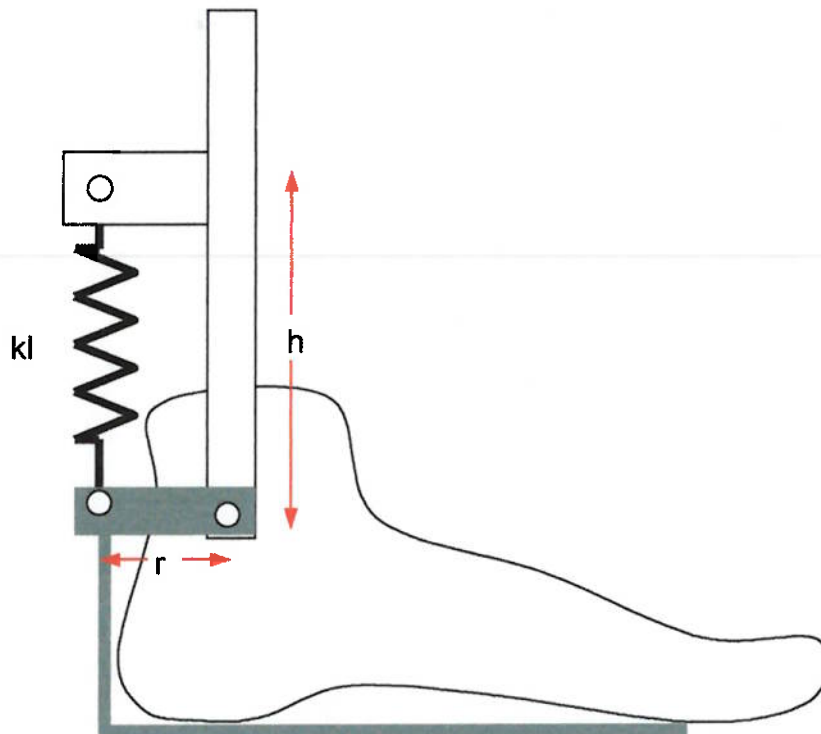


figura 18 Esquema da solução escolhida.

Esta configuração possui pequeno volume, não restringe o uso de calçados comuns pelo paciente e mantém o mecanismo de atuação pouco visível (atrás da perna) proporcionando boa estética. Este mecanismo pode ser facilmente adaptado às goteiras articuladas existentes no mercado.

VI.2. Determinação dos parâmetros do sistema

Para o sistema proposto, os parâmetros relevantes são a rigidez da mola (k_l), a distância entre a articulação e a linha de ação da mola (r) e o comprimento natural da mola (L).

Como a variável de interesse no sistema é o ângulo de dorsiflexão do tornozelo, é interessante trabalhar com parâmetros angulares. Assim, na análise dinâmica, foi usado o ângulo neutro do tornozelo (ângulo do tornozelo em que a mola está em seu comprimento natural) que para ângulos pequenos pode ser descrito como:

$$\theta_{3\text{NEUTRO}} = (L-h)/r$$

Também para pequenos deslocamentos, o comportamento da mola pode ser modelado como uma mola de torção de rigidez $k_t = k_l \cdot r^2$, acoplada à articulação.

Mantendo o modelo utilizado no item III, construiu-se um modelo matemático (Anexo III) para realizar a simulação dinâmica do sistema. Já que o sistema aqui estudado é complementar ao mecanismo desenvolvido em (ACKERMAN et al. 2000), tomou-se como base a simulação daquele mecanismo, substituindo o modelo físico pelo aqui desenvolvido e incluindo-se o novo grau de liberdade θ_3 . Como parâmetros para o mecanismo de (ACKERMAN et al. 2000) foram usados $k = 20 \text{ N.m/rad}$ e $\theta_{2\text{ neutro}} = 50^\circ$.

Simulação com $k_t=12\text{N.m/rad}$ e $\theta_{3 \text{ neutro}}=30^\circ$:

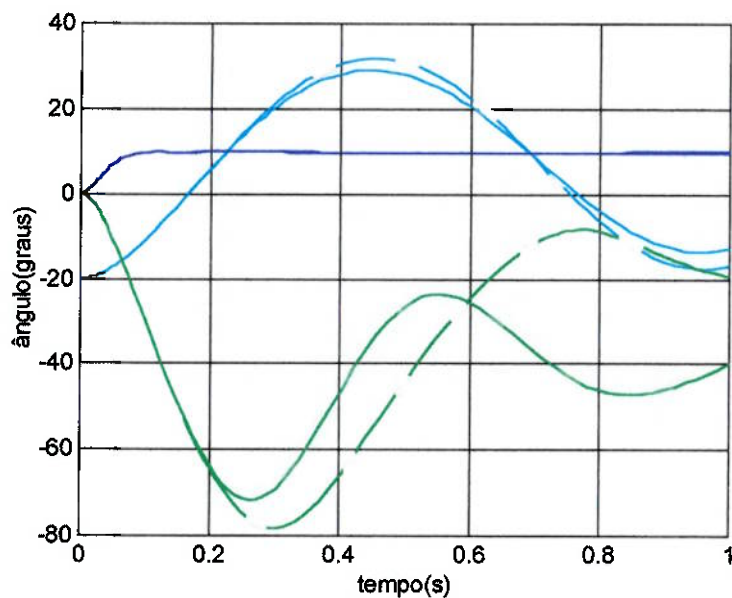


figura 19 Posição das articulações: quadril (azul claro), joelho (verde) e tornozelo (azul escuro). Joelho sem desacoplamento (linha contínua) e com desacoplamento (tracejado)

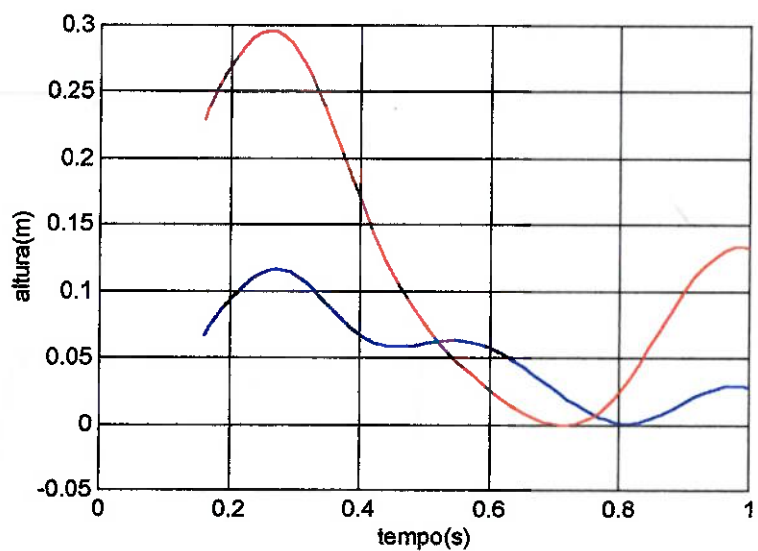


figura 20 Altura da ponta do pé (azul) e do calcanhar (vermelho) em relação ao solo, com desacoplamento da mola do joelho

Simulação com $k_f=10\text{N.m/rad}$ e $\theta_{3\text{ neutro}}=35^\circ$:

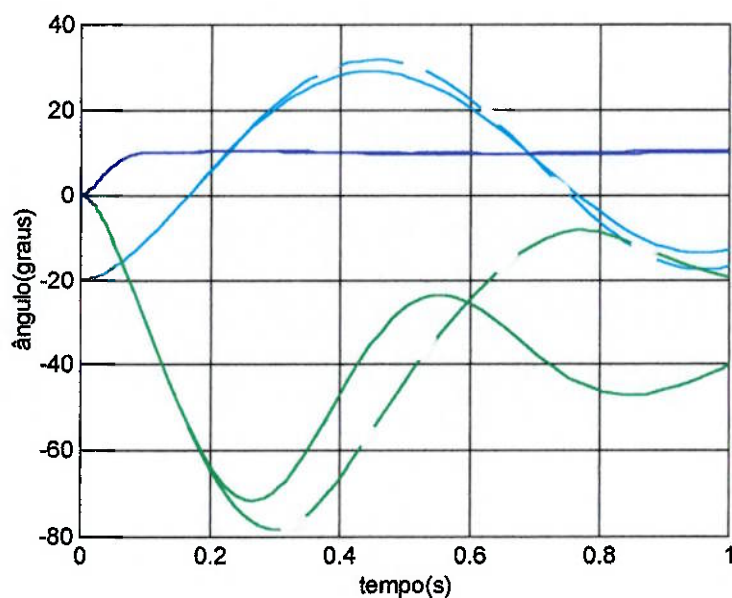


figura 21 Posição das articulações: quadril (azul claro), joelho (verde) e tornozelo (azul escuro). Joelho sem desacoplamento (linha contínua) e com desacoplamento (tracejado)

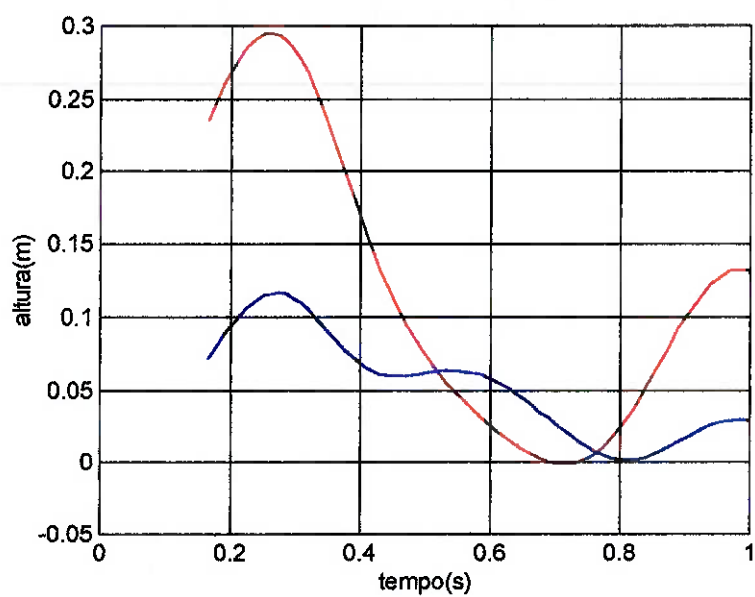


figura 22 Altura da ponta do pé (azul) e do calcanhar (vermelho) em relação ao solo, com desacoplamento da mola do joelho

Simulação com $k_t=8\text{N.m/rad}$ e $\theta_{3\text{ neutro}}=40^\circ$:

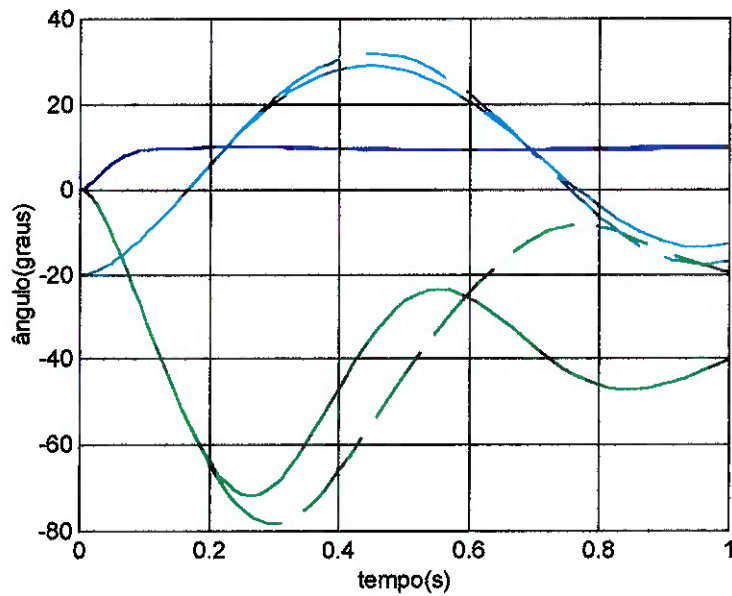


figura 23 Posição das articulações: quadril (azul claro), joelho (verde) e tornozelo (azul escuro). Joelho sem desacoplamento (linha contínua) e com desacoplamento (tracejado)

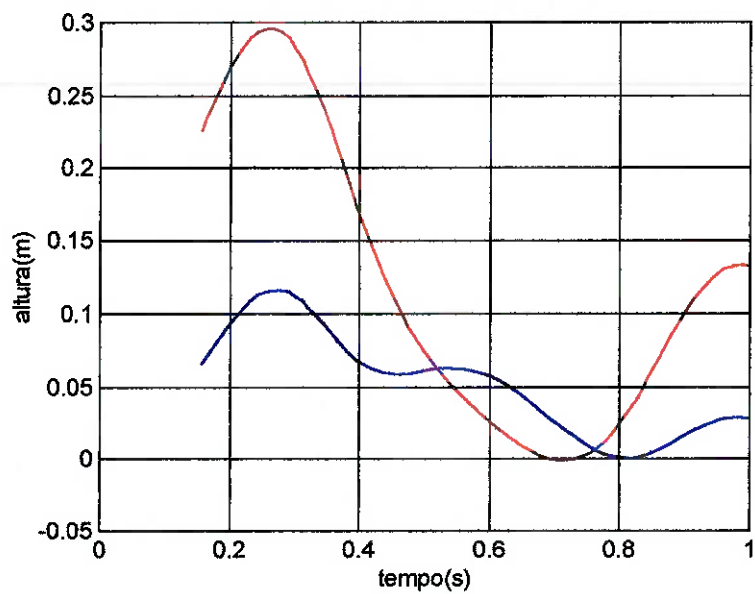


figura 24 Altura da ponta do pé (azul) e do calcanhar (vermelho) em relação ao solo, com desacoplamento da mola do joelho

Simulação com $k_t=7\text{N.m/rad}$ e $\theta_{3\text{ neutro}}=45^\circ$:

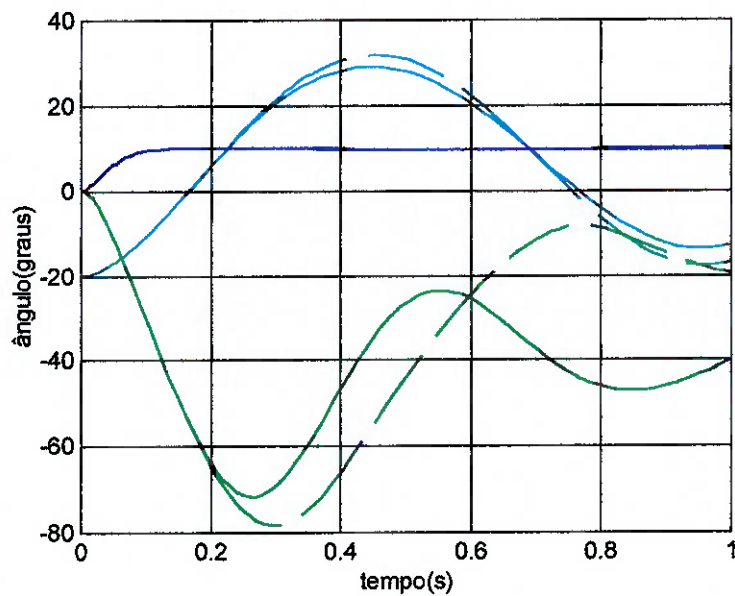


figura 25 Posição das articulações: quadril (azul claro), joelho (verde) e tornozelo (azul escuro). Joelho sem desacoplamento (linha contínua) e com desacoplamento (tracejado)

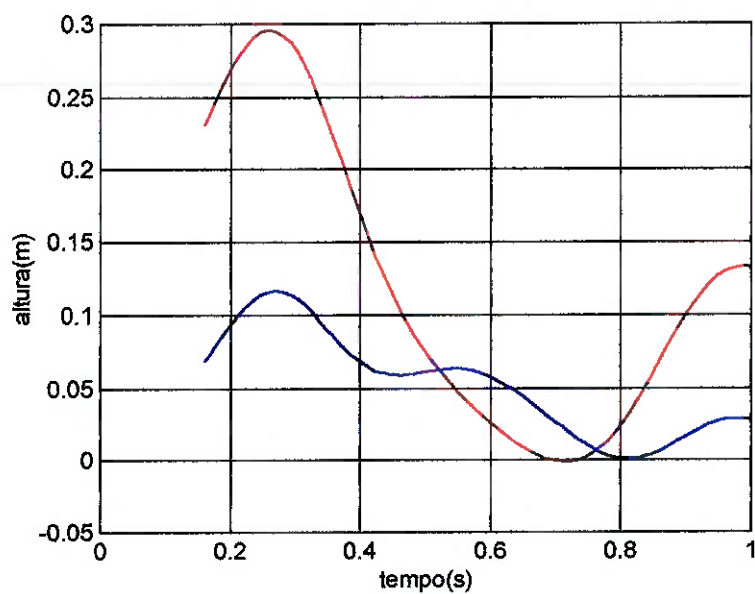


figura 26 Altura da ponta do pé (azul) e do calcanhar (vermelho) em relação ao solo, com desacoplamento da mola do joelho

As quatro combinações de parâmetros simuladas acima apresentam resposta dinâmica satisfatória, evitando o choque da ponta do pé do paciente com o solo durante o passo e permitindo que ele inicie a fase de apoio seguinte.

Como todas as quatro combinações apresentadas são soluções válidas do ponto de vista dinâmico, adotou-se $k_t=10\text{N.m/rad}$ e $\theta_{3 \text{ neutro}}=35^\circ$ como uma solução de compromisso que oferece valores intermediários de torque nas posições estendida ($\theta_3=0$) e contraída ($\theta_3=10^\circ$). Soluções com valores maiores de k_t e menores de $\theta_{3 \text{ neutro}}$ têm menor torque aplicado na posição contraída, porém têm maior torque aplicado na posição estendida, o que pode causar problemas na fase de apoio inicial. Soluções com valores menores de k_t e maiores de $\theta_{3 \text{ neutro}}$ têm menor torque aplicado na posição estendida, porém têm maior torque aplicado na posição contraída, o que pode ser prejudicial ao paciente devido ao esforço aplicado na articulação, além de, possivelmente, haver problemas de escoamento na mola.

VII. Projeto do Mecanismo

As órteses tradicionais utilizam uma estrutura metálica para suportar os esforços e “luvas” de espuma sintética para acoplar a estrutura à perna do paciente. Usualmente existe uma peça, inflexível, que acomoda a parte inferior da perna e o pé do paciente. Esta peça é conhecida como goteira.



figura 27 Goteira fixa

O uso do mecanismo de movimentação do tornozelo impossibilita a aplicação de uma goteira tradicional, já que esta impede a flexão do tornozelo. Uma vez que a goteira que fixa o pé do paciente teria de ser redesenhada, resolveu-se projetar o mecanismo como uma estrutura metálica associada a uma goteira bipartida, substituindo a goteira tradicional.

VII.1. Projeto da Estrutura

Para a estrutura metálica utilizou-se o aço inox, uma solução de custo baixo (comparado com o titânio, usado comumente na parte estrutural de órteses), porém satisfatória já que o mecanismo não sustenta o peso total do paciente. O material também é resistente à exposição à umidade, garantindo a durabilidade do mecanismo. Foi considerado o uso do alumínio, porém concluiu-se que seria esteticamente desfavorável, uma vez que as peças necessitariam de maior dimensão para atingir a rigidez desejada.

As peças metálicas foram todas construídas a partir de chapas de metal, portanto o processo de fabricação é simples – consistindo apenas de operações de corte (guilhotina), furação e dobramento.

Para o núcleo das articulações e da mola foi usado o nylon, evitando a necessidade do uso de lubrificantes – o que teria conseqüências práticas muito desfavoráveis ao uso cotidiano do mecanismo (necessidade de realizar lubrificação e sujeira). Estas peças de nylon possuem geometria simples e foram fabricadas por torneamento.



figura 28 Mecanismo construído

A fixação entre as peças da estrutura metálica, assim como entre a estrutura e a espuma sintética, foi feita com parafusos no modelo, mas pode ser feita com rebites no produto final.

VII.2. Projeto da Mola

Uma vez determinada a rigidez angular requerida (em N.m/rad) foi projetada a mola linear a ser usada. Uma vez que o braço de alavanca da mola está razoavelmente bem definido pela geometria do pé (entre 5 e 7 centímetros) calculou-se diversas molas buscando uma que satisfizesse os requisitos mecânicos com o menor diâmetro possível (por motivos estéticos).

L (m)	r (m)	D (m)	d (m)	Nmin	Nmax	N	K (N/m)
0,0465	0,05	0,0210	0,0020	2,9772	5,8124	4	4281
0,0321	0,05	0,0145	0,0015	4,3904	8,7228	4	4115
0,0155	0,05	0,0093	0,0010	6,9077	13,8491	3	4107
0,0116	0,05	0,0105	0,0010	5,9544	11,6248	2	4281
0,0776	0,06	0,0200	0,0020	3,7906	7,4751	7	2832
0,0299	0,06	0,0180	0,0015	4,0626	7,7449	3	2868
0,0415	0,06	0,0150	0,0015	5,0541	9,9668	5	2973
0,0997	0,06	0,0100	0,0015	8,5196	19,0986	18	2788
0,0332	0,07	0,0200	0,0015	4,1915	7,8666	3	2091
0,0443	0,08	0,0200	0,0015	4,7903	8,9904	4	1568
0,0288	0,10	0,0130	0,0010	9,2493	17,4206	4	1128
0,0332	0,12	0,0150	0,0010	9,4168	17,4123	4	734

Onde L é o comprimento natural da mola, r é o raio de ação da mola (braço), D é o diâmetro natural da mola, d é o diâmetro do fio, N é o número de espiras e K é a rigidez.

A mola utilizada possui as seguintes características:

- Diâmetro natural: 10mm;
- Diâmetro do fio: 1,5mm;
- Número de espiras: 18;
- Material: corda de piano (music wire);

Foi usada com raio de ação 60mm. Sua rigidez é de 2788 N/m.

Naturalmente o diâmetro reduzido significou que a mola, quando comprimida, flamba. Para evitar isto foi utilizado um pino interno e um copo externo à mola, fixos em extremidades opostas da mola para limitar seu movimento.

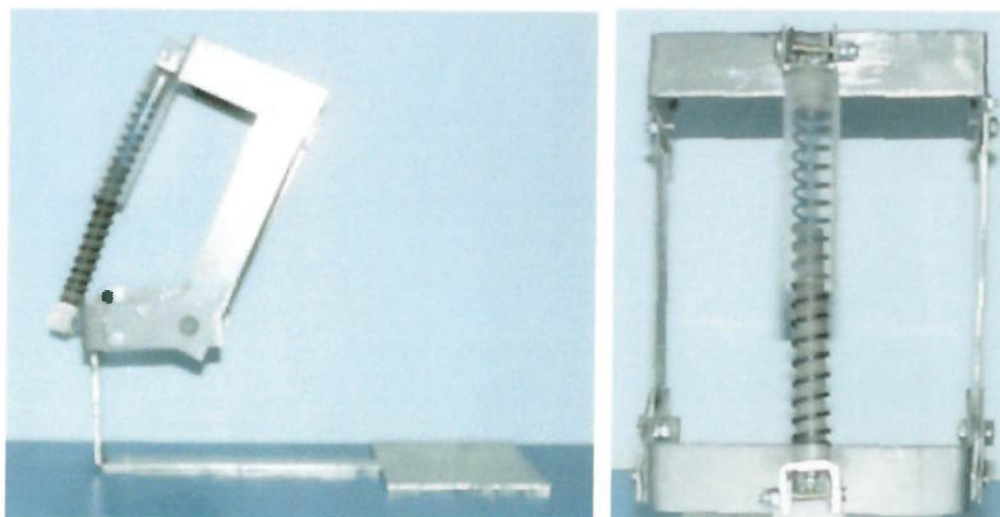


figura 29 Detalhe da mola

O custo da mola também é baixo, favorecendo a viabilidade do produto.

VIII. Conclusão

Primeiramente, foi realizado um estudo da marcha humana normal em pacientes usuários de órteses simples para lesões baixas. Baseando-se no mecanismo para flexão do joelho projetado em ACKERMANN et al. (2000) foi estudado o benefício que poderia ser obtido pelo desenvolvimento de um mecanismo complementar para a movimentação do tornozelo, de modo a obter, eventualmente, um sistema que permita ao paciente uma marcha próxima da normal.

Determinou-se que a mecanização do movimento do tornozelo reduz sensivelmente a necessidade de movimentação do quadril ao caminhar, reduzindo o esforço requerido para a locomoção do paciente. A inclusão deste mecanismo também proporciona um ganho estético considerável, aproximando o movimento realizado pelo paciente à marcha normal.

A análise cinemática do movimento da perna permitiu determinar que, operando em conjunto com um mecanismo para a flexão do joelho, o mecanismo para a movimentação do tornozelo deve fornecer uma dorsiflexão máxima entre 10° e 15°.

Conclui-se que a mecanização do movimento do tornozelo seria de grande benefício aos pacientes e facilitaria muito a utilização do sistema como um todo.

A etapa seguinte consistiu no levantamento das possíveis soluções para o problema. Foram levantados métodos de realizar a flexão do tornozelo no paciente de diversas formas. Das alternativas estudadas, foi escolhido o mecanismo acionado por mola devido à sua simplicidade, leveza e robustez.

Foi elaborado um modelo matemático capaz de simular o comportamento da perna durante a marcha com uso do equipamento proposto. Esta simulação permitiu avaliar a influência dos parâmetros da mola no comportamento dinâmico do sistema e, assim, escolher valores adequados para os mesmos. Os valores escolhidos foram: $k_t=10\text{N.m/rad}$ e $\theta_{3 \text{ neutro}}=35^\circ$.

De posse destas informações, projetou-se o mecanismo – estrutura e mola, mantendo o foco em simplicidade de execução e baixo custo sem prejudicar a funcionalidade do sistema.

Foi construído um protótipo do mecanismo no laboratório de máquinas da Escola, tendo este o funcionamento dentro do esperado.

IX. Bibliografia

ACKERMANN, Marko; DIAS, Adriano Siqueira **Desenvolvimento, construção e teste de um protótipo para flexão mecanizada do joelho em órteses.** Trabalho de formatura, Departamento de Engenharia Mecânica. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Brasil, 2000.

AUDU, M. L.; DAVY, D.T. **The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling,** Biomechanical Engineering, Vol.107, 1985.

DONATELLI, Robert A. **The Biomechanics of the Foot and Ankle.** F. A. Davis Company, Philadelphia, 1996.

MOSLEY, A. M.; CROSBIE, J.; ADAMS, R.; DIXON, H. **Proceedings of the First Australasian Biomechanics Conference,** Sydney, 1996.

SAAD, Marcelo et al. **Análise de marcha.** Manual do CAMO-SBMFR, 1997.

SHIGLEY, J. E.; Mischke, C. R. **Mechanical Engineering Design.** 5th edition, 1989.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement.** 2nd edition. 1990.

Anexo I Código MATLAB para a análise dos ângulos necessários

```
%analise do efeito da dorsiflexao do tornozelo na queda do quadril em
marcha%

clear

%**** dados do paciente ****%

M=53.6;
H=1.71;

%**** relações biométricas ****%
%coxa%
L1=0.245*H;
m1=0.1*M;
d1=0.433*L1;
I1=m1*(0.323*L1)^2;

%perna%
L2=0.246*H;
m2=0.0465*M;
d2=0.433*L2;
I2=m2*(0.302*L2)^2;

%pé%
L3=0.11*H;
L4=0.0275*H;
m3=0.0145*M;
d3=0.5*L3;
I3=m3*(0.475*L3)^2;

%**** análise de queda do quadril em marcha ****%

%limites de movimentação das articulações%
%tornozelo%
teta3min=0;
teta3max=15;
%joelho%
teta2min=0;
teta2max=80;

for N3=teta3min:teta3max,
    teta3=N3/180*pi;
    for N2=teta2min:teta2max,
        teta2=N2/180*pi;
        for N1=-30:30,
            teta1=N1/180*pi;
            q1(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L3*cos(teta1+teta2-teta3-0.5*pi);
            q2(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L4*cos(teta1+teta2-teta3+0.5*pi);
            end
            q(1)=min(q1);
            q(2)=min(q2);
```

```

        Q(N2+1,N3+1)=min(q);
    end
end

figure(1);
surf(Q);
title('Menor distância do solo');
xlabel('dorsiflexão do tornozelo');
ylabel('flexão do joelho');
zlabel('distância');
axis([teta3min teta3max teta2min teta2max])
view([-1,-1,1]);
grid on;

%***** Trajetória do pé *****%

%**** zero graus ****%
teta3=0/180*pi;
teta2=0/180*pi;
for N1=-30:30,
    teta1=N1/180*pi;
    ponta(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L3*cos(teta1+teta2-teta3-0.5*pi);
    calcanha(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L4*cos(teta1+teta2-teta3+0.5*pi);
end

N1=-30:30;
figure(2);
plot(N1,ponta(31-N1),'r-',N1,calcanha(31-N1),'b--');
grid on;
xlabel('posição da coxa (em graus)');
ylabel('distância do solo (em m)');

%**** joelho 55 ****%
teta3=0/180*pi;
teta2=55/180*pi;
for N1=-30:30,
    teta1=N1/180*pi;
    ponta(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L3*cos(teta1+teta2-teta3-0.5*pi);
    calcanha(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L4*cos(teta1+teta2-teta3+0.5*pi);
end

N1=-30:30;
figure(3);
plot(N1,ponta(31-N1),'r-',N1,calcanha(31-N1),'b--');
grid on;
xlabel('posição da coxa (em graus)');
ylabel('distância do solo (em m)');

%**** joelho 55 tornozelo 10 ****%
teta3=10/180*pi;
teta2=55/180*pi;
for N1=-30:30,
    teta1=N1/180*pi;
    ponta(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-
L3*cos(teta1+teta2-teta3-0.5*pi);

```

```
        calcanha(N1+31)=(L1+L2)-L1*cos(teta1)-L2*cos(teta1+teta2)-  
L4*cos(teta1+teta2-teta3+0.5*pi);  
end
```

```
N1=-30:30;  
figure(4);  
plot(N1,ponta(31-N1),'r-',N1,calcacha(31-N1),'b--');  
grid on;  
xlabel('posição da coxa (em graus)');  
ylabel('distância do solo (em m)');
```

Anexo II Cálculo do torque passivo do tornozelo

De acordo com (AUDU 1998) o torque passivo do tornozelo pode ser modelado pela equação:

$$M = k_1 \cdot \exp(-k_2 \cdot (\theta - \theta_2)) - k_3 \cdot \exp(-k_4 \cdot (\theta_1 - \theta)) - c \cdot w$$

Onde:

K1	2
K2	5
K3	9
K4	5
Theta1	0,349
Theta2	0,524
C	0,943
W	Velocidade do movimento
Theta	Posição angular do tornozelo

Plotando a curva entre -20° e 35° obtém-se o seguinte gráfico:

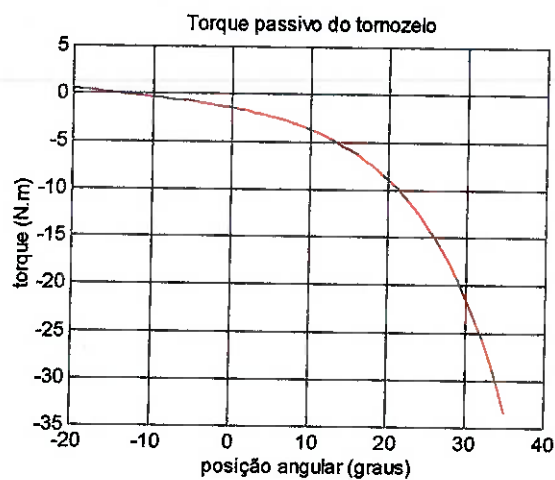


figura 30 Gráfico do torque passivo em função da posição angular do tornozelo

O valor calculado para theta igual a 15° foi $M = 5,78 \text{ Nm}$.

Anexo III Desenvolvimento do modelo dinâmico

O modelo mecânico trata-se de um pêndulo triplo cujos segmentos representam a coxa, a perna e o pé como na figura:

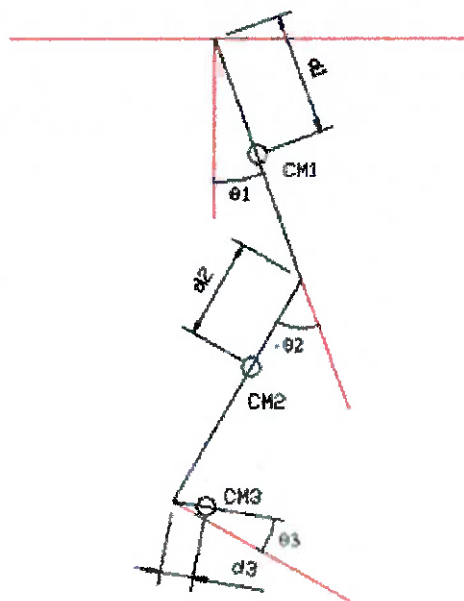


figura 31 Esquema do modelo adotado

Onde:

θ_1 – ângulo entre a coxa e a vertical (positivo no sentido anti-horário).

θ_2 – ângulo entre a parte inferior da perna e o eixo da coxa (flexão do joelho, positivo no sentido anti-horário).

θ_3 – ângulo do tornozelo, entre o pé e sua posição de repouso (dorsiflexão do tornozelo, positivo no sentido anti-horário). A posição de repouso corresponde à que o pé forma ângulo reto com a parte inferior da perna.

L_1 – comprimento da coxa.

L_2 – comprimento da parte inferior da perna.

L_3 – distância entre a ponta do pé e o eixo da parte inferior da perna.

L_4 – distância entre o calcanhar e o eixo da parte inferior da perna.

CM1 – centro de massa da coxa.

CM2 – centro de massa da parte inferior da perna.

CM3 – centro de massa do pé.

d_1 – distância entre CM1 e a articulação do quadril.

d_2 – distância de CM2 à articulação do joelho.

d_3 – distância de CM3 à articulação do tornozelo.

m_1 – massa da coxa.

m_2 – massa da parte inferior da perna.

m_3 – massa do pé.

I_1 – momento de inércia da coxa em relação ao CM1.

I_2 – momento de inércia da parte inferior da perna em relação ao CM2.

I_3 – momento de inércia do pé em relação ao CM3.

Simplificações Adotadas

Assim como em (ACKERMAN et al. 2000) foram usadas simplificações na construção do modelo matemático. Ressalta-se que o modelo permite avaliar qualitativamente o comportamento do sistema e estudar a sensibilidade do sistema a alguns de seus parâmetros, além de extrair valores quantitativos aproximados que proporcionam o comportamento desejado do sistema. Deve-se ter em mente que se trata de uma simplificação do sistema real e, como tal, apresenta imprecisões.

- O movimento da perna está contido em um plano paralelo ao plano sagital (de avanço do corpo).
- A trajetória da articulação do quadril durante a fase de balanço não é modelada e permanece fixa durante o movimento devido à dificuldade de se modelá-la. Partiu-se do pressuposto de que se a perna apresentar um comportamento dinâmico satisfatório durante a simulação com a articulação do quadril estática esse comportamento deve melhorar no comportamento real devido ao controle, mesmo que reduzido, do paciente sobre essa articulação.
- As características passivas das articulações são modeladas através de uma rigidez (constante elástica que pode variar com o ângulo) e de um torque proporcional à velocidade angular relativa entre os segmentos ligados pela articulação (constante de amortecimento). Dados aproximados desses coeficientes são fornecidos na literatura em (Stein 1996) e (Audu 1985). Os valores utilizados foram: $c_q=1.09$, $c_j=1.0$ e $c_t=0,943$.
- As características dos segmentos (L1, L2, L3, d1, d2, d3, M1, M2, M3, I1, I2, I3) são obtidas através de relações antropométricas padrão médias de (Winter 1990).
- Os centros de rotação das articulações do joelho e do quadril foram considerados fixos. Segundo (Rose 1998) o centro de rotação do joelho varia com o ângulo entre a coxa e o segmento inferior da perna.

Método utilizado para a modelagem

Para modelar o comportamento do pêndulo duplo utilizou-se as Equações de Lagrange com as coordenadas generalizadas θ_1 , θ_2 e θ_3 . Utilizou-se o método de Runge Kutta de 4ª ordem para integração, disponível no Software Matlab pela função ode23.m. O código fonte das funções desenvolvidas no Matlab está listado no Anexo IV.

Parâmetros da simulação

Os parâmetros utilizados na análise são:

H – altura do paciente

M – massa do paciente

Θ_{10} – ângulo θ_1 inicial

Θ_{20} – ângulo θ_2 inicial

Θ_{30} – ângulo θ_3 inicial

w_{10} – taxa inicial de variação de θ_1

w_{20} – taxa inicial de variação de θ_2

w_{30} – taxa inicial de variação de θ_3

cq – coeficiente de amortecimento da articulação do quadril

cj – coeficiente de amortecimento da articulação do joelho

ct – coeficiente de amortecimento da articulação do tornozelo

k – rigidez da mola do joelho

kt – rigidez da mola do tornozelo

$\Theta_{2 \text{ neutro}}$ – ângulo neutro da mola do joelho e ângulo de desacoplamento desta mola

$\Theta_{3 \text{ neutro}}$ – ângulo neutro da mola do tornozelo

Para a análise foram utilizados o peso e a altura do paciente Paulo Henrique (H=1.71m e M=53.6kg).

O ângulo Θ_{10} (ângulo em que o paciente descola o pé do chão) para pessoas com marcha normal a uma velocidade moderada pode chegar a -30° . Porém, para aumentar a estabilidade e devido à dificuldade do movimento, como observado na marcha de deficientes usuários de órteses com a articulação do joelho fixa, esse ângulo fica em torno de -20° . Portanto, utilizou-se $\Theta_{10} = -20^\circ$ na simulação.

No caso de deficientes, uma vez que a fase de apoio é realizada com perna travada e estendida, Θ_{20} será sempre nulo, assim como w_{10} , w_{20} e w_{30} . Como o passo inicia-se com o pé apoiado no chão, Θ_{30} também é nulo.

Equacionamento

Energia potencial do sistema em função das coordenadas generalizadas

Θ_1 , Θ_2 e Θ_3 :

$$V = -g [m_1 \cdot d_1 \cdot \cos\Theta_1 + m_2 \cdot L_1 \cdot \cos\Theta_1 + m_2 \cdot d_2 \cdot \cos(\Theta_1 + \Theta_2) + m_3 \cdot L_1 \cdot \cos\Theta_1 + m_3 \cdot L_2 \cdot \cos(\Theta_1 + \Theta_2) - m_3 \cdot d_3 \cdot \sin(\Theta_1 + \Theta_2 + \Theta_3)] - 0,5 \cdot k \cdot (\Theta_2 - \Theta_{2 \text{ neutro}})^2 - 0,5 \cdot k \cdot (\Theta_3 - \Theta_{3 \text{ neutro}})^2$$

Energia cinética do sistema em função das coordenadas generalizadas **Θ_1 , Θ_2 e Θ_3 e suas derivadas w_1 , w_2 e w_3 :**

$$T = 0,5.m_1.(w_1.d_1)^2 + 0,5.l_1.w_1^2 + 0,5.m_2.(w_1.L_1)^2 + 0,5.(l_2 + m_2.d_2^2).w_2^2 + 0,5.m_3. [(w_1.L_1)^2 + (w_2.L_2)^2 + 2.w_1.L_1.w_2.L_2.\cos\Theta_2] + 0,5.(l_3 + m_3.d_3^2).w_3^2$$

Função de dissipação de Rayleigh:

$$R = 0,5.c_q.w_1^2 + 0,5.c_j.w_2^2 + 0,5.c_t.w_3^2$$

Equação de Lagrange:

$$L = T - V = f_1.w_1^2 + f_2.w_2^2 + f_3.w_3^2 + f_4.w_1.w_2.\cos\Theta_2 + f_5.\cos\Theta_1 + f_6.\cos\Theta_2 + f_7.\cos(\Theta_1+\Theta_2) + f_8.\sin(\Theta_1+\Theta_2+\Theta_3) - 0,5.k.(\Theta_2 - \Theta_{2 \text{ neutro}})^2 - 0,5.k.(\Theta_3 - \Theta_{3 \text{ neutro}})^2$$

Onde:

$$f_1 = 0,5.m_1.d_1^2 + 0,5.l_1 + 0,5.m_2.L_1 + 0,5.m_3.L_1^2$$

$$f_2 = 0,5.l_2 + 0,5.m_2.d_2^2 + 0,5.m_3.L_2^2$$

$$f_3 = 0,5.l_3 + 0,5.m_3.d_3^2$$

$$f_4 = m_3.L_1.L_2$$

$$f_5 = m_1.d_1.g + m_2.L_1.g + m_3.L_1.g$$

$$f_6 = 0$$

$$f_7 = m_2.d_2.g + m_3.L_2.g$$

$$f_8 = -m_3.d_3.g$$

Equações diferenciais:

As equações diferenciais são obtidas através da relação:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial (\dot{q}_1)} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_1} + \frac{\partial R}{\partial (\dot{q}_1)} = 0$$

Define-se, dessa forma, três equações diferenciais (uma para cada grau de liberdade):

$$(1) \quad 2.f_1.\alpha_1 + f_4.\alpha_2.\cos\theta_2 - f_4.w_2^2.\sin\theta_2 - f_5.\sin\theta_1 - f_7.\sin(\theta_1+\theta_2) + f_8.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) - c_1.w_1 = 0$$

$$(2) \quad 2.f_2.\alpha_2 + f_4.\alpha_1.\cos\theta_2 - 2.f_4.w_1.w_2.\sin\theta_2 - f_7.\sin(\theta_1+\theta_2) + f_8.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) - k.\theta_2 + k.\theta_{2 \text{ neutro}} - c_2.w_2 = 0$$

$$(3) \quad 2.f_3.\alpha_3 + f_8.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3) - k_t.\theta_3 + k_t.\theta_{3 \text{ neutro}} - c_3.w_3 = 0$$

Anexo IV Programa Matlab para simulação

simula.m

```
function faz = simula(anggraus)
%Simula o comportamento da perna antes e depois do desacoplamento da
mola%
%chamando as funções perna.m e perna2.m. Sua entrada é o ângu-
%lo de desacoplamento da mola.
%

global ang teta2antes j tf
j=0;
teta2antes=0;
ang=anggraus*(pi/180);
y1=perna;
p2=perna2(y1);
faz=1;
```

perna.m

```
function OK = perna()
%funcao que simula o comportamento da perna sob a ação da mola antes
do desa-
%oplamento. Chama a função ode23.m do Matlab.
%

global g D beta f1 f2 f3 f4 f5 f6 f7 f8 cj cq ct k kt y1 ang tf
tetaneutrograus teta3neutrograus
M=53.6; %massa corporal do deficiente em Kg, p/ Paulo Henrique M=53.6
kg
H=1.71; %altura do deficiente em metros, p/ Paulo Henrique H=1.71 m

%Coxa(Thigh) em "Winter":
m1=0.1*M;
L1=0.245*H;
d1=0.433*L1;
I1=m1*(0.323*L1)^2;

%Perna (Leg) em "Winter":
m2=0.0465*M;
L2=0.246*H;
d2=0.433*L2;
I2=m2*(0.302*L2)^2;

%Pé (Foot) em "Winter":
m3=0.0145*M;
L3=0.11*H; %aproximado
L4=0.0275*H %aproximado
d3=0.5*L3;
I3=m3*(0.475*L3)^2;

%Constantes:
kt=7; %rigidez da mola, mola tornozelo
k=20; %rigidez da mola, mola acoplada
```

```

cj=1.17;    %coef. de amortecimento joelho
cq=1.09;    %coef. de amortecimento quadril
ct=0.943;   %coef. de amortecimento tornozelo
g=9.8;      %aceleracao da gravidade em m/s^2

tetaneutrograus=-50; %angulo de equilibrio da mola(torque nulo)
teta3neutrograus=50; %angulo de equilibrio da mola tornozelo (torque
nulo)

f1=0.5*m1*(d1^2)+0.5*I1+0.5*m2*(L1^2)+0.5*m3*(L1^2);
f2=0.5*(I2+m2*(d2^2))+0.5*m3*(L2^2);
f3=0.5*(I3+m3*(d3^2));
f4=m3*L1*L2;
f5=g*(m1*d1+m2*L1+m3*L1);
f6=0;
f7=g*m3*L2+g*m2*d2;
f8=-g*m3*d3;

%Condicoes iniciais:
teta10=-20*(pi/180);
teta20=0;
teta30=0;
w10=0;
w20=0;
w30=0;

y0=[teta10;teta20;teta30;w10;w20;w30];
TSPAN=[0 1];
[t,y]=ode23('derivada',TSPAN(1), TSPAN(2),y0);
tet1=y(:,1);
tet2=y(:,2);
tet3=y(:,3);

%%plota posicoes das articulacoes em relação ao tempo%%
plot(t,tet1*180/pi,'y-');
hold on;
plot(t,tet2*180/pi,'g-');
hold on;
plot(t,tet3*180/pi,'b-');
hold on;

OK=y1

```

perna2.m

```

function OK = perna2(y1)
%funcao que, dadas as características da perna, simula o seu
comportamento %
%em funcao das condicoes iniciais dadas por perna.m. Simula o compor-
%tamento da perna após o desacoplamento da mola.Chama a função ode23
do %
%Matlab.                                     %

global g D beta f1 f2 f3 f4 f5 f6 f7 f8 cj cq ct k kt yl tf
tetaneutrograus teta3neutrograus
M=53.6; %massa corporal do deficiente em Kg,p/ Paulo Henrique M=53.6
kg

```

H=1.71; %altura do deficiente em metros, p/ Paulo Henrique H=1.71 m

%Coxa (Thigh) em "Winter":

m1=0.1*M;
L1=0.245*H;
d1=0.433*L1;
I1=m1*(0.323*L1)^2;

%Perna (Leg) em "Winter":

m2=0.0465*M;
L2=0.246*H;
d2=0.433*L2;
I2=m2*(0.302*L2)^2;

%Pe (Foot) em "Winter":

m3=0.0145*M;
L3=0.11*H; %aproximado
L4=0.0275*H %aproximado
d3=0.5*L3;
I3=m3*(0.475*L3)^2;

%Constantes:

%kt=7; %rigidez da mola tornozelo
%cj=2; %coef. de amortecimento joelho
%cq=1.09; %coef. de amortecimento quadril
%ct=0.943; %coef. de amortecimento tornozelo
%g=9.8; %aceleracao da gravidade em m/s^2
%tetaneutrograus=-60; %angulo de equilibrio da mola (torque nulo)
%teta3neutrograus=50; %angulo de equilibrio da mola tornozelo

k=0; %rigidez da mola nula, mola desacoplada

f1=0.5*m1*(d1^2)+0.5*I1+0.5*m2*(L1^2)+0.5*m3*(L1^2);
f2=0.5*(I2+m2*(d2^2))+0.5*m3*(L2^2);
f3=0.5*(I3+m3*(d3^2));
f4=m3*L1*L2;
f5=g*(m1*d1+m2*L1+m3*L1);
f6=0;
f7=g*m3*L2+g*m2*d2;
f8=-g*m3*d3;

y0=y1;
TSPAN=[tf 2];
[t,y]=ode23('deriv',TSPAN(1), TSPAN(2),y0);
tet1=y(:,1);
tet2=y(:,2);
tet3=y(:,3);

%%plota o desenho esquemático da perna para vários instantes depois do desacoplamento da mola%%

```
%plot([0 -L1*sin(tet1(1)) -L1*sin(tet1(1))-L2*sin(tet1(1)+tet2(1)) ,
[0 -L1*cos(tet1(1)) -L1*cos(tet1(1))-L2*cos(tet1(1)+tet2(1))], 'c-')
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(2)) -L1*sin(tet1(2))-L2*sin(tet1(2)+tet2(2)) ,
[0 -L1*cos(tet1(2)) -L1*cos(tet1(2))-L2*cos(tet1(2)+tet2(2))], 'bd-')
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(3)) -L1*sin(tet1(3))-L2*sin(tet1(3)+tet2(3)) ,
[0 -L1*cos(tet1(3)) -L1*cos(tet1(3))-L2*cos(tet1(3)+tet2(3))], 'y-')
%hold on;
```

```

%plot([0 -L1*sin(tet1(4)) -L1*sin(tet1(4))-L2*sin(tet1(4)+tet2(4))] ,
[0 -L1*cos(tet1(4)) -L1*cos(tet1(4))-L2*cos(tet1(4)+tet2(4))], 'r-')
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(5)) -L1*sin(tet1(5))-L2*sin(tet1(5)+tet2(5))] ,
[0 -L1*cos(tet1(5)) -L1*cos(tet1(5))-L2*cos(tet1(5)+tet2(5))], 'g-')
%hold on;
%plot([0 -L1*sin(tet1(6)) -L1*sin(tet1(6))-L2*sin(tet1(6)+tet2(6))] ,
[0 -L1*cos(tet1(6)) -L1*cos(tet1(6))-L2*cos(tet1(6)+tet2(6))], 'b-')
%hold on
%plot(t,tet1*(180/pi), 'k:')
%hold on;
%plot(t,tet2*(180/pi), 'k-')
%hold on;
%plot([0 1],[0 0], 'y')
%hold on;

%%%plota posicoes das articulacoes em relação ao tempo%%%
plot(t,tet1*180/pi, 'y--');
hold on;
plot(t,tet2*180/pi, 'g--');
hold on;
plot(t,tet3*180/pi, 'b--');
grid on;
hold on;

%%%plota a altura do pé em relação ao tempo%%%
figure(2);
plot(t, (L1+L2+0.039*H)-L1*cos(tet1)-
(L2+0.039*H)*cos(tet1+tet2)+L3*sin(tet1+tet2+tet3), 'b-')
hold on;
plot(t, (L1+L2+0.039*H)-L1*cos(tet1)- (L2+0.039*H)*cos(tet1+tet2)-
L4*sin(tet1+tet2+tet3), 'r-')
grid on;
hold on;

%%%plota a posição do pé em x y%%%
%plot((L1*sin(tet1)+(L2+0.039*H)*sin(tet1+tet2)+L3*cos(tet1+tet2+tet3)
),
(L1+L2+0.039*H)-L1*cos(tet1)-
(L2+0.039*H)*cos(tet1+tet2)+L3*sin(tet1+tet2+tet3), 'g-')
%hold on;
%plot([-0.4 0.4],[0 0], 'y')
%hold on;

OK=y1

```

deriva.m

```

function WP = deriva(t,y)
% Retorna a derivada da posição e da velocidade angular para
teta1, teta2 e teta3%
% para a função ode23.m do Matlab que realiza a integração
%
global D beta f1 f2 f3 f4 f5 f6 f7 f8 cj cq ct k kt yl ang teta2antes
j tf tetaneutrograus teta3neutrograus
tempo=t;
y = y(:);

```

```

TETA = y(1:3); %teta1, teta2 e teta3 nas primeiras tres posicoes de
y
teta1=TETA(1);
teta2=TETA(2);
teta3=TETA(3);
W =y(4:6); %w1, w2 e w3 nas posicoes 4, 5 e 6 do vetor y
w1=W(1);
w2=W(2);
w3=W(3);

%%%%Controle do desacoplamento%%%%
if teta2antes>ang %p/ primeira vez que passa pelo angulo
    if ang>teta2 %p/ primeira vez que passa pelo angulo

        if j==0
            y1=[teta1;teta2;teta3;w1;w2;w3]
            j=j+1;
            tlinha=t(:);
            tf=t(1);
        end
    end
end
teta2antes=teta2;

%%Resolucao do sistema linear para obter alfa1, alfa2 e alfa3:

a11 = 2*f1;
a12 = f4*cos(teta2);
a13 = 0;
a21 = f4*cos(teta2);
a22 = 2*f2;
a23 = 0;
a31 = 0;
a32 = 0;
a33 = 2*f3;
A= [a11 a12 a13; a21 a22 a23; a31 a32 a33];

passivojoelho=1; %entra o torque passivo do joelho
passivoquadril=1; %entra o torque passivo do quadril
passivotornozelo=1; %entra o torque passivo do tornozelo
tetaneutrord=tetaneutrograus*(pi/180);
teta3neutrord=teta3neutrograus*(pi/180);

b1
                                =-f4*(w2^2)*sin(teta2)-f5*sin(teta1)-
f7*sin(teta1+teta2)+f8*cos(teta1+teta2+teta3)-cq*w1;
if passivoquadril==1 %entra o torque passivo do quadril
k1=2.6;
k2=5.8;
consteta2=-0.1744;
k4=8.7;
k5=1.3;
consteta1=0.95;
b1=b1+(k1*exp(-k2*(teta1-consteta2))-k4*exp(-k5*(consteta1-teta1)));
end

b2=-2*f4*w1*w2*sin(teta2)-
f7*sin(teta1+teta2)+f8*cos(teta1+teta2+teta3)-cj*w2+k*(tetaneutrord-
teta2);
if passivojoelho==1 %entra o torque passivo do joelho
k1=3.1;

```

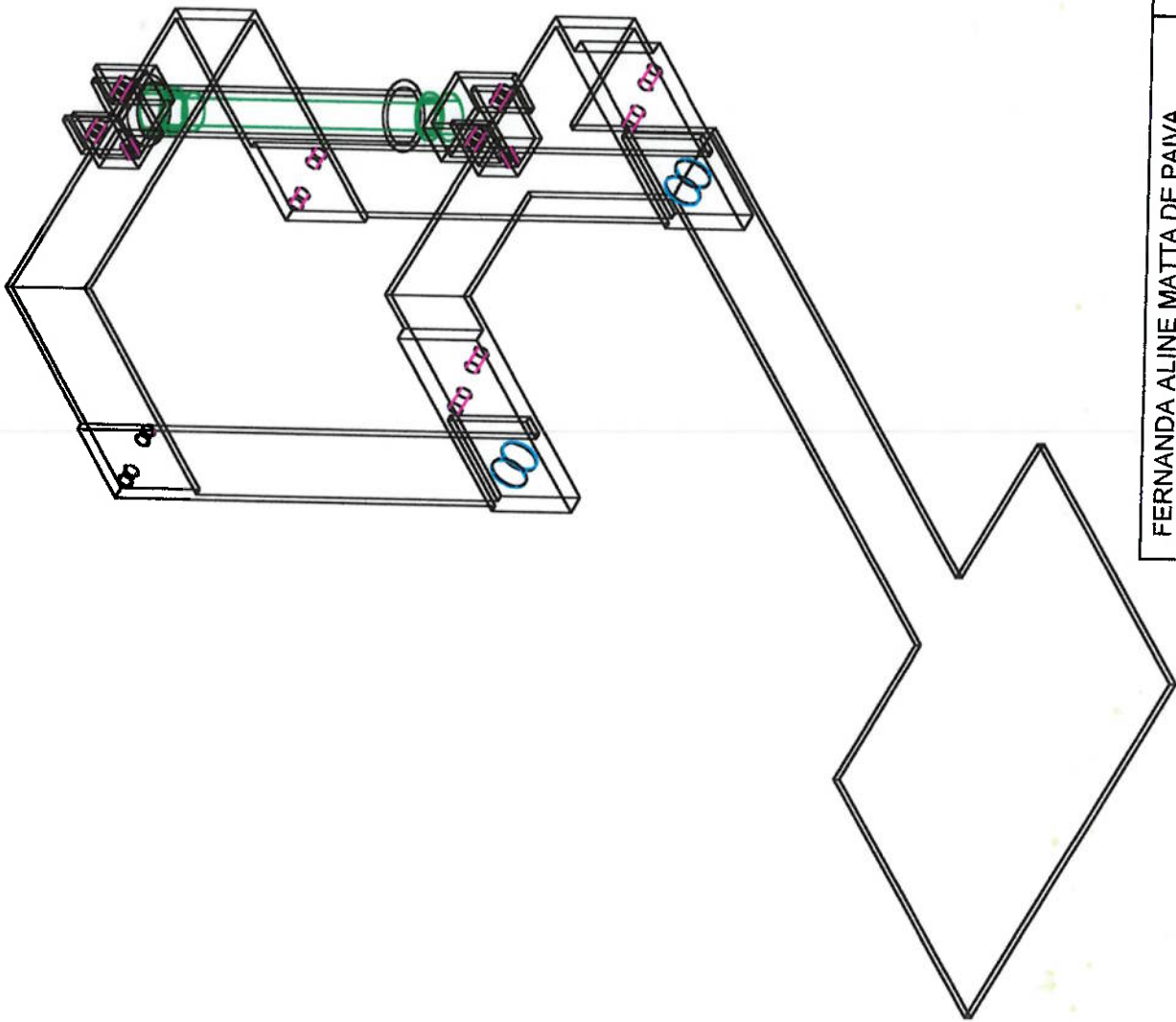
```
k2=5.9;
consteta2=-1.218;
k4=10.5;
k5=11.8;
consteta1=-0.09;
b2=b2+(k1*exp(-k2*(teta2-consteta2))-k4*exp(-k5*(consteta1-teta2)));
end

b3=f8*cos(tetal+teta2+teta3)-ct*w3+kt*(teta3neutrord-teta3);
if passivotornozelo==1 %entra o torque passivo do joelho
k1=2;
k2=5;
consteta2=-0.524;
k4= 9;
k5= 5;
consteta1=0.349;
b3=b3+(k1*exp(-k2*(teta3-consteta2))-k4*exp(-k5*(consteta1-teta3)));
end
B = [b1;b2;b3];

ALFA = inv(A)*B; %resolucao da sistema linear
WP = [W;ALFA]; %vetor com as derivadas
%babangida=[tetal teta2 teta3 w1 w2 w3]
```

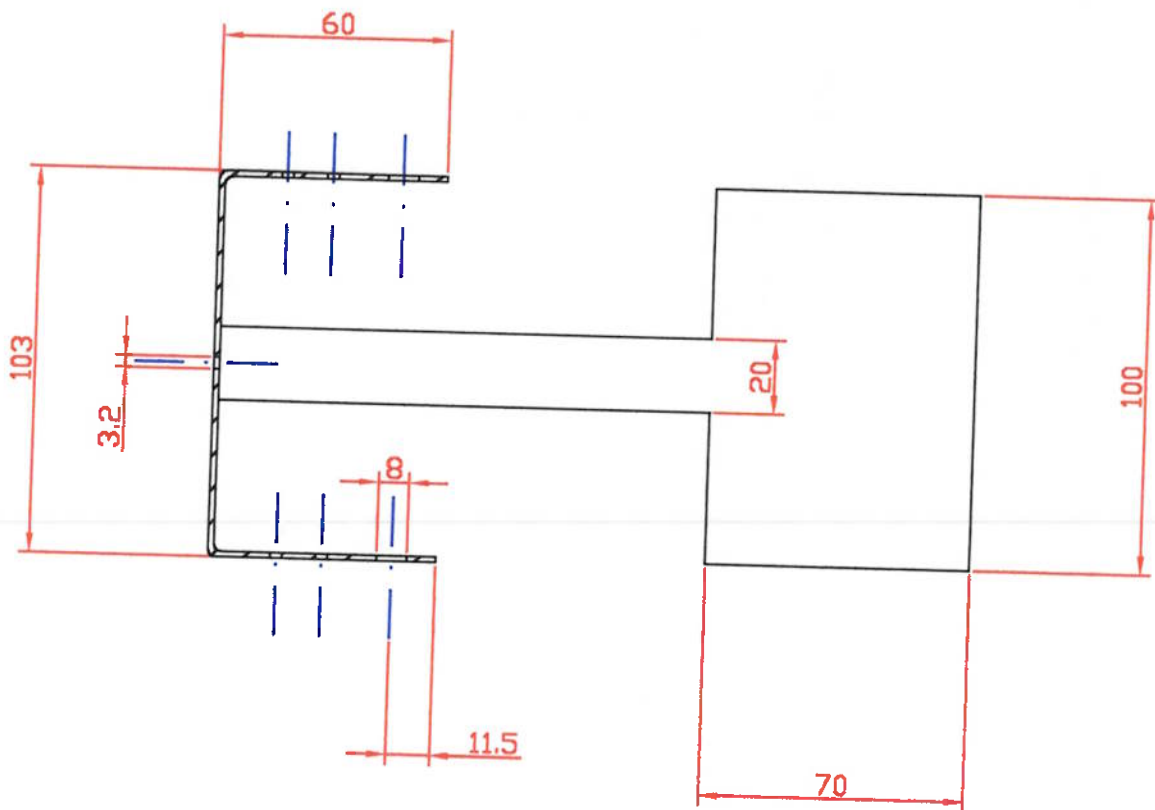
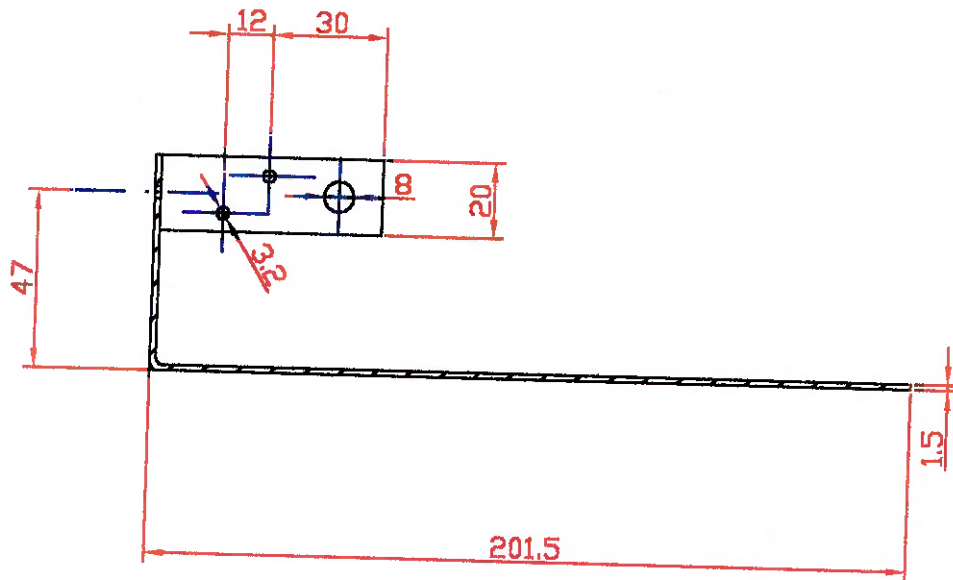
Anexo V Desenhos Técnicos

A seguir são apresentados os desenhos de conjunto e de fabricação do dispositivo projetado.

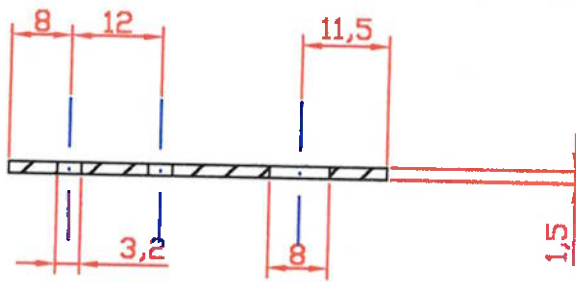
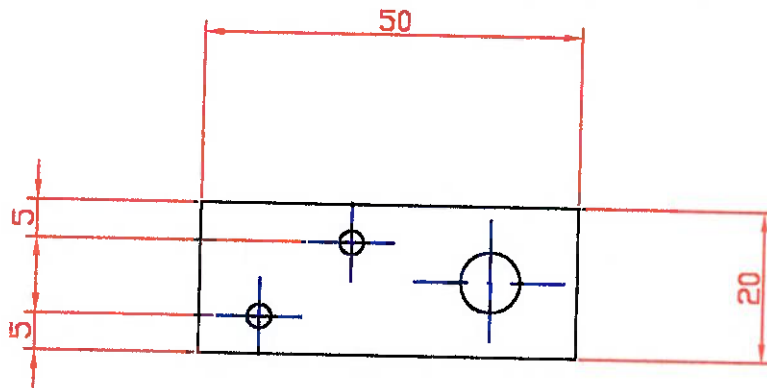


FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA
PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL

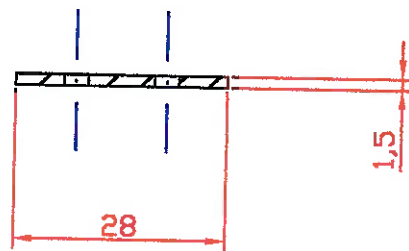
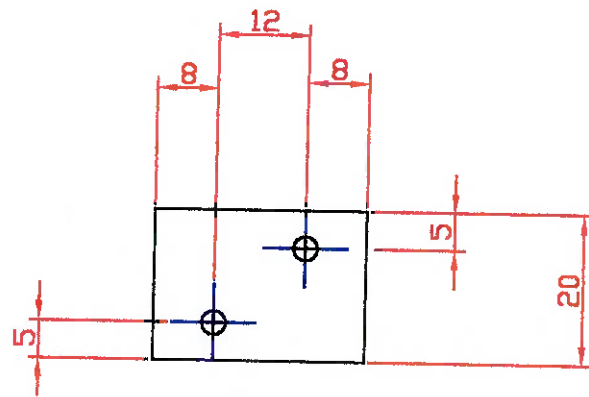
MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO



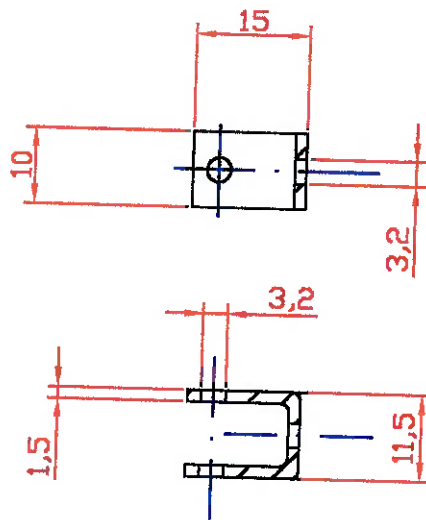
Referência 1	Quantidade 1	Peça Estrutura Inferior	Material Aço inox	Data 30/11/01	Escala 2:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL		MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO			



Referência 2	Quantidade 2	Peça Fixador da articulação	Material Aço inox	Data 30/11/01	Escala 1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



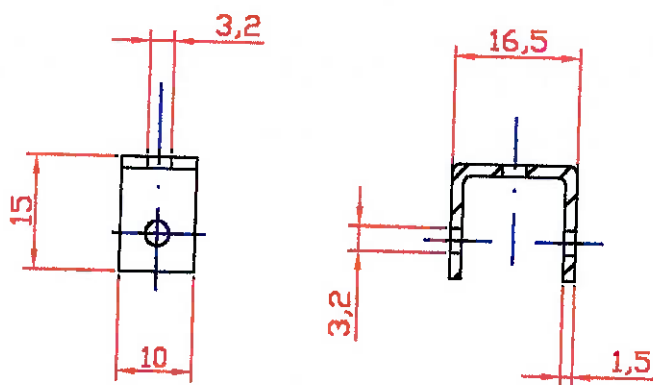
Referência	Quantidade	Peça	Material	Data	Escala
3	2	Espaçador da articulação	Aço inox	30/11/01	1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



Referência 4	Quantidade 2	Peça Articulação da mola - interno	Material Aço inox	Data 30/11/01	Escala 1:1
-----------------	-----------------	---------------------------------------	----------------------	------------------	---------------

FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA
PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL

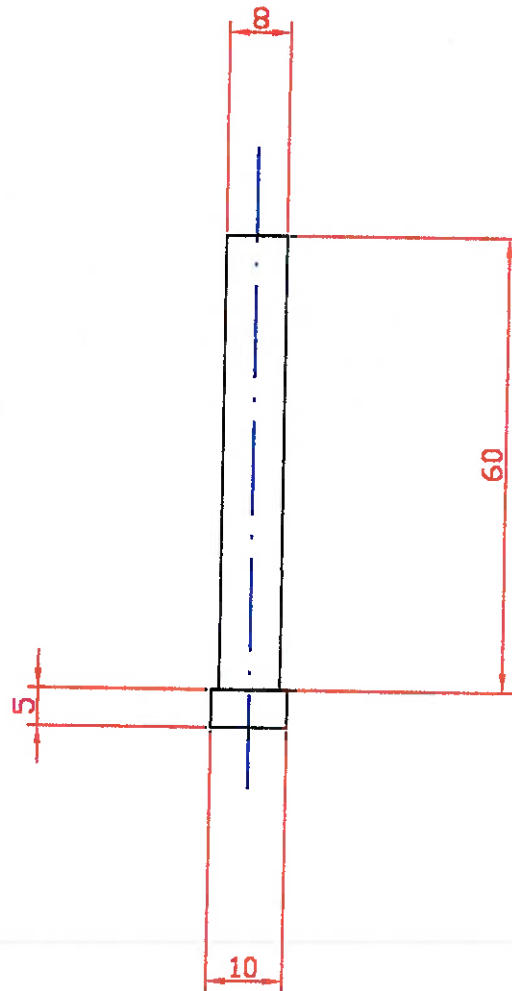
MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO



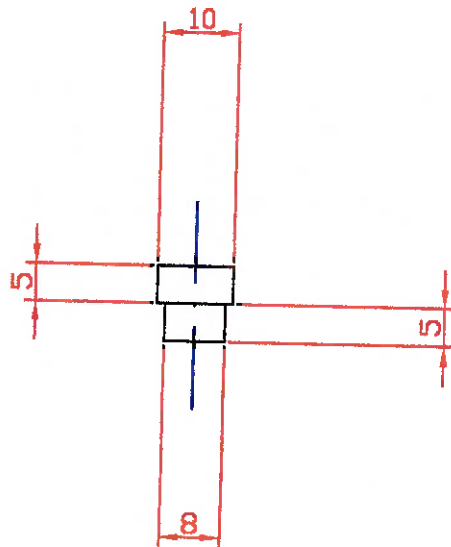
Referência	Quantidade	Peça	Material	Data	Escala
5	2	Articulação da mola - externo	Aço inox	30/11/01	1:1

FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA
PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL

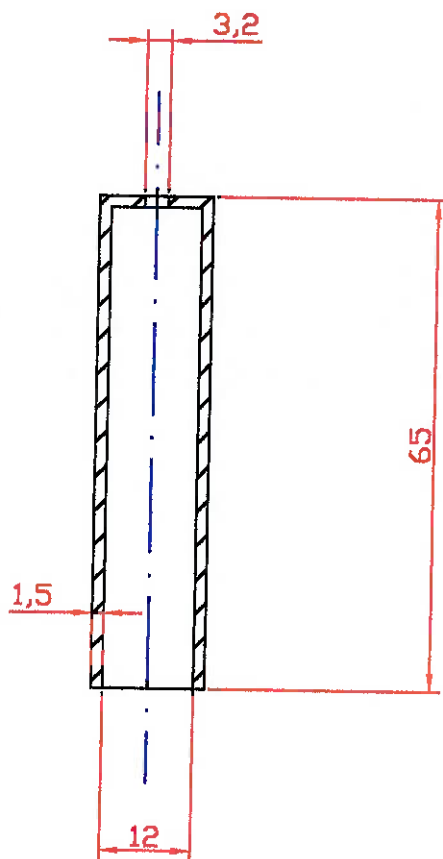
MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO



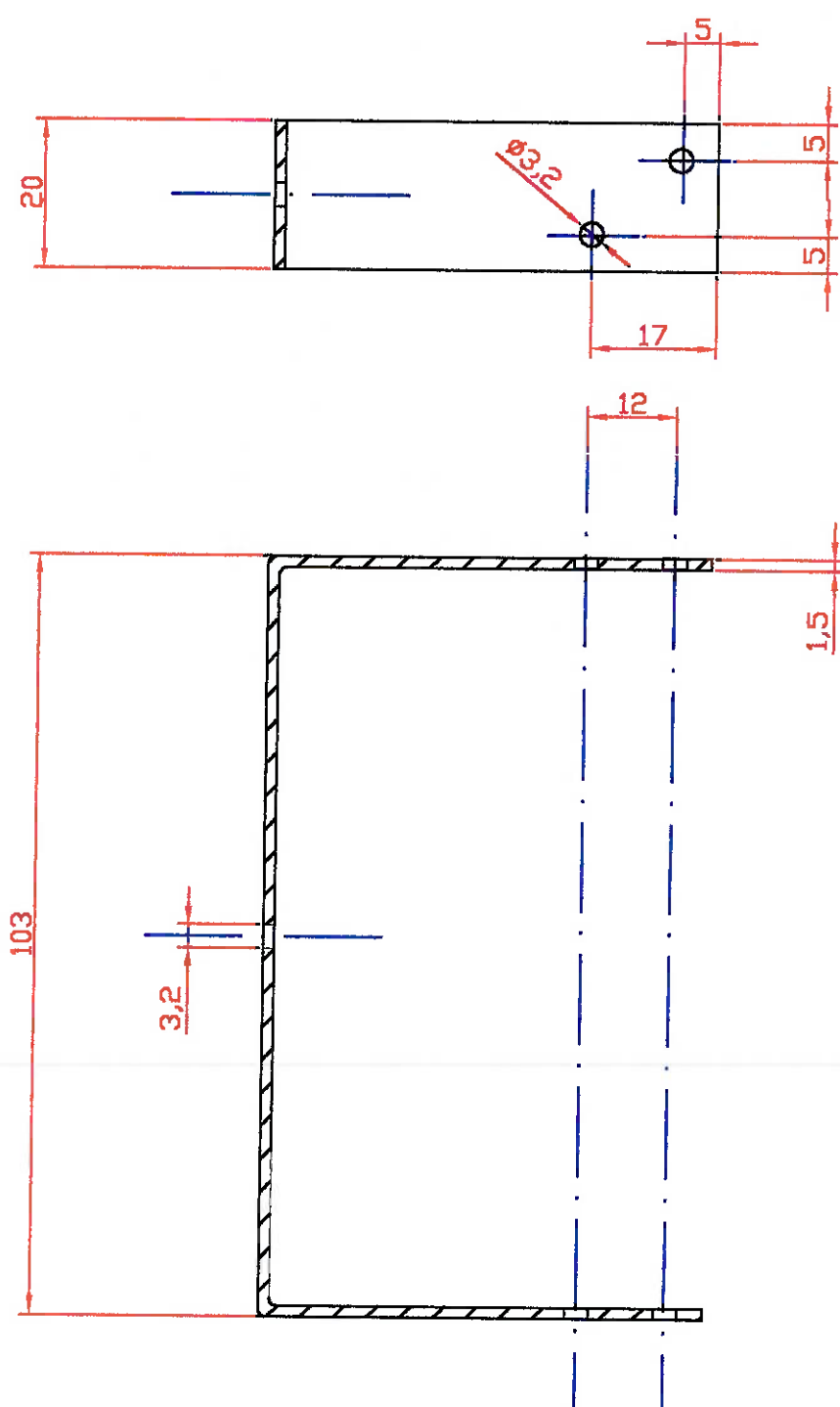
Referência 6	Quantidade 1	Peça Pino guia longo	Material Nylon	Data 30/11/01	Escala 1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



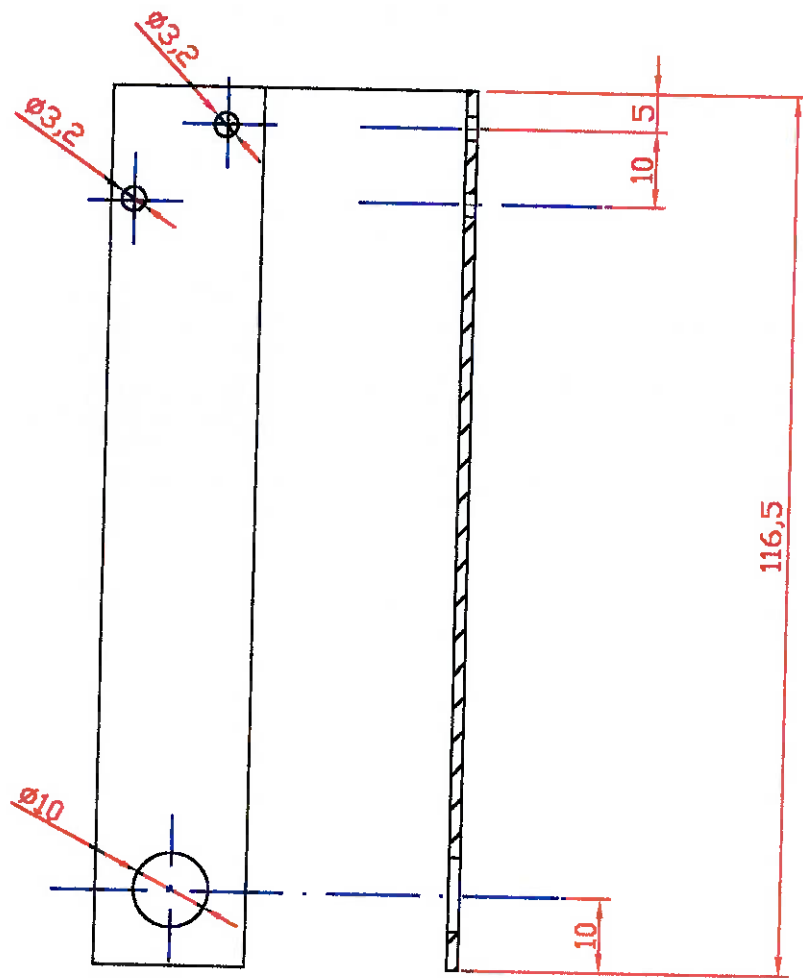
Referência 7	Quantidade 1	Peça Pino guia curto	Material Nylon	Data 30/11/01	Escala 1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



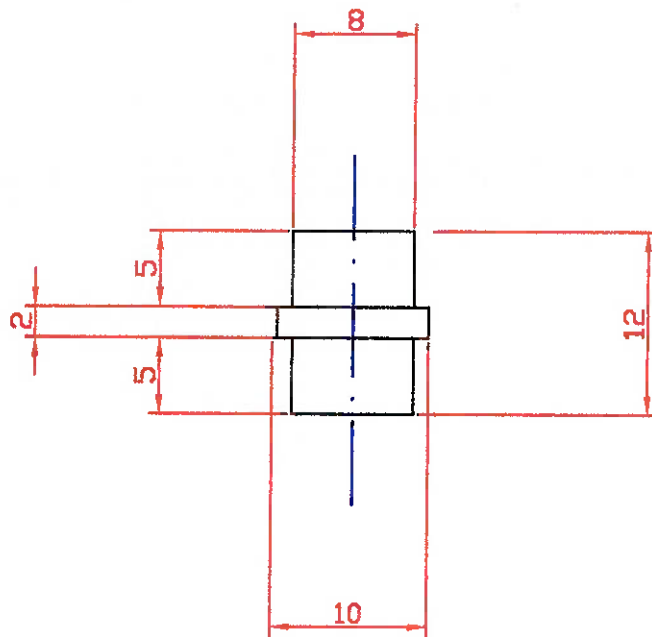
Referência 8	Quantidade 1	Peça Tubo guia	Material PVC	Data 30/11/01	Escala 1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



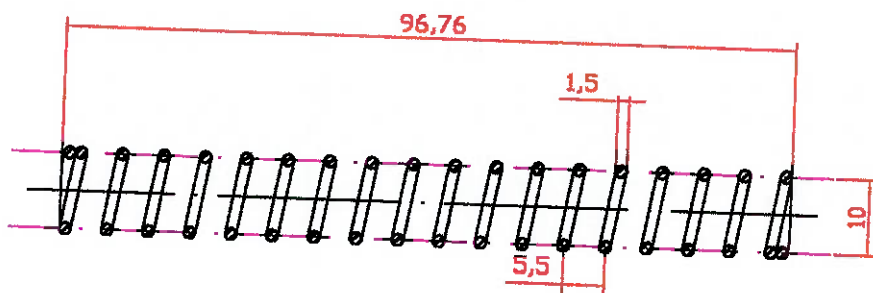
Referência 9	Quantidade 1	Peça Suporte superior	Material Aço inox	Data 30/11/01	Escala 1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL		MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO			



Referência 10	Quantidade 2	Peça Braço lateral	Material Aço inox	Data 30/11/01	Escala 1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



Referência	Quantidade	Peça	Material	Data	Escala
11	2	Núcleo da articulação	Nylon	30/11/01	2:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		



Referência	Quantidade	Peça	Material	Data	Escala
12	1	Mola	Corda de piano	30/11/01	1:1
FERNANDA ALINE MATTA DE PAIVA PEDRO ROBERTO PATERSON CARLEIAL			MECANISMO DE FLEXÃO DO TORNOZELO		

