

**Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo**



**Prótese de Joelho
Mecânico**

Professor Orientador: Omar Moore de Madureira
Dezembro de 1995

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia Mecânica
Projeto e Fabricação



**Prótese de Joelho
Mecânico**

Fábio Augusto Piuma Silveira
Luiz Armando Monteiro Sedrani
Luiz Felipe Oller Junior

Agradecimento Especial



**Ao Professor
Omar Moore de Madureira**

Por suas idéias inovadoras e nos ajudar a concluir este projeto.

Agradecimentos

Foram muitas pessoas que nos auxiliaram na elaboração deste projeto, entretanto algumas merecem destaque especial por estarem presentes nos momentos mais conturbados e ainda por possibilitar a nossa total dedicação ao trabalho.

Dedicamos este trabalho aos engenheiros da General Motors do Brasil, da Cummins Brasil e da Andrade Gutierrez; ao Professor Dr. Nelson De Luccia; aos professores da Escola Politécnica, em especial ao professor Tarcísio Coelho; aos funcionários da Universidade de São Paulo.

Dedicamos também este trabalho às mães, em especial à Maria Cecília Monteiro Sedrani; aos irmãos e irmãs, em especial à Flávia Helena Piuma Silveira; a todos familiares; e aos nossos amigos.

Os Autores

FÁBIO AUGUSTO PIUMA SILVEIRA

Rua Albuquerque Lins, 1184 ap. 133
CEP 01230-000 - Santa Cecília - São Paulo - São Paulo
Engenheiro Mecânico - Projeto e Fabricação
Formado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo em Dezembro de 1995

LUIZ ARMANDO MONTEIRO SEDRANI

Rua Patápio Silva, 216
CEP 05436-010 - Jardim das Bandeiras - São Paulo - São Paulo
Engenheiro Mecânico - Projeto e Fabricação
Formado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo em Dezembro de 1995

LUIZ FELIPE OLLER JUNIOR

Rua Quatá, 629
CEP 04546-043 - Vila Olímpia - São Paulo - São Paulo
Engenheiro Mecânico - Projeto e Fabricação
Formado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo em Dezembro de 1995

*“A juventude é, sobretudo,
uma soma de possibilidades”*

Albert Camus 1913-1960
Escritor Francês

ÍNDICE

1) INTRODUÇÃO	1
2) ESTABELECIMENTO DA NECESSIDADE	3
2.1) O MODO DE ANDAR NORMAL	5
2.1.1) Ciclo de Caminhar	5
2.1.2) Elementos Funcionais	5
2.2) MOVIMENTO DO JOELHO	9
2.2.1) Fases do Andar	9
2.3) TENSÃO MECÂNICA NO JOELHO	15
2.3.1) Forças Exercidas no Joelho	15
3) ESQUEMA PARA FORMULAÇÃO DO PROJETO COMO SISTEMA	37
3.1) ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS	37
3.1.1) Funcionais	37
3.1.2) Operacionais	38
3.1.3) Construtivas	38
3.2) COMPONENTES DAS PRÓTESES DE JOELHO	39
3.2.1) Joelho de Eixo Simples	39
3.2.2) Joelho Policêntrico	40
3.2.3) Joelho de Controle de Apoio Ativado pelo Peso	41
3.2.4) Joelho com Travas Manual	42
3.2.5) Controle de Fricção	42
3.2.6) Assistência de Extensão	43
3.2.7) Controle Pneumático	43
3.2.8) Controle Hidráulico	44
4) SÍNTSE DE SOLUÇÕES	46
4.1) DESCRIÇÃO DOS TERMOS USADOS NA MATRIZ DE SOLUÇÕES	46
4.1.1) Mecanismos	47
4.1.2) Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	47
4.1.3) Dispositivo de Retorno	48
4.1.4) Dispositivo de Segurança	48
4.1.5) Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	48
4.1.6) Regulagem do Ângulo de Dobra da Perna	49
4.2) CONSIDERAÇÕES SOBRE AS SOLUÇÕES	52
4.3) DESCRIÇÃO DAS SOLUÇÕES	52
4.3.1) Solução 1	53
4.3.2) Solução 2	54
4.3.3) Solução 3	55
4.3.4) Solução 4	56
4.3.5) Solução 5	57
4.3.6) Solução 6	58
4.3.7) Solução 7	59
4.3.8) Solução 8	60
4.3.9) Solução 9	61
4.3.10) Solução 10	62
5) EXEQUIBILIDADE FÍSICA	62
5.1) Solução 1	62
5.2) Solução 2	62
5.3) Solução 3	63
5.4) Solução 4	63
5.5) Solução 5	63
5.6) Solução 6	63
5.7) Solução 7	64
5.8) Solução 8	64
5.9) Solução 9	64
5.10) Solução 10	64

6) VALOR ECONÔMICO	65
6.1) VALOR ECONÔMICO PARA O FABRICANTE	65
6.1.1) Determinação do Preço de Cada Solução Dentro de Cada Sistema	65
6.1.1.1) Mecanismo	65
6.1.1.2) Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	65
6.1.1.3) Dispositivo de Retorno	66
6.1.1.4) Dispositivo de Segurança	66
6.1.1.5) Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	66
6.1.2) Determinação do Preço Final de Cada Solução	66
6.1.2.1) Preço de Fabricação	66
6.1.2.2) Porcentagem de Participação no Preço de Cada Subsistema	67
6.1.2.3) Tabela de Remuneração de Projeto e Capital	67
6.1.2.4) Preço Total	67
6.2) VALOR ECONÔMICO PARA O USUÁRIO	68
7) VIABILIDADE FINANCEIRA	69
8) ESCOLHA DA MELHOR SOLUÇÃO	70
9) DETERMINAÇÃO DO MECANISMO DO JOELHO	73
9.1) PROPOSTA 1	73
9.2) PROPOSTA 2	74
9.3) PROPOSTA 3	74
10) DETERMINAÇÃO DAS FORÇAS ATUANTES NO CENTRO DE GRAVIDADE DA PESSOA E NAS BARRAS	87
10.1) DESCRIÇÃO DO MÉTODO DE DERIVAÇÃO DISCRETA	89
10.2) DESCRIÇÃO DO MÉTODO DOS SPLINES CÚBICOS	90
10.3) DESCRIÇÃO DO MÉTODO DAS EQUAÇÕES	96
11) DIMENSIONAMENTO DO MECANISMO	119
11.1) CONCEPÇÃO DAS BARRAS	119
11.2) CONCEPÇÃO DOS EIXOS	120
11.3) ESCOLHA DOS ROLAMENTOS	123
11.4) MONTAGEM DA PRÓTESE	124
11.5) ALTERAÇÕES DO PROJETO BÁSICO	124
12) CONCLUSÕES	125
APÊNDICES	127

1) INTRODUÇÃO

A história das amputações é tão antiga quanto a história da humanidade. Bick (1937) refere-se a escavações arqueológicas que demonstraram membros amputados, provavelmente devido a algum tipo de intervenção, a partir do período neolítico, quando instrumentos rudimentares já eram disponíveis.

Adams (1886), entretanto, atribuiu as primeiras amputações decorrentes de operações cirúrgicas à Hipócrates, por volta do século V A.C., em caso de gangrena dos membros.

Desde então, o homem tenta buscar soluções que melhor readaptem o indivíduo à sociedade, permitindo-lhe ter uma vida o mais próxima da realidade quanto seja possível, evitando que suas atividades fiquem restritas a um pequeno número, limitadas por sua deficiência.

Atualmente, as principais causas de amputação transfemural (entre joelho e bacia), são:

- **Causas Arteriais**

As doenças vasculares são a causa mais frequente. Embora este procedimento seja feito com menor constância que no passado, é geralmente necessário nos pacientes com severos danos na circulação, como arteriosclerose (que é a obstrução das artérias dificultando o fluxo sanguíneo), uma vez que estes teriam poucas chances de recuperação se fossem realizadas amputações de baixo nível.

- **Causas Oncológicas**

Geralmente ocasionadas por câncer ósseo ou câncer muscular, onde a amputação depende do local e do grau de evolução do tumor.

- **Causas Infecciosas**

Geralmente ocasionadas por artrite, que é a inflamação da cartilagem das articulações, causada por ação de micróbios ou infecções, levando ao endurecimento ou degeneração do tecido cartilaginoso.

- **Causas Traumáticas**

Geralmente ocasionadas por acidentes, ou guerras, provocando sérias lesões no tecido muscular, lesões vasculares, neurológicas ou ósseas.

O que se sabe, nos dias de hoje, é que em países como os Estados Unidos, a ocorrência de amputações chega ao nível de 40.000 a 50.000 por ano, ocasionadas principalmente por artereosclerose.

No Brasil, estes dados não são precisos, uma vez que a declaração deste tipo de operação não é compulsória, não sendo obrigatória sua notificação. Mas acredita-se que, percentualmente, os índices sejam maiores que nos Estados Unidos. O que se pode garantir é que 40 % dos casos de amputação, no Brasil, são causados por artereosclerose, enquanto que os outros 60 % são causados por traumatismos.

2) ESTABELECIMENTO DA NECESSIDADE

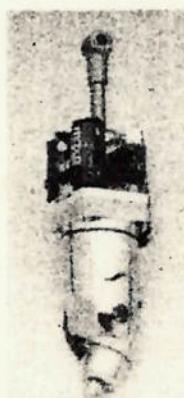
Partindo dos dados já citados, e observando a precária situação dos médicos brasileiros em relação à tentativa de suprir a carência destes indivíduos, verifica-se a necessidade da concepção de uma prótese externa de joelho, que garanta um bom desempenho, bem estar, e que seja acessível às condições dos pacientes brasileiros. Assim, o público alvo para este dispositivo será toda pessoa que tenha sofrido, por algum dos motivos já expostos, uma amputação transfemural, e que tenha renda média alta.

Os principais fabricantes de prótese são, na sua totalidade, estrangeiros. Entre eles, estão:

- ENDOLITE - BLACHFORD (Reino Unido);
- USMC (USA);
- TEH - LIN (Taiwan);
- OTTO BOCK (Alemanha);
- CASCADE (USA);
- KERN (Suíça);
- BECKER (Alemanha);
- PROTEVAL (França).

Os modelos destes fabricantes variam em:

- Articulação Simples sem/com amortecimento;
- Articulação Dupla sem/com amortecimento;
- Quatro Barras sem/com amortecimento;
- Seis Barras sem/com amortecimento;
- Modelos de Vanguarda, os quais utilizam equipamentos eletrônicos para regulagem do amortecimento, como pode ser observado na figura abaixo:



O equipamento fornecido por estas empresas é de alta qualidade e longevidade, mas esbarram em um grande agravante: o preço. Para exemplificar, próteses produzidas pela empresa TEH - LIN custam em torno de US\$ 800 a US\$ 1400, sendo estes preços de catálogo. Já a empresa OTTO BOCK fornece próteses a preços variando entre US\$ 200 e US\$ 1.600, de acordo com a qualidade e modelo da prótese (preços de JUNHO/95, para modelos somente mecanizados). Deve-se lembrar que incidem nesses valores taxas de importação.

Portanto, o que se pretende é projetar uma prótese de joelho tão eficiente quanto as similares estrangeiras, mas a um preço mais conveniente à realidade brasileira (de 10 % a 30 % mais barato, proporcionando um preço que poderá variar entre US\$ 140 a US\$ 1.120, de acordo com o modelo), que reproduza com o máximo de perfeição e realismo possível, o movimento natural de um joelho humano, que dure até o fim da vida do usuário, com a devida manutenção, e que seja de fácil instalação.

Para isso, obteve-se o apoio do Centro Paulista de Reabilitação, onde, através do professor da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo Dr. Nelson De Luccia, adquiriu-se material didático para a pesquisa e a concessão de local adequado para desenvolvimento do projeto, proporcionando assim a sua implantação.

Estima-se que doze meses após a introdução do produto no mercado, este o absorverá quase que totalmente, por se tratar de um produto nacional competitivo, a um menor preço e com maior facilidade de manutenção.

A seguir, serão vistos os principais tópicos teóricos relevantes para a compreensão e estudo da cinemática e dinâmica de um joelho humano.

2.1) O MODO DE ANDAR NORMAL

Caminhar depende de uma performance repetida dos membros inferiores em uma sequência de movimentos que simultaneamente avança o corpo na direção desejada e mantém uma postura com suporte estável do peso. A eficiência depende da mobilidade das juntas e da ação muscular, que é ajustável tanto em intensidade como em frequência. A perda de algumas ações necessita o desenvolvimento de outras, a fim de manter a estabilidade da parada e a progressão para a frente.

2.1.1) Ciclo de Caminhar

Cada sequência de ação dos membros (chamado ciclo de andar) envolve um período de sustentação de peso (suporte) e um intervalo de avanço do corpo (movimento) (fig1). Durante o ciclo de caminhar normal, aproximadamente 60% do tempo é gasto com o suporte e 40% com o movimento. A duração exata e cada intervalo varia com a velocidade do andar.

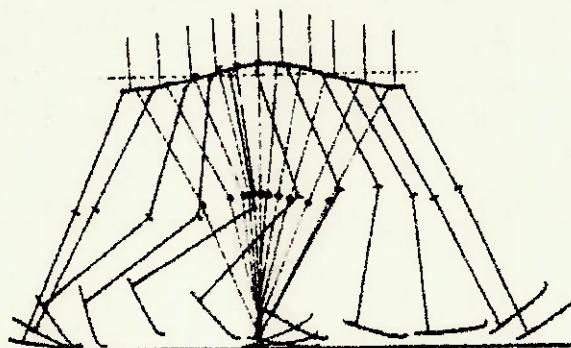


figura 1

A ação recíproca dos dois membros é coordenada para negociar a sua responsabilidade de sustentação do peso durante o período de duplo suporte (quando ambos os pés tocam o chão) e normalmente envolve os 10% iniciais e finais do suporte. Os 40% restantes são um período de suporte simples (apoio em um membro). Durante este momento, o membro oposto está em movimento.

2.1.2) Elementos Funcionais

Os dois componentes principais do caminhar - progressão e estabilidade de parada - envolvem modelos funcionais distintos. Estes devem ser

compreendidos para uma apropriada interpretação de algumas limitações apresentadas pelos pacientes.

- Progressão

Há duas forças principais de progressão:

1. A primeira é o deslocamento do peso do corpo para a frente (fig. 2)

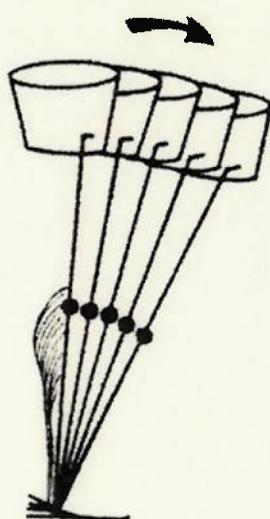


figura 2

Começa com o tornozelo parado e cresce com a elevação do calcaneo.

2. A segunda, que é causada pelo movimento do membro oposto (fig. 3), começa no início do apoio em um único membro. Esta ação é especialmente importante antes do alinhamento do corpo para um avanço efetivo.

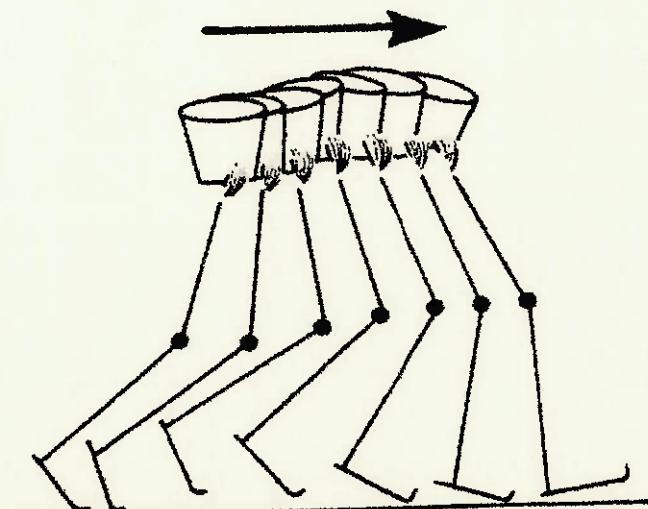


figura 3

O momento gerado por estas duas ações é preservado no início da próxima fase de suporte pelo contato do calcanhar com o solo. Quando o pé toca o solo os músculos pré-tibiais levam a tibia para a frente (fig. 4). Ao mesmo tempo, o quadríceps segura o fêmur de modo que a coxa também avança. Então, durante o período de apoio do calcanhar, tornozelo e planta do pé servem como suporte para que o corpo avance sobre o pé de apoio (fig. 5). Para tanto, é necessário que o pé esteja propriamente posicionado ao final do intervalo de movimento e estável enquanto o peso é aplicado. Então, deve haver uma mobilidade passiva adequada no tornozelo.

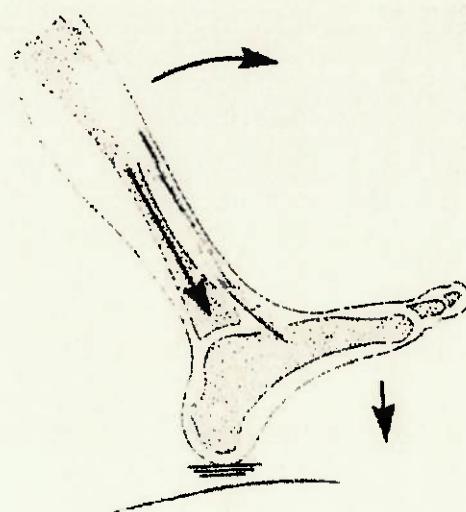


figura 4

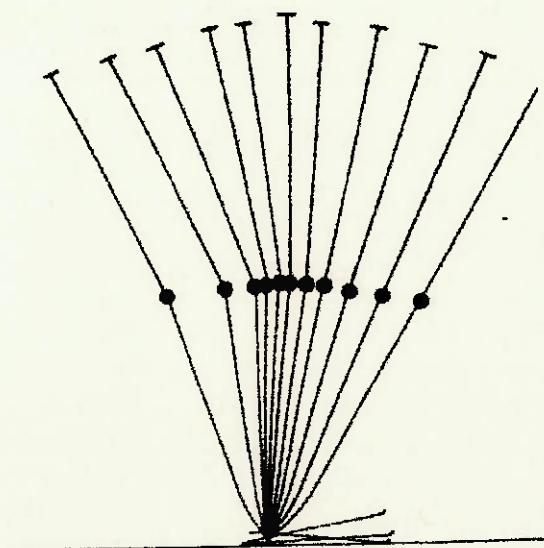


figura 5

- Estabilidade na Parada

O equilíbrio é desafiado por dois fatores. O corpo é mais pesado em sua parte superior, e o andar continuamente altera o seu alinhamento. Durante o andar, o corpo se divide em duas unidades funcionais - passageiro e locomotor.

A cabeça, os braços e o tronco formam o passageiro, pois são carregados, não contribuindo diretamente para o ato de caminhar. A ação muscular no pescoço e tórax contribui apenas para manter a posição de alinhamento vertebral neutro. Há uma mudança mínima de postura durante o andar normal. O balançar dos braços é apenas uma reação ao movimento gerado. O centro de massa destes elementos está pouco abaixo da décima vértebra torácica e, portanto, bem acima da junta dos quadris. Esta longa alavanca (33 cm em um adulto médio), torna o equilíbrio do passageiro bastante sensível a mudanças e alinhamento dos membros de apoio.

A unidade locomotora é composta de dois membros unidos pelo pélvis. Isto faz do pélvis um elemento tanto da unidade passageiro quanto da locomotora, com dois locais de junção altamente móveis, as juntas do quadril e a espinha lombar.

Teoricamente, a estabilidade com suporte de peso do membro é máxima quando seus três componentes (coxa, perna e pé) estão alinhados, de modo que um está diretamente sobre o centro do outro. Isto aconteceria se os elementos fossem blocos quadrados, mas, entretanto, o fêmur e a tibia são ossos estreitos e compridos. Ainda, a superfície de articulação são arredondadas, não havendo bordas limitantes e, consequentemente, nenhuma estabilidade intrínseca. Portanto, é necessário algum outro mecanismo para estabilizar o sistema. Esta estabilidade é providenciada por ação muscular. Toda mudança no alinhamento do peso corpóreo é estabilizada por uma ação muscular seletiva.

O momento e a intensidade da ação de cada músculo é determinada pela relação entre o centro da junta que o músculo controla e o peso do corpo, gerando um momento. O peso do corpo é a força principal, mas seu efeito é modificado conforme a direção do movimento. No início e no fim do apoio, o peso do corpo cai rapidamente sobre o chão. As acelerações resultantes elevam a reação a um valor maior que o peso do corpo. Durante o período intermediário, o corpo se eleva enquanto a perna vai ficando vertical. Portanto, a solicitação ao músculo varia devido tanto ao alinhamento do peso sobre as juntas como pelo modo de carregamento.

2.2) MOVIMENTO DO JOELHO

A alternância de progressão, estabilidade de parada e conservação de energia resulta numa relação complexa e continuamente variável entre os vários segmentos da perna enquanto o corpo avança sobre a perna de apoio.

O joelho sofre duas fases de extensão em cada ciclo (fig. 6). Iniciando com extensão total (ou flexionado de 5°) rapidamente se flexiona até 15°. Então, progressivamente se estende à posição neutra. Com o início do duplo apoio, o joelho começa novamente a flexão. Esta ação continua no movimento até atingir 60°, quando a extensão recomeça.

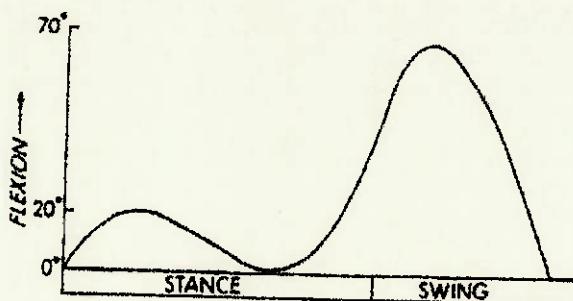


figura 6

2.2.1) Fases do Andar

A importância funcional do modo de cada junta em cada parte do ciclo do andar depende da solicitação de toda a perna para progressão efetiva e estabilidade de parada. Isto é identificado subdividindo-se a ação contínua da perna de acordo com a função a ser realizada. O resultado são oito unidades funcionais, cada uma constituindo uma fase do ato de caminhar.

Como o andar de uma pessoa é uma repetição contínua de uma ação, qualquer ponto pode ser tomado como o início do ciclo. O contato inicial com o chão é o evento mais consistente tanto no andar normal quanto para o patológico, e, portanto, servirá como fase inicial.

- Apoio

Para permitir a progressão e ainda manter a estabilidade do suporte de peso, a perna realiza cinco diferentes fases de apoio.

Contato inicial

A primeira preocupação é o modo como o pé atinge o solo. Embora seja esta uma postura momentânea, é importante devido à sua influência na ação subsequente do joelho.

O calcaneus normalmente atinge o solo com o pé a 25° em relação ao chão. O calcaneus está numa posição aproximadamente neutra. O joelho está estendido em uma flexão de 0° a 5° e o quadril está flexionado a 30° .

Neste momento, a queda do peso do corpo cria um vetor passando pelo calcaneus que é anterior ao joelho e ao quadril. São gerados três torques: flexão plantar do tornozelo, extensão do joelho e flexão do quadril (fig. 7).

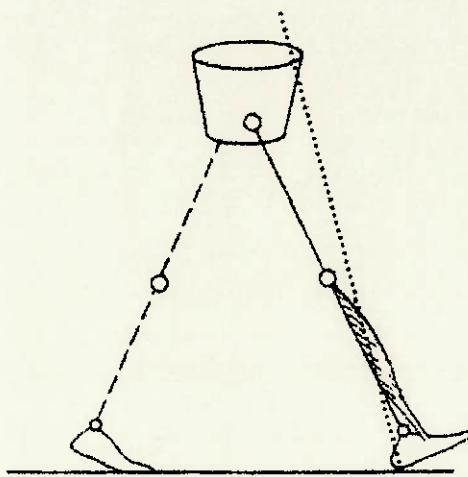


figura 7

Resposta à carga

O objetivo agora é aceitar o peso do corpo de modo a assegurar a estabilidade do membro e ainda permitir a progressão.

Como o peso recai sobre a perna, inicia-se a ação de apoio do calcaneus que leva a dois tipos de movimentos importantes. A ação no tornozelo precede e contribui para aquela que ocorre no joelho.

Uma flexão de 15° no joelho é iniciada pela ação de apoio no calcaneus. Como os músculos pré-tibiais se contraem para conter a flexão plantar do tornozelo, eles também levam a tibia para a frente. Esta é uma ação rápida, e avança a perna mais rápido que a coxa sendo esta seguida pelo tronco. Como resultado, a linha de ação do peso do corpo fica posterior ao joelho, induzindo um torque (fig. 8).

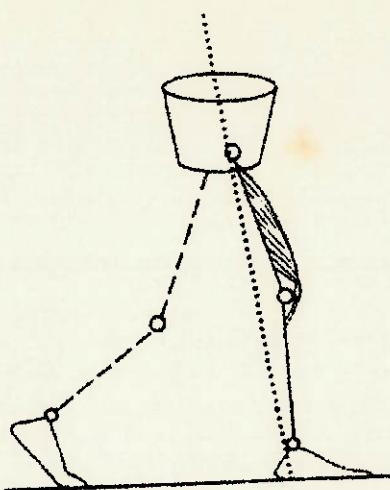


figura 8

Dois tipos de ações musculares são resultantes: há uma atividade ampliada do quadríceps para conter a taxa de flexão do joelho. Em contrapartida, há uma solicitação dos músculos para evitar a hiper-extensão do joelho. A resposta é uma redução de atividades semi-membranosas e semi-tendinosas.

Meio-apoio

O objetivo funcional desta fase é o avanço do corpo e membro sobre o pé estacionário.

Como o outro pé é movimentado, inicia-se um período de apoio simples. Garante-se uma estabilidade máxima mantendo-se o pé estacionário e em contato total com o chão. A ação de apoio do calcanhar permite que a progressão continue, e isto se faz através do momento residual, e aquele gerado pelo membro móvel oposto. Como o peso do corpo avança sobre o peito do pé, a base do vetor se move do calcanhar para a planta do pé. Isto altera o alinhamento do vetor no tornozelo, joelho e quadril, resultando em mudança na postura das juntas e controle muscular.

A flexão do joelho induzida durante a resposta à carga cresce pouco, chegando ao valor máximo de 18° quando o apoio em um membro é iniciado. O movimento do joelho passa então à progressiva extensão, que depende de que a tibia seja contida de modo que o fêmur possa avançar a uma taxa relativamente alta. Aproximadamente no meio da fase de meio-apoio, o vetor do corpo fica anterior ao centro da junta, iniciando um momento extensor. Acaba a necessidade de controle muscular, pois a estabilidade da extensão é fornecida passivamente.

Apoio final

A queda do peso do corpo para a frente é o objetivo principal. A elevação do calcanhar marca o início desta segunda fase de apoio simples. Agora a planta do pé serve como apoio para a progressão, com o corpo passando à frente deste ponto de apoio. Isto gera a propulsão primária para caminhar. Com a perna atuando como o raio de uma roda, o centro de gravidade do corpo desce minimamente durante o avanço. Durante o apoio final, o pé e o tornozelo são os pontos críticos de ação.

Com a tibia estabilizada sobre o pé, o alinhamento para frente do peso do corpo passivamente estende o joelho. A extensão máxima varia entre 0° e 5° . Ao término do apoio final, o joelho começa a se dobrar. O peso do corpo passa rapidamente ao outro membro, sendo que a estabilidade da extensão do joelho é obtida já que o vetor do corpo está continuamente anterior aos eixos da junta.

Pré-movimento

A preparação da perna para se movimentar é o propósito das ações que ocorrem nesta fase. O contato do outro pé com o chão inicia este estágio final de apoio duplo. Uma transferência rápida do peso do corpo para este membro permite que as ações desejadas prossigam. A área crítica de resposta é o joelho.

Há uma rápida flexão passiva até 40° , que ocorre porque o peso do corpo se deslocou tanto para a frente no apoio da planta do pé que a tibia não está mais estável. Como a tibia avança, o eixo da junta do joelho é movida para uma posição anterior ao vetor do corpo (fig.9).

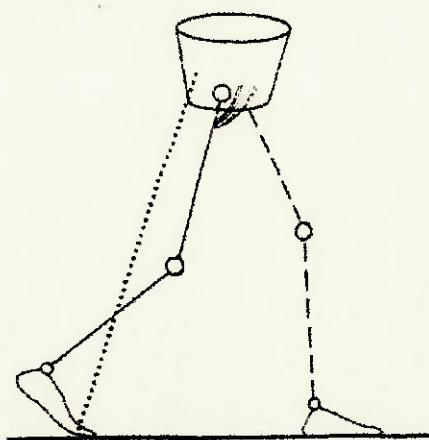


figura 9

- Movimento

A elevação do pé do chão e avanço do membro, seguidos de preparação para o apoio são os objetivos das próximas três fases de movimento.

Movimento inicial

O nível de flexão solicitada ao joelho para toque do solo pelo dedo do pé (60°) é obtida adicionando-se 20° à postura de 40° adquirida durante a fase de pré-movimento. Apesar de este ser um evento crítico, não há uma força de flexão dominante.

Movimento médio

O avanço do membro continua, as mudanças no alinhamento da tibia tornam o controle do pé crítico para o distanciamento do solo (fig. 10).

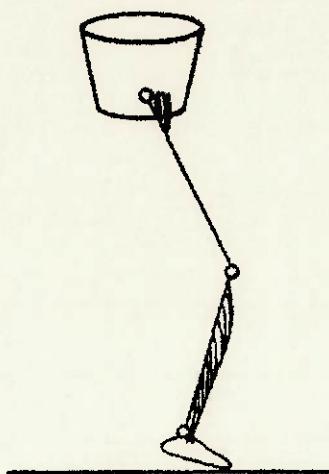


figura 10

O relaxamento dos músculos permitem ao joelho estender-se passivamente. Isto acelera o avanço da perna e do pé. Ao fim do movimento médio, a flexão do joelho (30°) se iguala à do quadril, estando a tibia vertical.

Movimento final

O avanço está terminado, e o membro está preparado para o apoio. O evento crítico é a completa extensão do joelho (fig 11).

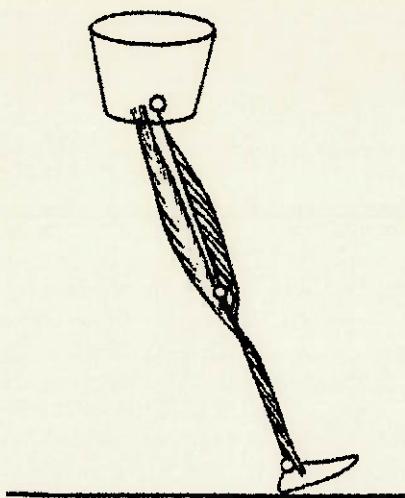


figura 11

Como a gravidade deve ser contrariada e há pouco tempo disponível, a extensão do joelho ao ponto neutro (0° a 5°) continua sob controle ativo.

2.3) TENSÃO MECÂNICA NO JOELHO

Ossos e cartilagens de uma articulação são em geral submetidos à compressão. Os ligamentos periarticulares são estruturas fibrosas capazes de resistir a grandes forças por pequenos períodos de tempo. A extensão dessas estruturas gera tensões internas nas mesmas estruturas. Os músculos também participam da produção dessas forças por meio da sua contração.

2.3.1) Forças Exercidas no Joelho

Na posição de supino, a tensão no joelho é gerada somente pelas forças musculares e não pode ser determinada pelo nosso estágio presente de conhecimento.

Na posição de descanso o joelho suporta uma parte do peso corporal. Quando a linha de ação dessas partes não cruza o joelho, as forças musculares devem intervir para manter o equilíbrio. As forças devido ao peso parcial do corpo podem ser precisamente calculadas, se soubermos o peso corporal, o peso das diversas partes do corpo, a posição dos centros de gravidade e, durante a caminhada, a disposição de todas as partes do corpo.

As forças musculares podem ser determinadas matematicamente com acurácia aceitável pela expressão do equilíbrio dinâmico das diversas partes do corpo. Estas forças musculares devem automaticamente intervir para assegurar o equilíbrio.

Primeiro, a tensão mecânica no joelho será estudada na posição simétrica de descanso em ambos os pés, depois, quando se está repousado sobre um único pé e, finalmente, no processo de caminhada.

Seguindo o exemplo de Pauwels (1935), nossa análise é baseada nos dados fornecidos por Braune e Fischer em seus trabalhos sobre os centros de gravidade e passo. Trabalhando com cadáveres congelados, Braune e Fischer (1889) determinaram, primeiramente, o centro de gravidade de um corpo vivo e de suas várias partes. Eles o localizaram em um sistema de coordenadas x,y,z, em três planos retangulares: um plano vertical zy, um plano vertical zx, e um plano horizontal xy. De fotografias de passos individuais eles foram capazes de analisar corretamente, através desse sistema de coordenadas, as posições dos centros de gravidade total e parcial, e a sua colocação nas articulações.

Somado a isso, vamos utilizar os dados de Fick (1910) a respeito dos sucessivos centros de flexão do joelho e o trabalho de Jonhston e Smidt (1969) que indica a rotação do fêmur ao redor do seu eixo num passo.

Força Exercida no Joelho Durante a Parada Simétrica em Ambos os Pés.

Na posição parada em ambos os pés, os joelhos suportam a parte do peso corporal acima (fig 12). O peso dessa parte do corpo que é suportada pelo joelho pode ser facilmente calculada. Para o indivíduo I de Braune e Fischer (peso: 58.700 kg) esta parte do corpo pesa 50.420 kg (85.6% do peso corporal).

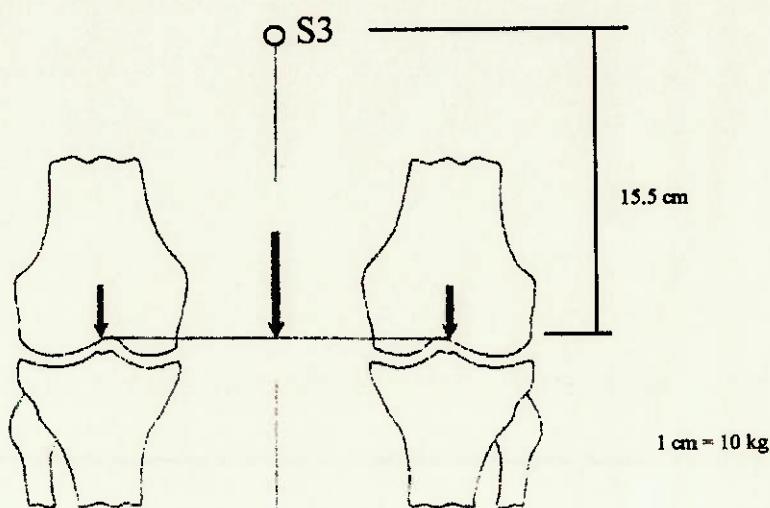


figura 12

Podemos assumir que este peso está concentrado no seu centro de gravidade S_3 . Este centro está localizado próximo da terceira vértebra lombar. No plano zy a carga S_3 é suportada pelo pélvis, que atua como uma viga mestra que transmite o peso para o chão através das coxas, ossos das pernas, quadris, joelhos e tornozelos. Projetado no plano zy, os centros dessas três juntas estão na mesma linha direta cruzando o apoio no chão.

No plano zx o centro de gravidade S_3 também é coincidente ou está próximo da linha vertical que cruza o centro de rotação dos quadris, o centro de flexão do joelho, e o centro da articulação do tornozelo. Nessas condições a força muscular necessária para manter este equilíbrio - que têm um pouco de instabilidade - é teoricamente negligenciável.

Se a posição é simétrica, a carga S_3 é igualmente distribuída entre ambos os joelhos. E sua direção é vertical.

Usando o modelo de Braune e Fischer, foi calculado que cada joelho deve suportar uma carga vertical de 25.21Kg para um indivíduo de 58.700kg. Isto é aproximadamente 43% do peso corporal.

Forças Exercidas Em Um Joelho Quando Se Está Apoiado Em Um Só Pé

Quando se está apoiado em um só pé, joelho sob tensão suporta a cabeça, o tronco, os membros superiores, a coxa, e todo o outro conjunto de membros inferiores. A massa dessa parte do corpo pode ser considerada como concentrada no centro de gravidade S_1 , (fig 13). O centro S_1 é distinto do centro de gravidade S_6 , do corpo todo. O peso de parte do corpo suportado pelo joelho pode ser chamado de P . Ele pode ser facilmente calculado adicionando o peso das partes constituintes. Para os 58.7kg da pessoa I de Braune e Fischer a carga é de 54.56 kg, que é aproximadamente 93% do peso do corpo.

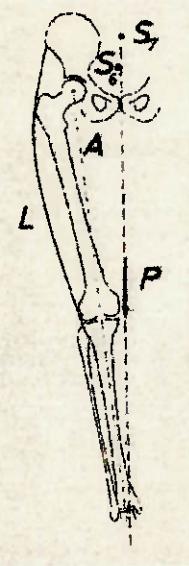


figura 13

Por razões didáticas, a ação parcial do peso P no joelho será primeiro analisada no plano zy, e depois no plano zx. Em cada um desses planos a magnitude, direção e sentido das forças corresponde a uma projeção das forças atuando no espaço, nos seus respectivos planos.

a) Plano zy

O peso P não é aplicado axialmente, mas principalmente numa direção um pouco mais inclinada, num joelho normal. Devido a isso o peso deve ser balanceado por uma força lateral L que previne a movimentação do fêmur na tibia (fig 13). Ao estar apoiado um só pé, a resistência L é feita principalmente pelos músculos da região pélvica. A musculatura pélvica intervém também no equilíbrio dos quadris, desde que ocorra a rotação dos quadris e joelhos. Esta tensão é determinada pelas condições de balanceamento das juntas.

Desta maneira, o joelho suporta as forças P e L (fig 14). Por razões de equilíbrio, a sua soma vetorial, a resultante R , deve ser aplicada entre os centros de curvatura O_1 do *condyle* médio e O_2 do *condyle* lateral. A magnitude e a linha de ação da resultante R pode ser calculada para um joelho normal.

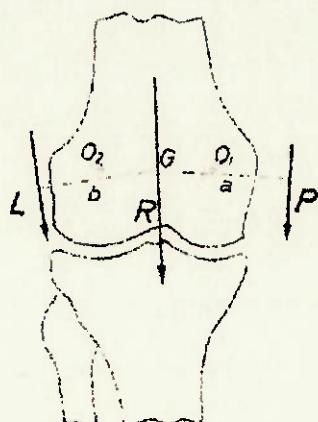


figura 14

A pessoa I de Braune e Fischer apoiada em um só pé é colocada em um sistema de coordenadas. O seu centro de gravidade S_6 estará acima do pé de apoio (fig 13). Suas coordenadas são $y_{s6} = 0$ e $z_{s6} = 93\text{cm}$.

O peso parcial do corpo P é aplicado ao longo da linha vertical para o seu centro de gravidade S_7 . As coordenadas de S_7 podem ser calculadas a partir dos dados de Braune e Fischer introduzidos nas equações:

$$P_6 \cdot y_{s6} - P_j \cdot y_{s7} = P \cdot y_{s7}, \quad y_{s7} = \frac{P_6 \cdot y_{s6} - P_j \cdot y_{s7}}{P} \quad [1]$$

$$P_6 \cdot z_{s6} - P_j \cdot z_{s7} = P \cdot z_{s7}, \quad z_{s7} = \frac{P_6 \cdot z_{s6} - P_j \cdot z_{s7}}{P} \quad [2]$$

onde:

P_6 = peso total do corpo

P = peso do corpo menos a perna e o pé que estão suportando a carga, ou peso aplicado no joelho.

y_{s7} = coordenada y do centro parcial de gravidade S_7

z_{s7} = coordenada z do centro parcial de gravidade S_7

P_j = peso da perna que está suportando a carga abaixo do joelho

y_j = coordenada y do centro de gravidade da perna que está suportando a carga abaixo do joelho

z_j = coordenada z do centro de gravidade da perna que está suportando a carga abaixo do joelho

$$y_{s7} = -0.30 \text{ cm} \quad z_{s7} = 98.27 \text{ cm}$$

Para uma pessoa I, suportada por um único pé, o centro parcial de gravidade S_7 está, desta maneira, situado 0.30cm a esquerda e 5.27cm acima do centro de gravidade S_6 de todo o corpo.

O peso P é aplicado através da linha cruzada S_7 . O peso atua excentricamente no joelho com um braço de alavanca a , que é a distância entre o eixo vertical através de S_7 e o ponto central G no eixo de flexão do joelho. O ponto G deve ser justificado como a origem do braço da alavanca (fig 14).

A linha de ação da força muscular L é deduzida de estudos anatômicos. O eixo perpendicular a partir do ponto G (no eixo de flexão do joelho) na linha de ação da força L representa o braço de alavanca b da força L .

A magnitude de L é facilmente encontrada:

$$L = P \cdot \frac{a}{b} \quad [3]$$

A construção do paralelogramo de forças mostra graficamente a magnitude e a direção da resultante de forças R . Esta também pode ser calculada:

$$R = \sqrt{P^2 + L^2 + 2 \cdot P \cdot L \cdot \cos \Psi} \quad [4]$$

O ângulo Ψ é o ângulo agudo formado pelas linhas de ação das forças P e L. A direção da resultante R é dada pela equação:

$$\sin(P.R) = \frac{L}{R} \cdot \sin \Psi, \quad [5]$$

onde (P.R) é o ângulo formado pelas linhas de ação da força P e da resultante R.

Quando a resultante R é aplicada diretamente no centro de gravidade da superfície de suporte do peso na junta fêmur-tíbia, sua magnitude é de 126.824Kg no indivíduo estudado e está inclinada de 5° da vertical.

Quando estamos apoiados em um só pé, com igual distribuição de compressão na superfície de suporte do peso, o joelho carregado de um indivíduo de 58.7Kg suporta diretamente uma carga de 126.8Kg. Este é um pouco mais que duas vezes o peso corporal. Esta força está inclinada de 5° em relação à vertical.

b) Plano zx

Para uma análise esquemática do plano zx, nós escolhemos uma posição flexionada de pouca importância dos membros inferiores. Esta posição proporciona uma melhor compreensão da atuação das forças nas juntas solicitadas. Tanto o centro de gravidade do corpo inteiro como o centro parcial de gravidade S_7 , estão na mesma linha vertical. O cruzamento de suporte ocorre como no pé na posição representada abaixo (fig15).

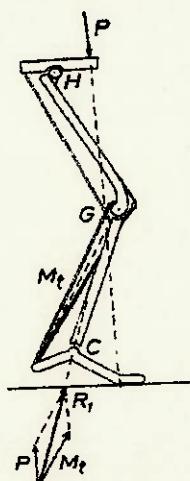


figura 15

O peso P provocará a torção dorsal do pé na perna, uma vez que não é contrabalançado pelos músculos da panturilha M_i . A resultante R_1 de ambas as forças necessariamente cruza o eixo de flexão do tornozelo por questões de equilíbrio. O peso P tende a inclinar o pélvis para a frente. Ele é contrabalançado pelos músculos da coxa M_v (fig 16). A resultante de ambas as forças P e M_v cruza o centro da cabeça do fêmur e passa por trás do joelho. Ela tende a flexionar o joelho, como faz a força M_g produzida pelo músculo. A resultante R_3 das forças R_2 e M_g tende também a flexionar o joelho (fig 17). A força na frente do joelho é necessária para o balanço. Esta força é feita pelo tendão *patella* P_a . A resultante R_4 das forças P_a e R_3 necessariamente cruza o eixo de flexão da união femur-tibial (fig 18). Desde que a *patella* mantenha sua orientação e sua distância em relação à tibia e ao fêmur, a força P_a equilibra a força M_v , realizada pelo músculo *quadriceps* (fig 19). Seus momentos são iguais em direções diferentes (fig 20).

$$M_v \cdot q = P_a \cdot k \quad [6]$$

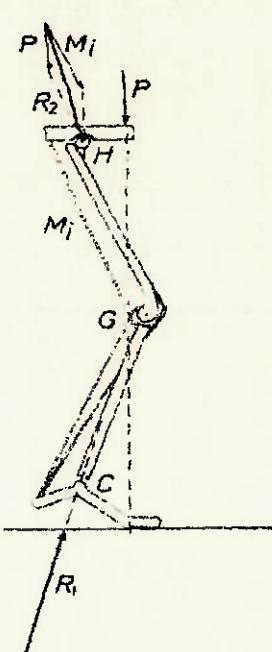


figura 16

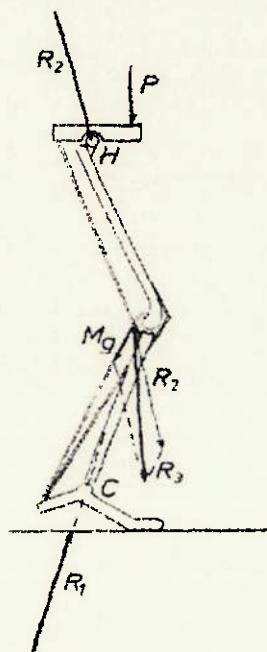


figura 17

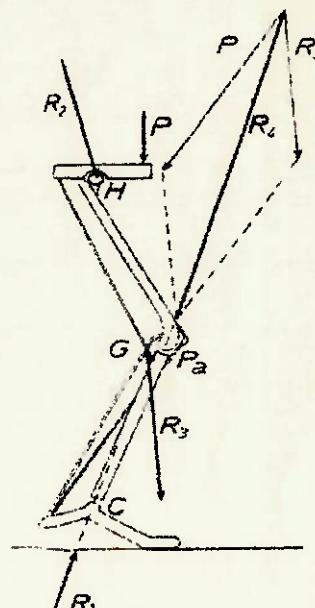


figura 18

O braço de alavanca q da força M_v é a distância entre esta força e o centro de curvatura da força da superfície de transmissão entre a *patella* e o fêmur. O braço de alavanca k é a distância entre P_a e aquele centro de curvatura. A resultante

R_5 de ambas as forças P_a e M_v pressiona a *patella* contra o fêmur (fig19). As forças R_4 e R_5 criam tensões de compressão nas juntas fêmur-tibial e fêmur-*patella* (fig20).

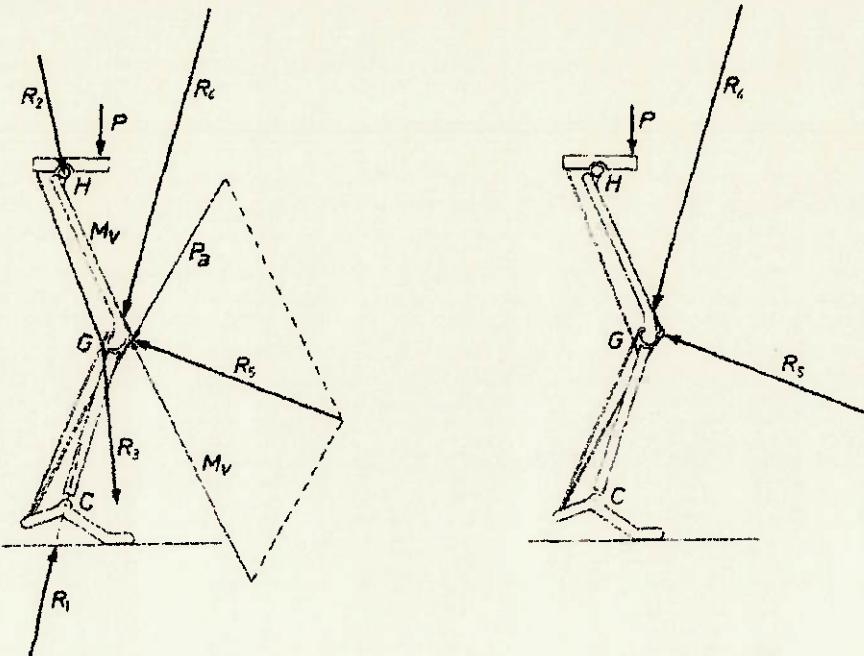


figura 19

figura 20

Forças Exercidas no Joelho Durante o Passo

Durante a fase de apoio do passo, o centro de gravidade S_6 do corpo praticamente nunca está sobre o pé de apoio (fig21). Está no meio, atrás ou à frente do pé. O equilíbrio dinâmico é garantido por forças de inércia geradas por aceleração e desaceleração da massa do corpo. Pode-se assumir que esta massa está concentrada em S_6 . Há um equilíbrio dinâmico desde que haja movimento. O pé transmite ao chão a resultante R , resultado do peso do corpo e forças de inércia. A força V representa a soma algébrica do peso do corpo e as forças verticais de inércia. H é a componente horizontal das forças de inércia. A linha de ação da resultante R passa pelo centro de gravidade S_6 e pelo ponto de apoio no solo. A reação R' aplicada pelo chão tem a mesma intensidade de R e sentido oposto, podendo também ser decomposta em uma componente horizontal H' e uma componente vertical V' .

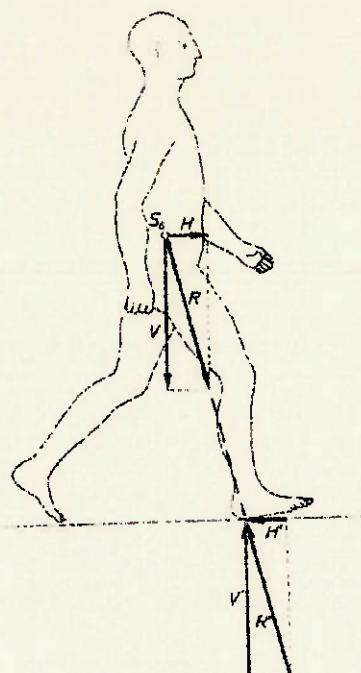


figura 21

Durante a fase de apoio do passo, o joelho suporta a mesmas partes do corpo que quando se está apoiado sobre apenas um pé: cabeça, tronco, membros superiores, membro inferior oposto, e a coxa. A massa desse conjunto pode-se imaginar concentrada em S_7 . Este centro de gravidade se move continuamente em três planos do espaço. S_7 sofre acelerações e desacelerações que geram forças de inércia, fazendo com que o joelho não esteja sujeito apenas ao peso do corpo, mas também à ação dessas forças de inércia, cuja resultante será denominada P .

A linha de atuação de P geralmente não passa pelo joelho e, portanto, esta força é exercida excentricamente na junta. O joelho tende a inclinar o fêmur sobre a tíbia, e é equilibrado por forças musculares e dos ligamentos. O joelho suporta então, a soma vetorial de todas essas forças. A fim de conhecê-las, assim como a carga suportada pelo joelho, é necessário determinar o momento da força P gerado pela massa parcial do corpo em movimento e o momento das forças musculares e ligamentares que o equilibram.

O momento da força P é o produto desta pela distância α entre a linha de ação de P e o ponto G , centro dos eixos de flexão do joelho (fig14). É necessário então calcular a força P e a distância α . As forças de inércia devem ser analisadas pois dependem do movimento de S_7 .

a) Trajetória do centro de gravidade S_7

Em seu estudo Braune e Fischer estabeleceram as coordenadas do centro de gravidade de várias partes do corpo humano durante o passo, em três planos perpendiculares. Desses dados é possível calcular as posições do centro de gravidade S_7 para as várias fases do passo. O parâmetro x_{s7} indica a posição de S_7 na direção horizontal do passo, y_{s7} indica a posição de S_7 na direção perpendicular ao plano zx, z_{s7} indica a distância de S_7 ao chão na direção vertical.

As seguintes fórmulas se aplicam:

$$P_7 \cdot x_{s7} = P_1 \cdot x_1 + P_2 \cdot x_2 + P_3 \cdot x_3 \quad [7]$$

$$x_{s7} = \frac{P_1 \cdot x_1 + P_2 \cdot x_2 + P_3 \cdot x_3}{P_7} \quad [8]$$

P_7 = peso do corpo menos a perna e o pé que estão suportando a carga, ou peso aplicado no joelho.

P_1 = peso da cabeça, tronco e braços

P_2 = peso da perna móvel

P_3 = peso da coxa

x_{s7} = coordenada x do centro parcial de gravidade S_7

x_1 = coordenada x da cabeça, tronco e braços

x_2 = coordenada x da perna móvel

x_3 = coordenada x da coxa

As coordenadas y_{s7} e z_{s7} são obtidas do mesmo modo:

$$y_{s7} = \frac{P_1 \cdot y_1 + P_2 \cdot y_2 + P_3 \cdot y_3}{P_7} \quad [9]$$

$$z_{s7} = \frac{P_1 \cdot z_1 + P_2 \cdot z_2 + P_3 \cdot z_3}{P_7} \quad [10]$$

As coordenadas do centro de gravidade S_7 foram calculadas dessa maneira para cada fase do passo.

Coordenadas do centro de gravidade S_7

Fases (p) do Passo	x	y	z
1	38.53	-0.86	95.12
2	44.89	-0.89	96.32
3	51.25	-0.84	97.50
4	57.40	-0.77	98.28
5	63.54	-0.71	98.47
6	69.58	-0.65	98.07
7	75.54	-0.56	97.12
8	81.92	-0.46	95.85
9	88.24	-0.25	94.93
10	94.57	0.08	94.25
11	-	-	-
12	104.16	-0.17	94.36
13	111.20	0.21	94.76
14	117.59	0.47	95.62
15	124.10	0.59	96.97
16	129.81	0.59	97.97
17	136.10	0.54	98.58
18	141.92	0.42	98.53
19	148.13	0.34	97.95
20	154.19	0.20	96.99
21	160.21	0.04	95.95
22	166.44	-0.27	95.18
23	172.84	-0.71	94.61
24	-	-	-
25	182.01	-0.56	94.56
26	189.21	-0.82	94.96
27	195.85	-1.03	95.63
28	202.49	-1.11	96.68
29	208.40	-1.06	97.60
30	204.34	-0.94	98.28
31	220.02	-0.83	98.32

Os dados de Braune e Fischer possibilitam localizar as posições sucessivas do indivíduo I durante o passo.

b) Forças de inércia devido às acelerações de S_7

As coordenadas sucessivas do centro de gravidade S_7 permitem uma análise dos seus deslocamentos e a determinação das forças deles resultantes.

O centro de gravidade S_7 se move nessa curva numa direção vertical em relação ao chão, em uma direção transversa em relação a um plano central zx e em uma direção longitudinal em relação ao plano zy, movendo-se com velocidade média do passo.

Para calcular as forças de inércia produzidas pelas acelerações e desacelerações de S_7 é necessário realizar sucessivas diferenciações da posição. Da primeira, pode-se obter a velocidade. Uma nova diferenciação leva às acelerações.

$$v = \frac{dl}{dt} \quad [11]$$

dl = diferença entre duas coordenadas consecutivas

dl = tempo entre duas fases consecutivas, sendo 0.038333 sec.

$$acc = \frac{dv}{dt} \quad [12]$$

A aceleração pode ser achada mais facilmente aplicando uma combinação das duas fórmulas acima:

$$acc z_p = \frac{z_{p+1} - 2z_p + z_{p-1}}{t^2} \quad [13]$$

$acc z_p$ = aceleração vertical de S_7 na fase p

z_{p+1} = coordenada z de S_7 na fase p+1

z_p = coordenada z de S_7 na fase p

z_{p-1} = coordenada z de S_7 na fase p-1

t = tempo entre duas fases consecutivas

A aceleração negativa tem uma direção ascendente e a aceleração positiva uma direção descendente. A relação $F = m \cdot a$ permite calcular a componente vertical da força exercida por S_7 , em cada fase do passo.

$$\frac{\text{Massa Parcial} \times \text{Aceleração}}{\text{Gravidade da Terra}} = \frac{54.560}{9.81} \cdot acc = \text{Força Vertical de Aceleração} \quad [14]$$

Desde que a força de inércia é igual à reação à força de aceleração (d'Alembert), o valor negativo da força de aceleração vertical representa a componente vertical das forças de inércia. As forças estão na tabela abaixo:

Forças de Inércia devido às acelerações e desacelerações do centro de massa

S_7

Fases	Dx	Dy	Dz
12	1.155	0	6.548
13	18.102	1.926	17.717
14	9.629	5.392	18.872
15	4.622	4.237	-13.480
16	2.311	1.926	-15.062
17	0.385	1.926	-25.420
18	0	0	-20.413
19	-0.770	0.770	-14.636
20	-1.155	1.541	-3.081
21	-5.392	5.007	10.339
22	-6.548	5.007	7.703
23	1.541	3.081	11.169

A componente Dz das forças de inércia é algebraicamente somada ao peso parcial P_7 . Na direção do passo as posições sucessivas do centro de gravidade S_7 são determinadas em relação ao plano zy, que se move com uma velocidade correspondente à velocidade média do passo.

Por derivação, pode-se determinar a velocidade e a aceleração, como no caso da direção z.

As acelerações são positivas para frente e negativas para trás. As acelerações positivas correspondem a forças negativas de inércia Dx. Isto é, forças para trás. Ao

contrário, as acelerações negativas correspondem a forças positivas, isto é, forças para frente. Os valores dessa força podem ser achados na tabela das forças de inércia.

A componente Dy das forças de inércia produzida pelo centro de massa S_7 , é obtida do mesmo modo. As coordenadas sucessivas y do centro de gravidade S_7 , são representadas como ordenadas, e a abscissa representa o tempo e as fases do passo.

Derivando-se pode-se chegar à velocidade e à aceleração.

c) Força P exercida no joelho pela massa parcial S_7 do corpo

A força P exercida no joelho pela massa parcial do corpo (concentrada em S_7) é resultante da força peso parcial P_7 e das componentes Dx , Dy e Dz das forças de inércia podendo ser calculada por:

$$P = \sqrt{(P_7 + Dz)^2 + Dx^2 + Dy^2} \quad [15]$$

O seu ponto de aplicação é S_7 , e sua direção de aplicação é dada no espaço pelos ângulos que a linha de ação da força P forma com os três eixos.

$$\cos(\alpha_p) = \frac{Dx}{P} \quad [16]$$

$$\cos(\beta_p) = \frac{Dy}{P} \quad [17]$$

$$\cos(\gamma_p) = \frac{Dy + P_7}{P} \quad [18]$$

α_p = ângulo formado por P e pelo eixo
Ox

β_p = ângulo formado por P e pelo eixo
Oy

γ_p = ângulo formado por P e pelo eixo
Oz

d) Posição no espaço do ponto G que está no centro dos eixos de flexão do joelho

O próximo passo é determinar a posição do joelho para cada fase no apoio, Braune e Fischer projetaram um ponto no joelho que permanece em uma posição

constante na extremidade inferior do fêmur. Eles estabeleceram as suas coordenadas para cada fase do passo. Este ponto, entretanto, não pode ser usado para os cálculos das forças porque não coincide com o eixo geométrico de flexão do joelho. A localização desses eixos de flexão no fêmur mudam com o movimento porque a superfície de contato do fêmur não possui curvatura constante.

Durante o movimento, o eixo se move num plano zx , entre os condilos femurais. A trajetória desse eixo forma uma curva chamada evoluta por Fick. Entretanto é necessário conhecer, para cada fase do passo, onde está posicionado na curva o eixo de flexão. Este ponto deve então ser mapeado no sistema de coordenadas.

A evoluta de Fick foi primeiro desenhada num indivíduo de Braune e Fischer e seu sistema de coordenadas (fig22).

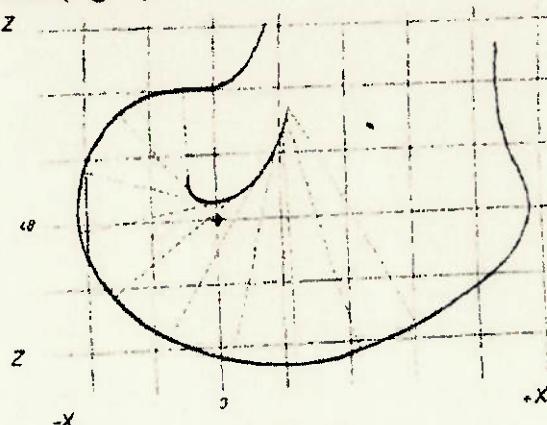


figura 22

Desde que o ângulo $\beta_{2,4}$, formado pelo fêmur e pela tibia, seja conhecido para cada fase do passo, é possível, com os dados de Fick, encontrar a posição de G na curva de Fick para cada grau de flexão. Uma linha ligando o centro O de Braune e Fischer e G representa a hipotenusa de um triângulo retângulo (fig23). O cateto z desse triângulo é desenhado passando por G e paralelo ao eixo longo do fêmur. Este cateto é a distância entre o ponto O e G projetada no eixo longo do fêmur.

A base x do triângulo é desenhada por O, perpendicular a z, e é a distância entre as projeções de O e G numa linha antero-posterior formando um ângulo reto com o eixo do fêmur. As distâncias z e x podem ser medidas. A distância entre as projeções O e G, em uma linha transversa perpendicular ao longo do eixo do fêmur, é chamada de y.

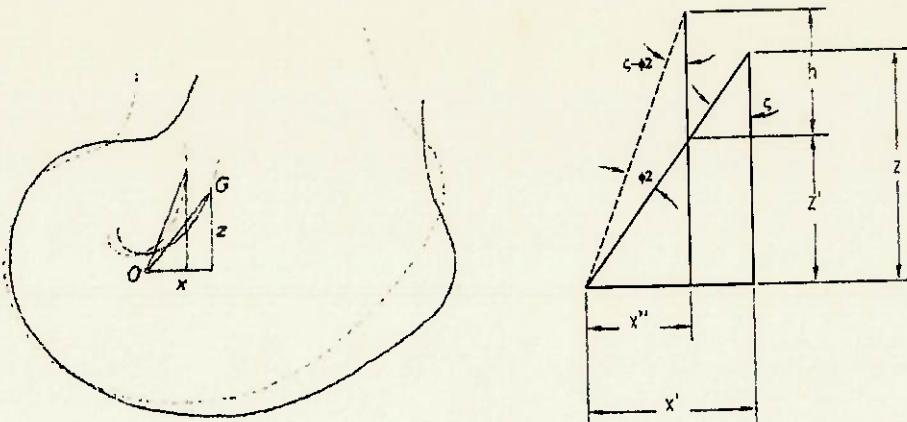


figura 23

O triângulo é localizado no fêmur e se move com ele. As projeções das linhas z , x e y no sistema de coordenadas podem ser calculadas, dado que a rotação do fêmur sobre seu eixo longitudinal e suas projeções nos dois planos verticais são conhecidas. As projeções do fêmur no plano $z-x$ e $z-y$ são dadas pelos ângulos ϕ_2 e ψ_2 do fêmur e ϕ_4 e ψ_4 da tibia nos dois planos verticais (fig24).

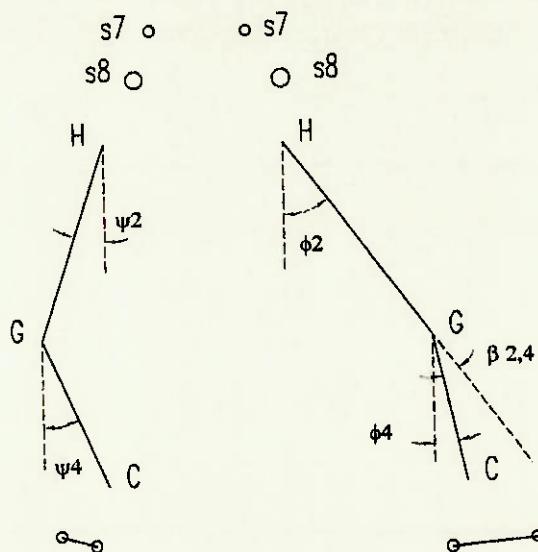


figura 24

Se o joelho está flexionado, $\beta_{2,4}$ é diferente de zero. As direções do fêmur e da tibia definem um plano, onde a orientação deste determinará a rotação do fêmur. Não se pode determinar a rotação do fêmur quando $\beta_{2,4}$ é igual a zero. Quando $\beta_{2,4}$ é diferente de zero mas muito pequeno, uma pequena mudança no ângulo de

orientação, produz uma grande modificação no ângulo de rotação θ do fêmur sobre seu eixo longitudinal. Além do mais, se o eixo de flexão do joelho não está sempre perpendicular ao plano determinado pelo fêmur e tíbia, não se pode encontrar a rotação do fêmur.

Embora teoricamente a rotação do fêmur em torno de seu eixo longo possa ser calculada a partir dos ângulos ϕ e ψ , é preferível usar diretamente as medidas de θ , obtidas por Johnston e Smidh (1969).

Esses autores descobriram que a rotação do fêmur em torno do seu eixo longitudinal varia em cada fase do passo e traçaram uma curva que é relacionada em cada ponto com uma fase do passo. A rotação θ sobre seu eixo longitudinal pode ser vista na tabela seguinte:

Fase	Ângulo θ	Fase	Ângulo θ
12	+2°20'	18	+4°25'
13	+3°	19	+3°45'
14	+4°	20	+3°20'
15	+4°30'	21	+3°15'
16	+4°40'	22	+3°10'
17	+4°30'	23	+1°45'

Agora é possível calcular as projeções de x, y e z nos três planos. Em um plano perpendicular ao eixo longitudinal do fêmur (fig25), rotacionado com um ângulo θ , encontra-se $x' = x \cdot \cos(\theta)$ e $y' = x \cdot \sin(\theta)$.

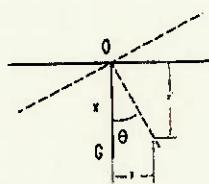


figura 25

No plano zx (fig23) quando o fêmur forma um ângulo ϕ_2 com a vertical (fig 24):

$$h = \sqrt{x'^2 + z'^2}$$

$$\text{sen } \zeta = \frac{x'}{h} \quad [19] \text{ e } [20]$$

portanto,

$$x'' = h \cdot \text{sen}(\zeta - \phi_2) \quad [21] \text{ e } [22]$$

$$z' = h \cdot \cos(\zeta - \phi_2)$$

No plano zy:

$$y'' = z' \cdot \text{sen} \psi_2 + y' \quad [23] \text{ e } [24]$$

$$z'' = z' \cdot \cos \psi_2$$

Os valores x'' , y'' , z'' são adicionados respectivamente às coordenadas x , y , z do ponto O, centro do joelho conforme determinado por Braune e Fischer. Para cada fase do apoio, as coordenadas do ponto G na curva de Fick e no eixo de flexão do joelho são obtidas dessa maneira. Podem ser vistas na tabela seguinte:

Fases	x_G	y_G	z_G
11	120.52	7.87	47.31
12	127.30	9.59	48.02
13	132.27	9.97	48.20
14	134.04	10.27	48.03
15	135.00	9.70	48.00
16	135.83	8.93	48.00
17	136.93	8.32	47.87
18	138.22	7.87	47.77
19	140.18	7.67	47.52
20	142.94	7.25	47.05
21	145.95	7.18	46.82
22	150.22	7.37	46.70
23	155.84	7.79	46.26
24	163.01	8.55	46.68

e) Situação do Joelho em Relação ao Centro de Gravidade S_7

As coordenadas do centro parcial de gravidade S_7 , assim como as coordenadas do ponto G no ponto de flexão já foram calculadas.

f) Distância entre a Linha de Ação e o Ponto G

Temos agora todos os elementos para calcular a distância da perpendicular A, traçada do ponto G até a linha de ação da força P. Para esses cálculos consideraremos O situado em S_7 , como origem do centro de coordenadas. Define-se Ox como positivo na direção do passo, Oy positivo para direita e Oz positivo para baixo.

As coordenadas do ponto G em relação ao sistema Oxyz são x_G , y_G , z_G . As componentes $P_7 + D_z$, D_x , D_y da força P foram determinadas acima, assim como os cosenos direcionais $\cos(\alpha_p)$, $\cos(\beta_p)$, $\cos(\gamma_p)$.

As equações da reta OA que guia a força P, passa pela origem S_7 , forma ângulos α_p , β_p , γ_p respectivamente com os eixos Ox, Oy e Oz, e cruza o plano horizontal contendo G podem ser escritas do seguinte modo:

$$\frac{D_x}{\cos(\alpha_p)} = \frac{D_y}{\cos(\beta_p)} = \frac{P_7 + D_z}{\cos(\gamma_p)} \quad [25]$$

A distância A do ponto G à direção OA da força P é dada por:

$$a^2 = (y_G \cdot \cos \gamma_p - z_G \cdot \cos \beta_p)^2 + (x_G \cdot \cos \gamma_p - z_G \cdot \cos \alpha_p)^2 + (y_G \cdot \cos \alpha_p - x_G \cdot \cos \beta_p)^2 \quad [26]$$

A tabela indica para cada fase do passo, a distância a entre o ponto G e a linha de ação de P.

Fases	Força P (kg)	Distância α (cm)
12	61.118	24.16
13	74.534	12.74
14	74.257	11.89
15	41.555	6.89
16	39.612	6.63
17	29.206	4.43
18	34.147	8.25
19	39.939	9.30
20	51.515	11.54
21	65.375	10.66
22	62.806	11.64
23	65.820	17.03

A força P e a sua distância α para o joelho G pode ser projetada em três planos direcionais. No plano Oxyz vertical e paralelo a direção do passo, P é projetado em P_{xz} .

$$P_{xy} = \sqrt{(P_7 + D_z)^2 + D_x^2} \quad [27]$$

O ponto G é projetado em G_{xz} com as coordenadas x'_G e z'_G . A linha OA_{xz} que suporta a componente P_{xz} no plano Oxz forma com Oz um ângulo γ'_P dado por:

$$\tan \gamma'_P = \frac{D_x}{P_7 + D_z} \quad [28]$$

A equação da linha reta OA_{xz} é:

$$D_x = (P_7 + D_z) \cdot \tan \gamma'_P \quad [29]$$

A distância a_{xz} do ponto G_{xz} para linha OA_{xy} (projeção de OA no plano Oxz) é dada pela relação:

$$a_{xz} = \frac{|x'_G \cdot (P_7 + D_z) - z'_G \cdot D_x|}{\sqrt{(P_7 + D_z)^2 + D_x^2}} \quad [30]$$

A projeção P_{yz} da força P no plano vertical Oyz e perpendicular à direção do passo é calculada da mesma maneira:

$$P_{yz} = \sqrt{(P_7 + D_z)^2 + D_y^2} \quad [31]$$

E forma com o eixo Oy um ângulo β'_P dado por:

$$\tan \beta'_P = \frac{P_7 + D_z}{D_y} \quad [32]$$

G é projetado em G_{yz} com as coordenadas y'_G e z'_G . A distância a_{yz} de G_{yz} para a linha OA_{yz} é obtida pela equação:

$$a_{yz} = \frac{|y'_G \cdot (P_7 + D_z) - z'_G \cdot D_y|}{\sqrt{(P_7 + D_z)^2 + D_y^2}} \quad [33]$$

A projeção P_{xy} no plano horizontal Oxy pode ser também calculada:

$$P_{xy} = \sqrt{D_x^2 + D_y^2} \quad [34]$$

OA_{xy} é a projeção de OA em Oxy e contém a componente P_{xy} . Ela forma com o eixo Ox um ângulo α'_P dado por:

$$\tan \alpha'_P = \frac{D_y}{D_x} \quad [35]$$

G é projetado em G_{xy} com as coordenadas x'_G e y'_G . A distância entre G_{xy} e a linha OA_{xz} é:

$$a_{xz} = \frac{|x'_G \cdot D_y - y'_G \cdot D_x|}{\sqrt{D_x^2 + D_y^2}} \quad [36]$$

As magnitudes P_{xz} , P_{xy} , P_{yz} das projeções da força P nos três planos são apresentadas na tabela abaixo, assim como as distâncias entre as projeções do ponto G e as projeções da linha de ação da força P.

Fases	P_{xz} (kg)	a_{xz} (cm)	P_{yz} (kg)	a_{yz} (cm)	P_{xy} (kg)	a_{xy} (cm)
12	61.119	22.26	61.108	9.42	1.155	9.42
13	74.509	9.21	72.303	8.50	18.204	7.45
14	74.061	10.12	73.630	6.28	11.036	0.50
15	41.339	5.63	41.298	4.04	6.270	0.84
16	39.565	3.05	39.544	5.90	3.008	2.58
17	29.142	0.28	29.204	4.42	1.964	0.59
18	34.147	3.58	34.147	7.43	0	0
19	39.932	6.91	39.932	6.23	-1.089	0.48
20	51.492	10.06	51.502	5.53	-1.926	4.73
21	65.183	10.15	65.152	3.34	-7.358	4.47
22	62.206	11.06	62.464	3.73	-8.343	3.78
23	65.748	15.86	65.802	66.23	3.447	11.40

3) ESQUEMA PARA FORMULAÇÃO DO PROJETO COMO SISTEMA

	Desejável	Indesejável
Entrada	peso de até 100Kg; condições normais de movimento (frequência de passo de até 3 Hz); ambiente pouco agressivo; posicionamento adequado (localização dos apoios).	excesso de peso; condições de movimento extremas por um período de tempo elevado; ambiente muito agressivo, durante muito tempo; falta de manutenção periódica; desalinhamento da prótese.
Saída	movimentação normal do usuário possibilitando uma re integração do mesmo à sociedade;	falha no movimento da prótese; jogo entre as peças móveis; movimento incômodo para o usuário; falta de firmeza; excesso de ruído no movimento;

3.1) ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

Com base no quadro acima pode-se estabelecer as seguintes especificações:

3.1.1) Funcionais:

Desempenho:

A prótese deve ter um movimento do centro instantâneo de rotação o mais semelhante possível ao do ser humano, de maneira uniaxial, não considerando movimentos torcionais ao redor do eixo vertical.

O ângulo de movimentação deve variar entre 110° e 145°, sendo que o joelho não deve sofrer um movimento de extensão (movimentação para frente). A prótese atenderá as necessidades de um ser humano adulto, suportando uma massa corporal de até 100 Kg, o que corresponde a uma carga máxima no joelho de 216 Kg.

Conforto:

O movimento proporcionado pela prótese deve:

- Não proporcionar trancos ou solavancos;
- Poder ter amortecimento e de forma que se possa regulá-lo, determinando assim diferentes frequências para o passo.
- Ainda pode ter um movimento sem amortecimento nenhum;
- Não provocar ruído;
- Poder ter retorno automático;

- Proporcionar a possibilidade de regular o ângulo de dobra da perna;
- Ter uma boa estética, com dimensões próximas ao do joelho humano, para que o dispositivo passe despercebido sob uma calça;
- Ser muito bem vedado, a fim de que o mesmo não suje o vestuário do usuário, no caso de uso de algum fluido ou lubrificante entre as partes móveis;
- Não apresentar folga entre as peças móveis, durante a vida útil do aparelho.

Segurança:

O dispositivo deve:

- Ser elaborado de uma forma que não machuque o usuário (sem pontas ou cantos vivos);
- Proporcionar total estabilidade do corpo do usuário ao andar;
- Não apresentar folga entre as peças móveis, durante a vida útil do aparelho.

3.1.2) Operacionais:

Durabilidade:

O dispositivo deverá:

- Durar até o final da vida do usuário, com troca e/ou manutenção das peças móveis a cada período de no mínimo 1 ano;
- Ser protegido por uma camada que seja resistente a ambiente agressivo, como ambiente marítimo, água, etc.

Confiabilidade:

O dispositivo não poderá apresentar nenhuma falha durante o tempo de utilização com manutenção periódica e uso adequado. Em hipótese nenhuma deverá ocorrer quebra dos eixos e/ou das barras que compõem o mesmo.

3.1.3) Construtivas:

Características do equipamento:

- Peso máximo: 1500g
- Altura máxima: 300mm
- Largura máxima: 150mm
- Profundidade Máxima: 150 mm

Os materiais que poderão ser utilizados na sua concepção, devido a necessidade de baixo peso e elevada solicitação a que são submetidos os componentes da prótese, são:

- Titânio;
- Aço;
- Fibra de Carbono;
- Duralumínio;
- Alumínio de aviação;
- Plástico de engenharia (Polipropileno, etc);

A seguir será descrito o funcionamento dos componentes mais utilizados atualmente para concepção de próteses.

3.2) COMPONENTES DAS PRÓTESES DE JOELHO

As próteses de joelho devem suprir três necessidades principais:

- suporte durante a fase de apoio;
- uma fase de balanço lisa e controlada;
- flexão irrestrita para sentar, ajoelhar-se, parar, etc.

Os principais componentes de um joelho mecânico são:

3.2.1) Joelho de Eixo Simples

Um joelho de eixo simples consiste num simples mecanismo de junta. Ele é mecanicamente simples, e a estabilidade do apoio depende da estabilidade do alinhamento (controle involuntário) e da contração dos músculos remanescentes da amputação (controle voluntário). A simplicidade de projeto e a baixa manutenção deste tipo de joelho levam-no a ser o mais popular e de mais frequente uso. A desvantagem primária deste tipo de projeto de joelho é a ausência de estabilidade mecânica (fig 26).

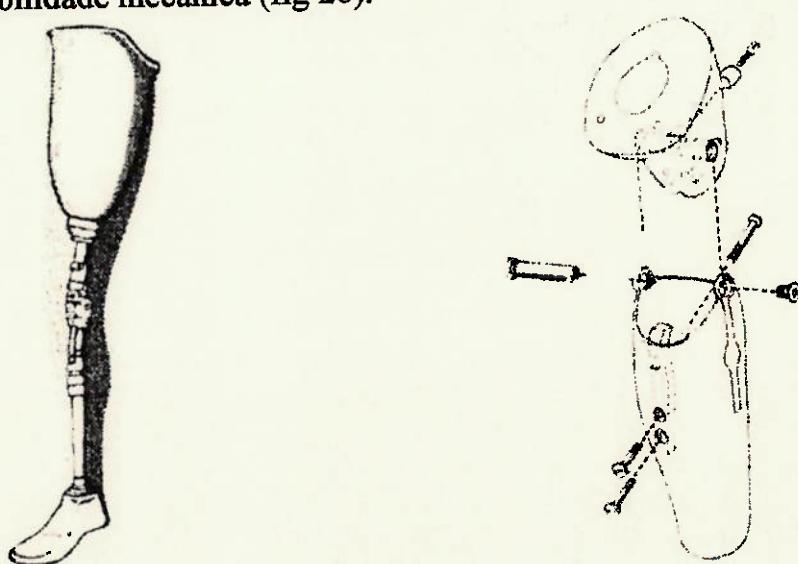


figura 26

3.2.2) Joelho Policêntrico

Este mecanismo de joelho consiste geralmente em quatro barras interligadas que possibilitam a presença de mais de um ponto de rotação (fig 27). O projeto é mecanicamente complexo e possibilita a mudança do centro instantâneo de rotação entre o fêmur e a parte inferior da perna dependendo da quantidade relativa de flexão e extensão. Isto resulta numa vantagem durante o ciclo do passo devido a variação da estabilidade mecânica, com um aumento da estabilidade no ciclo final de apoio e uma diminuição da estabilidade no começo do passo, permitindo assim um início mais fácil da fase de balanço. Vantagens adicionais do projeto policêntrico são a inerente diminuição da parte inferior da perna durante a flexão, que melhora o contato do pé na fase de balanço, e a habilidade de rotacionar a parte inferior da perna quando sentado, que melhora a estética para as pessoas que têm membros residuais muito grandes.

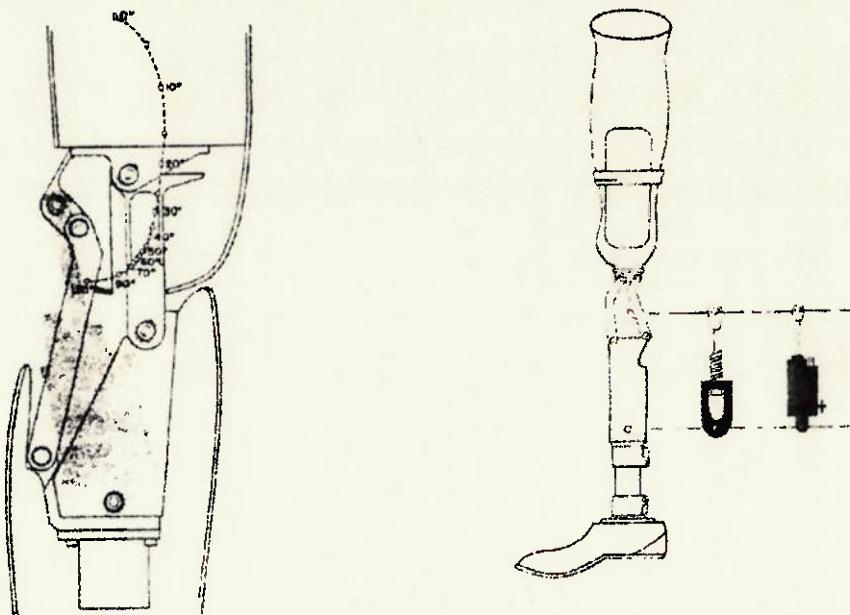


figura 27

Como escrito por Quigley e Mooney (1981): "Os joelhos policêntricos são usados em três categorias de amputados. O primeiro é a desarticulação do joelho, em que um elevado centro instantâneo de rotação é vantajoso, então o joelho policêntrico irá movimentar-se abaixo da coxa quando o amputado sentar, permitindo a aparência de igualdade de comprimento entre as pernas. Amputados com pequena amputação acima do joelho (comprimento do fêmur menor que 50%) serão beneficiados porque eles poderão também tirar vantagem

do alto centro de rotação do joelho e do aumento da zona de estabilidade provocada pela unidade policêntrica. O terceiro grupo de beneficiados do joelho policêntrico são aqueles indivíduos com o músculo extensor da bacia fraco."

Um outro tipo de joelho policêntrico é o composto por seis barras articuladas, onde a complexidade do projeto é maior que aquele composto por quatro barras (fig 28).

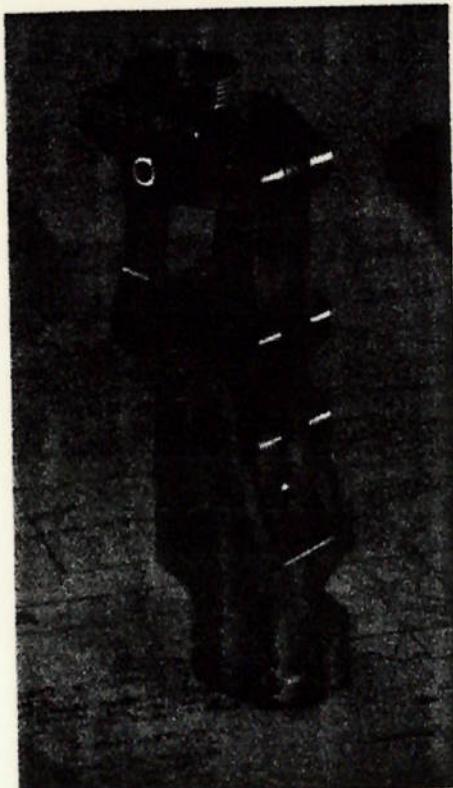


figura 28

A desvantagem histórica dos joelhos policêntricos é o seu aumento de peso e tamanho devido aos numerosos mecanismos de união e a grande quantidade de peças em movimento. Estas desvantagens têm sido diminuídas com a chegada de novos materiais como a fibra de carbono, o titânio e o alumínio de aviação. Atualmente existentes joelhos policêntricos leves tanto para crianças quanto para adultos.

3.2.3) Joelho de Controle de Apoio Ativado pelo Peso

No mecanismo do joelho, quando o peso é aplicado, um mecanismo de freio previne o joelho da flexão e da dobra. A quantidade de freio requerida para efetivamente provocar o freio e prevenir a flexão depende do peso do amputado, seu nível de atividade, e do nível de apoio necessário. O mecanismo de freio é geralmente efetivo para uma faixa máxima de 15° a 20° de flexão.

Este projeto de joelho é geralmente usado para amputados debilitados ou fracos que não podem confiar em meios mais complicados ou exigentes de controle de apoio. A desvantagem primária desse tipo de joelho é a sua elevada manutenção. Uma desvantagem adicional é o atraso da fase de balanço se o freio de controle de apoio estiver preparado para um alto grau de estabilidade de apoio.

3.2.4) Joelho com Trava Manual

Esta unidade de joelho trava automaticamente na extensão, mas pode ser destravada pela ação voluntária. A movimentação com a rápida liberação do joelho também é possível (fig 29).

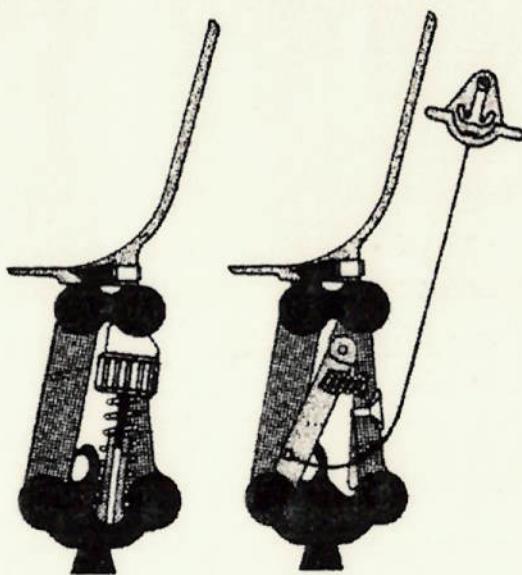


figura 29

Quando travado, este joelho é sem dúvida o mais estável no apoio. Contudo, devido a uma falha da flexão do joelho durante a fase de balanço, o gasto de energia aumenta e os desvios do passo sempre ocorrem durante a movimentação com o joelho travado.

Uma trava positiva de joelho é indicada para amputados debilitados, fracos e instáveis, mas também pode ser usado em terrenos irregulares para longas caminhadas, para fazer esportes, ou atividades como pescar em pé numa canoa.

3.2.5) Controle de Fricção

O balanço do joelho é amortecido por alguma forma de fricção mecânica, usualmente aplicada no eixo de rotação. A fricção é ajustada para a cadência normal do paciente, de forma que a ação do pêndulo da parte inferior da perna corresponda à ação da outra perna.

Este é o sistema usado mais comumente para o controle da fase de balanço, primeiramente devido à sua simplicidade e segurança. Uma desvantagem é que a fricção pode ser ajustada para uma única cadência e qualquer variação nesta cadência do amputado é transferida para a prótese do joelho, e a parte inferior da perna não irá sofrer a extensão e a flexão com a mesma frequência que a natural.

3.2.6) Assistência de Extensão

Na forma mais simples, a assistência à extensão é uma mola, que é comprimida durante a flexão do joelho no início do balanço, e se distende no final do balanço, projetando a parte inferior da perna para a extensão completa. O assistente de extensão também prepara o membro protético para o suporte inicial do apoio, assegurando a completa extensão do joelho no fim do balanço, antes do apoio inicial.

3.2.7) Controle Pneumático

O controle pneumático do balanço da parte inferior das pernas protéticas é feito por um cilindro pneumático ligado ao joelho e colocado na metade superior das pernas. Como descrito por Mooney e Quigley (1981): "O mecanismo consiste em um pistão ligando a parte superior da prótese com a inferior. A flexão do joelho empurra o pistão para dentro do cilindro que, por sua vez, força a passagem do ar através de uma válvula na parte de baixo do cilindro. O ar atravessa de baixo para cima e por todos os lados o cilindro, e alcança uma porta no topo do cilindro, voltando ao cilindro central acima do pistão".

A resistência à velocidade de balanço do joelho pode ser ajustada individualmente pelo amputado, pela mudança da abertura da válvula do cilindro. O ajuste é feito por um pequeno parafuso que pode ser rotacionado no sentido horário e anti-horário, para aumentar ou diminuir a abertura da válvula. Diminuindo a abertura da válvula é aumentada a restrição a passagem de ar e, por essa razão, aumenta o controle da fase de balanço. Diminuindo esta abertura,

seria diminuída a fase de balanço e, portanto, poderíamos ter a velocidade adequada e a flexão adequada.

O controle pneumático proporciona uma resposta mais rápida a uma grande variedade de velocidades de passo e é mais vantajosa que o controle por fricção. Porque o ar é compressível, ele atua na assistência à extensão com a unidade pneumática. Algumas unidades pneumáticas também podem ter uma mola de tipo helicoidal para controlar a extensão.

As desvantagens da unidade pneumática incluem um aumento da necessidade da manutenção, aumento de peso, aumento de preço. Contudo, eles são simples, leves e mais baratos que as unidades hidráulicas.

3.2.8) Controle Hidráulico

Os princípios do controle hidráulico são similares aos do controle pneumático; a diferença é o meio usado, líquido ao invés de ar. Unidades hidráulicas também utilizam um cilindro e um pistão como o mostrado para uma unidade hidráulica. O líquido tem a resistência ao movimento dependente da sua viscosidade e temperatura. Óleo de silicone é usado na maioria das unidades de próteses hidráulicas porque o silicone minimiza as mudanças de viscosidade com a temperatura; dessa maneira, permite um rígido controle em baixas temperaturas e sem perdas em tempos quentes (fig 30).

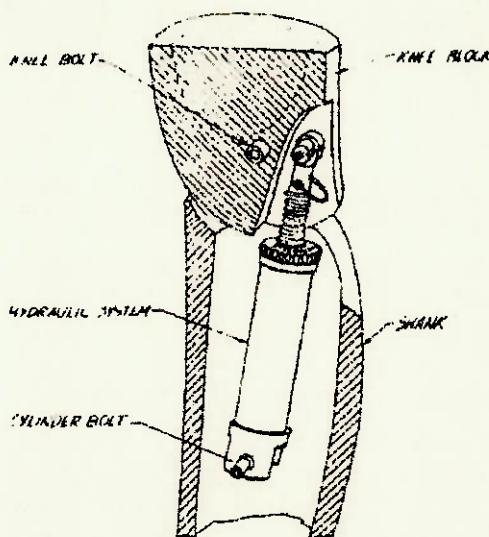


figura 30

O controle hidráulico atinge a ação de um joelho normal numa grande faixa de frequências de passo. A grande variedade de controle é produto das

características de fluxo hidráulico através de válvulas e orifícios, onde a resistência ao fluxo aumenta com o aumento da cadência. O projeto define um contato normal do pé e uma extensão da fase de balanço independente da velocidade do passo. O fluxo programado é obtido através de um modelo especial de portas internas, válvulas de retorno e válvulas agulha para chegar aos requisitos normais de andar. Ajustes independentes de controle de flexão e extensão são disponíveis na maioria das unidades de controle hidráulico e são facilmente ajustados pelo protético e em alguns casos pelo próprio amputado.

O mecanismo de joelho hidráulico é indicado para os amputados que querem tirar vantagem da cadência de resposta. Jovens e adultos homens são os usuários normais, contudo existem mulheres que utilizam esses mecanismos de controle.

As desvantagens são as mesmas das unidades de controle pneumático, mas em escala maior, como necessidade de aumentar a manutenção, o aumento de peso e o preço é mais elevado.

Dois sistemas hidráulicos que possibilitam mais que o simples balanço devem merecer uma atenção especial.

O sistema hidráulico "Hydra-Cadence" é um sistema que reúne o joelho, as coxas, a perna e o pé, que é hidraulicamente unido no joelho e no tornozelo. Ele permite uma flexão plana livre do pé e uma flexão dorsal do pé depois de uma flexão dos joelhos de 20° no balanço para conseguir uma melhora no contato com o chão. A altura do calcanhar é ajustada pelo mecanismo hidráulico do tornozelo e permite mudanças e ajustes. Contudo, devido a pequenos avanços no projeto, o "Hydra-Cadence" tornou-se pesado e caro e isto tem sido associado com a diminuição da durabilidade e confiabilidade durante os últimos anos.

O "Mauch Swing-N-Stance" (S-N-S) é o mais avançado sistema de controle hidráulico e o único sistema de controle que inclui o controle de fase de apoio hidráulico. O controle hidráulico da fase de balanço é fundamentalmente o mesmo descrito acima, existem ajustes separados para flexão (balanço inicial) e extensão (balanço final) e a faixa de ajustes é maior que as outras unidades hidráulicas.

4) SÍNTESE DE SOLUÇÕES

Mecanismo	Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Dispositivo de Retorno	Dispositivo de Segurança	Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Dispositivo de Regulagem da Angulação do Movimento
Sem Articulação	Sem Amortecimento	Sem Retorno	Sem Trava	Sem Regulagem	Sem Regulagem
Articulação Simples	Cilindro Hidráulico	Mola Espiral	Trava Manual	Parafuso	Regulagem da Extensão por Parafuso
4 Barras em Configuração Cruzada	Cilindro Pneumático	Mola Helicoidal	Trava Automática	Válvula de Regulagem Manual	Regulagem da Flexão por Parafuso
4 barras em Configuração Normal	Atrito	Solenóide	Sensor de Carga	Válvula de Regulagem Automática	Regulagem da Extensão por Trava
6 Barras em Diversas Configurações	Polímeros	Bolsa de Ar	Eletrônico	Escalonamento de Válvulas	Regulagem da Flexão por Trava
	Eletrônico	Manual		Geometria do Cilindro	
				Regulagem Eletrônica	

4.1) DESCRIÇÃO DOS TERMOS USADOS NA MATRIZ DE SOLUÇÕES

4.1.1) Mecanismos

- Sem Articulação: união completamente rígida. Não existem peças móveis;
- Articulação Simples: o movimento ocorre em um único centro de rotação;
- Quatro Barras em Configuração Cruzada: conjunto de quatro barras posicionadas de forma cruzada, que permitem a mudança de posição do centro de rotação do joelho;

- Quatro Barras em Configuração em Ângulo: conjunto de quatro barras posicionadas em ângulo sem haver cruzamento, que permitem também a variação do centro instantâneo de rotação;
- Seis Barras em Diversas Configurações: conjunto de seis barras articuladas de construção complexa, e que podem estar dispostas em diversas configurações de acordo com a trajetória que se deseja.

4.1.2) Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento

- Sem Amortecimento: não há nenhum tipo de dispositivo que controle a frequência de passo;
- Cilindro Hidráulico: a determinação da frequência de passo é devido à perda de energia por um fluido incompressível dentro de um cilindro;
- Cilindro Pneumático: a determinação da frequência de passo é devido a perda de energia por um fluido compressível dentro de um cilindro;
- Atrito: a determinação da frequência de passo é devido à perda de energia por um mecanismo de freio, onde essa perda varia conforme a carga;
- Polímeros: a frequência é determinada por polímeros expandidos que têm a capacidade de absorver e expulsar ar;
- Eletrônico: conjunto de sensores que proporciona todo o ciclo de movimentação do joelho.

4.1.3) Dispositivo de Retorno

- Sem Retorno: a perna não retorna de maneira automática;
- Mola Espiral: armazena energia elástica através da variação do ângulo total de torção, retornando a perna à posição inicial;
- Mola Helicoidal: armazena energia elástica através de compressão ou extensão, retornando a perna à posição inicial;
- Solenóide: o retorno da perna para a posição inicial é determinado pela ação de um solenóide, ativado por um sensor de curso;
- Bolsa de Ar: uma bolsa de ar hermeticamente fechada armazena energia na forma de pressão e devolve a perna à posição inicial;
- Manual: o retorno é determinado por ação direta do usuário, através de cabos e/ou alavancas.

4.1.4) Dispositivo de Segurança

- Sem Trava: o joelho não pode ser travado em nenhuma posição;
- Trava Manual: Trava o joelho em uma posição fixa por ação do usuário;
- Trava Automática: o joelho é travado a cada passo;
- Sensor de Carga: o joelho é travado automaticamente quando solicitado por altas cargas, por exemplo, em declives;
- Eletrônico: através de um dispositivo eletrônico o joelho pode ser travado em qualquer posição.

4.1.5) Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento

- Sem Regulagem: o joelho não permite a regulagem da frequência do movimento;
- Parafuso: a variação do curso do parafuso determina uma mudança na pressão atuante sobre os dispositivos que determinam a frequência;
- Válvula de Regulagem Manual: permite a regulagem manual da perda de carga em dispositivos hidráulicos e pneumáticos que determinam a frequência de movimento;
- Válvula de Regulagem Eletrônica: regulagem da perda de carga nas válvulas é feita automaticamente por sensores que medem as condições do passo;
- Escalonamento de Válvulas: sistema que permite a obstrução ou passagem do fluido através de válvulas de vazão fixa, com valores escalonados de perda de carga;
- Geometria do Cilindro: a variação geométrica da forma do cilindro possibilita a variação do amortecimento;
- Regulagem Eletrônica: a frequência do movimento é determinada por um conjunto de dispositivos eletrônicos, que proporcionam a sua variação automática.

4.1.6) Regulagem do Ângulo de Dobra da Perna

- Sem Regulagem: os ângulos de flexão e extensão não podem ser regulados; permanecem fixos os valores determinados pelo projeto;

- Regulagem da Extensão por Parafuso: a posição do parafuso determina o ângulo máximo de extensão da perna;
- Regulagem da Flexão por Parafuso: a posição do parafuso determina o ângulo máximo de flexão da perna;
- Regulagem da Extensão por Trava: diferentes posições de travamento determinam um máximo ângulo de extensão;
- Regulagem da Flexão por Trava: diferentes posições de travamento determinam um máximo ângulo de flexão.

4.2) CONSIDERAÇÕES SOBRE AS SOLUÇÕES

A elaboração da matriz de soluções permite avaliar um grande número de combinações (cerca de 30000) para uma concepção de uma prótese de joelho, uma vez que estas são obtidas através da interpolação dos vários subsistemas.

Com a finalidade de encontrar as melhores soluções possíveis, é importante realizar uma pré-avaliação das várias alternativas proporcionadas por cada subsistema, eliminando as soluções que apresentem complexidade técnica muito elevada, *know-how* avançado, baixo rendimento, alto custo, que não atendam satisfatoriamente às especificações de projeto, entre outras.

Como resultado desta pré-avaliação, foram eliminadas as seguintes soluções:

Mecanismo:

- Joelho sem Articulação: pois não permite nenhum movimento do joelho, não atendendo às especificações técnicas.

Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento:

- Controle Eletrônico: devido à sua complexidade e elevado custo de desenvolvimento e implementação.
- Polímero: devido à sua baixa durabilidade em relação aos componentes mecânicos.

Dispositivo de Retorno:

- Bolsa de Ar: tem uma confiabilidade muito baixa para os padrões do projeto, uma vez que a segurança operacional é um requisito fundamental do dispositivo.
- Solenóide: devido à dificuldade de se construir um dispositivo eletrônico apropriado para alimentar esse solenóide.
- Retorno Manual: pois torna a utilização da prótese incômoda para o usuário já que a cada passo este terá que retornar a perna manualmente.

Dispositivo de Segurança:

- Sensor de Carga: devido à sua elevada complexidade tecnológica e à necessidade de se ter uma grande experiência na implementação deste tipo de equipamento.

- Trava Automática: pois haveria a necessidade do destravamento a cada passo por parte do usuário.

- Eletrônico: devido à sua alta complexidade tecnológica.

Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento

- Válvula de Regulagem Automática: pois implicaria em custo elevado.

- Escalonamento de Válvulas: porque a implementação de um conjunto de válvulas com perdas de carga diferentes elevam o custo e necessitam de um maior espaço, o que prejudicaria a concepção do projeto.

- Geometria do Cilindro: pois mudanças na geometria do cilindro provocam elevação no custo de produção, além de dificuldades técnicas de implementação.

- Regulagem Eletrônica: devido à alta complexidade de sua implementação, uma vez que seria necessário a introdução de malhas de controle, o que mudaria totalmente a composição do projeto.

Mesmo após a eliminação das funções que apresentavam uma maior dificuldade de implementação, ainda existem cerca de 1400 soluções possíveis a partir do cruzamento dos subsistemas restantes.

Dessa forma, eliminou-se ainda as soluções que somente aumentavam a complexidade de produção do projeto e que não eram significativas, do ponto de vista da qualidade do mesmo. Assim descartou-se a opção de regulagem do ângulo de dobra da perna.

Descartou-se, também, o retorno da perna provocado por mola espiral, pois ela é mais propensa a falhar, além da dificuldade de montagem.

Então obtém-se, assim, uma nova matriz de soluções dada por:

	Mecanismo	Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Dispositivo de Retorno	Dispositivo de Segurança	Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento
A	Articulação Simples	Sem Amortecimento	Sem Retorno	Sem Trava	Sem Regulagem
B	4 Barras em Configuração Cruzada	Cilindro Hidráulico	Mola Helicoidal	Trava Manual	Parafuso
C	4 barras em Configuração Normal	Cilindro Pneumático			Válvula de Regulagem Manual
D	6 Barras em Diversas Configurações	Atrito			

Levando-se em conta apenas as melhores soluções, foi elaborada uma seleção daquelas consideradas mais adequadas aos objetivos do projeto.

Foram escolhidas as seguintes combinações, as quais entende-se que melhor permitem analisar o seu desempenho:

	Mecanismo	Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Dispositivo de Retorno	Dispositivo de Segurança	Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento
Solução 1	A	A	A	A	A
Solução 2	A	D	B	A	A
Solução 3	A	D	B	B	B
Solução 4	B	A	B	A	A
Solução 5	B	C	B	B	C
Solução 6	C	A	B	A	A
Solução 7	C	B	B	A	C
Solução 8	D	A	A	A	A
Solução 9	D	B	B	A	C
Solução 10	D	D	B	A	B

4.3) DESCRIÇÃO DAS SOLUÇÕES

4.3.1) Solução 1

Mecanismo	Articulação Simples
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Sem Amortecimento
Dispositivo de Retorno	Sem Retorno
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Sem Regulagem

Trata-se do joelho articulado mais simples possível, onde o centro instantâneo de rotação é um único ponto, cuja trajetória não varia, e não existe nenhum tipo de regulagem ou trava. É um joelho sem estabilidade mecânica.

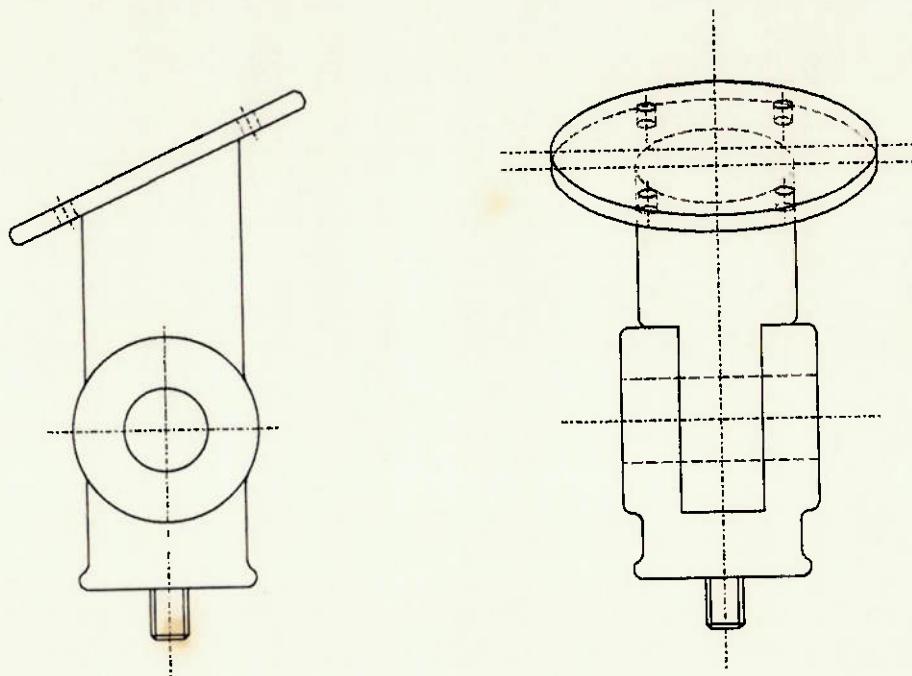


figura 31

4.3.2) Solução 2

Mecanismo	Articulação Simples
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Sem Amortecimento
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Sem Regulagem

Esta é uma das soluções mais simples, onde se tem um mecanismo com apenas uma única articulação e retorno por mola, sem a possibilidade de regulagem da freqüência, não havendo também mecanismo de trava. Esta articulação é composta por um pino apoiado em mancais (que podem ser constituídos de rolamentos ou não). A mola deve estar dentro de um cilindro, a fim de evitar que a primeira sofra flambagem. No movimento de flexão da perna, a mola estará comprimida, retornando à posição inicial durante a extensão da prótese. Este cilindro estará localizado na parte posterior do joelho, conforme figura:

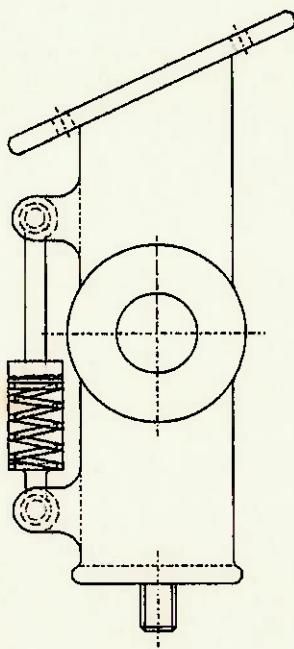


figura 32

4.3.3) Solução 3

Mecanismo	Articulação Simples
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Atrito
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Trava Manual
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Parafuso

Esta solução também é uma das mais simples, sendo semelhante à anterior. Tem-se a possibilidade da regulagem da frequência do movimento por atrito e também pode-se utilizar uma trava para bloquear o movimento da prótese. O mecanismo de trava nada mais é que um rasgo no eixo e um pino, que, posicionado neste rasgo, impede a movimentação do joelho. A regulagem da frequência é feita por ação de uma cinta em torno do eixo, que, quando o joelho está sob carga, pressiona o eixo amortecendo o movimento. Esta regulagem também pode ser feita por meio de um parafuso, que regula a pressão da cinta.

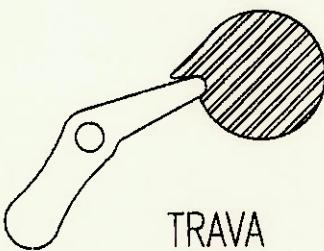


figura 33

4.3.4) Solução 4

Mecanismo	4 Barras em Configuração Cruzada
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Sem Amortecimento
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Sem Regulagem

Esta solução proporciona uma variação do Centro Instantâneo de Rotação, fazendo com que o movimento da prótese esteja mais próximo do movimento do joelho humano. O retorno é feito por mola conforme já descrito na solução 2.

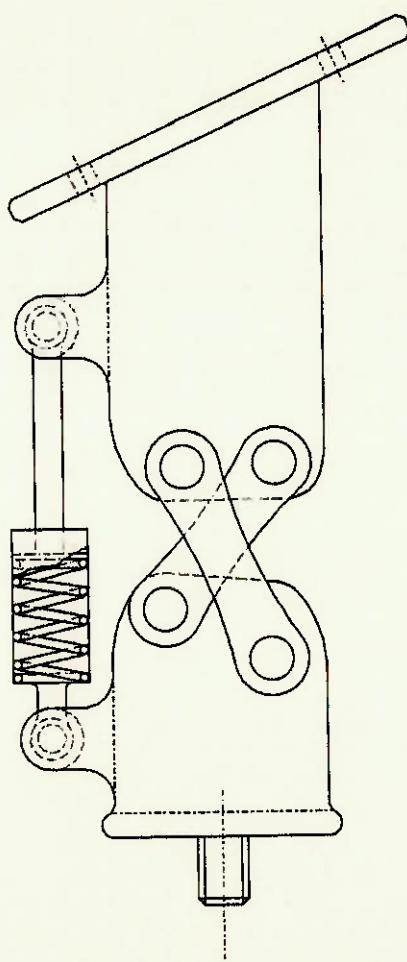


figura 34

4.3.5) Solução 5

Mecanismo	4 Barras em Configuração Cruzada
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Cilindro Pneumático
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Trava Manual
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Válvula de Regulagem Manual

Esta solução é uma variação da anterior, entretanto utiliza sistemas a mais, onde existe o uso do pistão pneumático para regulagem da frequência de movimento com o auxílio de uma válvula. A mola de retorno estará localizada dentro do pistão, e a trava será a mesma que a descrita na solução 3.

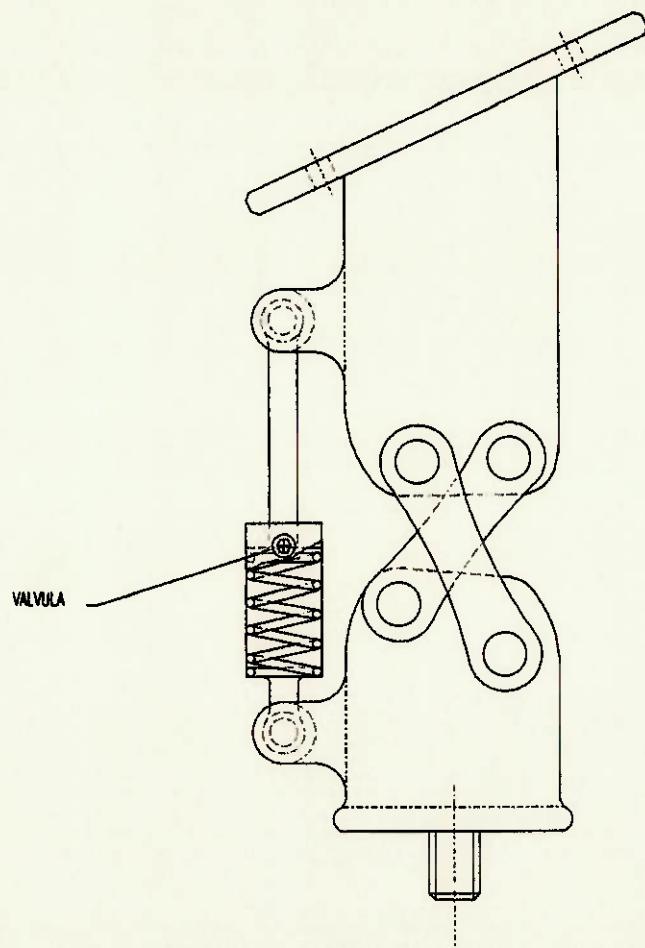


figura 35

4.3.6) Solução 6

Mecanismo	4 Barras em Configuração Normal
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Sem Amortecimento
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Sem Regulagem

Esta solução só difere da solução 4 no que diz respeito ao posicionamento das barras do mecanismo que determinarão a trajetória do centro instantâneo de rotação.

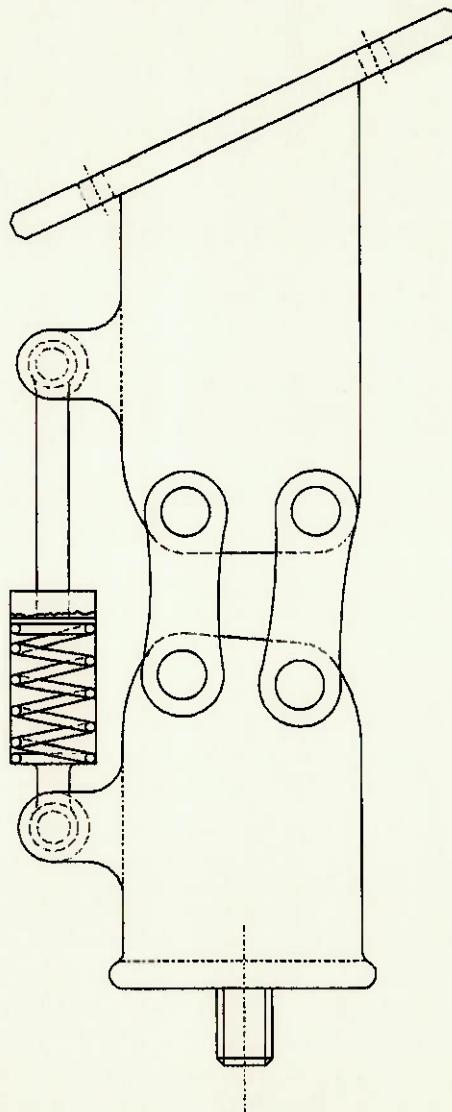


figura 36

4.3.7) Solução 7

Mecanismo	4 Barras em Configuração Normal
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Cilindro Pneumático
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Válvula de Regulagem Manual

Esta solução contém um mecanismo de 4 barras, onde a frequência do movimento é determinada por um pistão hidráulico. A válvula proporciona uma alteração desta frequência, pois esta obstrui ou libera a passagem do fluido, mudando, assim, o valor da perda de carga. Dentro do cilindro estará o mecanismo de retorno (mola).

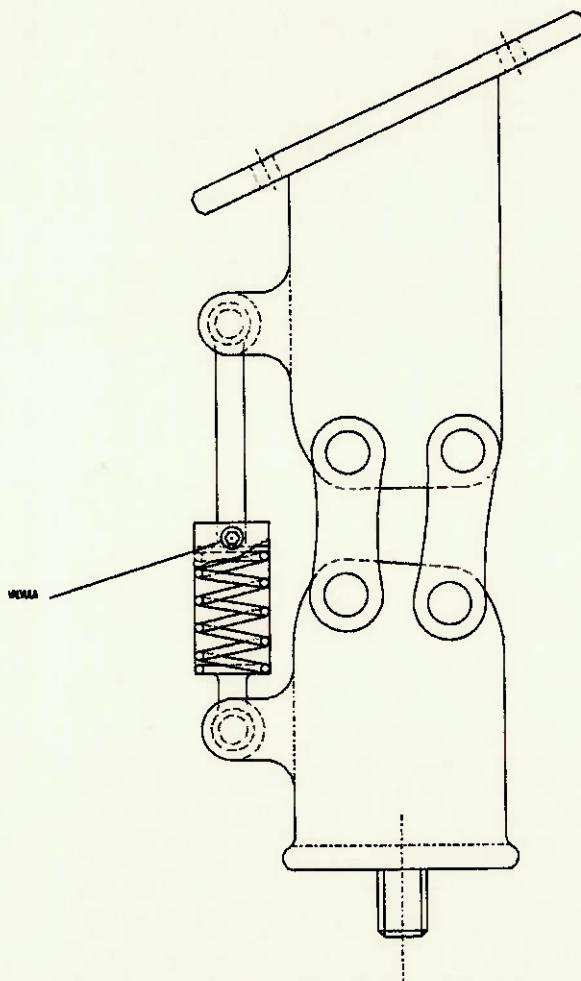


figura 37

4.3.8) Solução 8

Mecanismo	6 Barras em Diversas Configurações
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Sem Amortecimento
Dispositivo de Retorno	Sem Retorno
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Sem Regulagem

Esta solução utiliza um mecanismo de 6 barras, que permite uma melhor aproximação do movimento do centro instantâneo de rotação em relação ao mecanismo de 4 barras, entretanto a complexidade do projeto é muito elevada. Nesta solução não são utilizados mecanismos de controle de frequência do movimento.

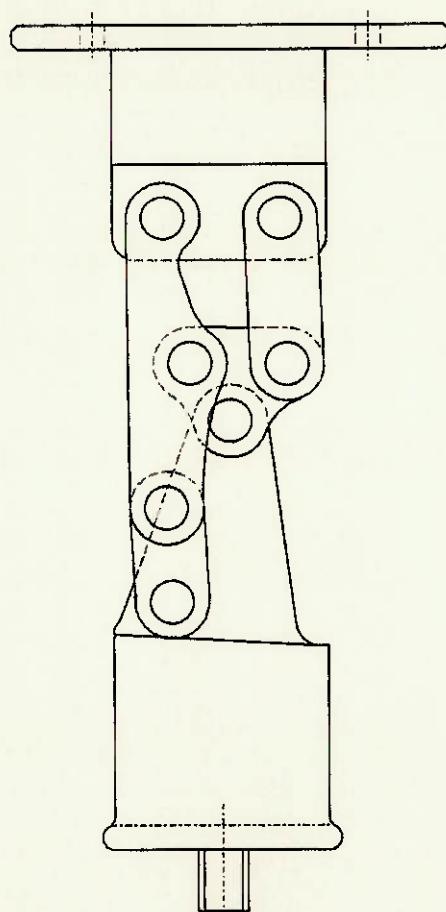


figura 38

4.3.9) Solução 9

Mecanismo	6 Barras em Diversas Configurações
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Cilindro Hidráulico
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Válvula de Regulagem Manual

O mecanismo desta solução é um seis barras semelhante ao usado na solução 8. Entretanto este conta com mecanismos de controle e regulagem da frequência de passo, além do retorno automático por mola.

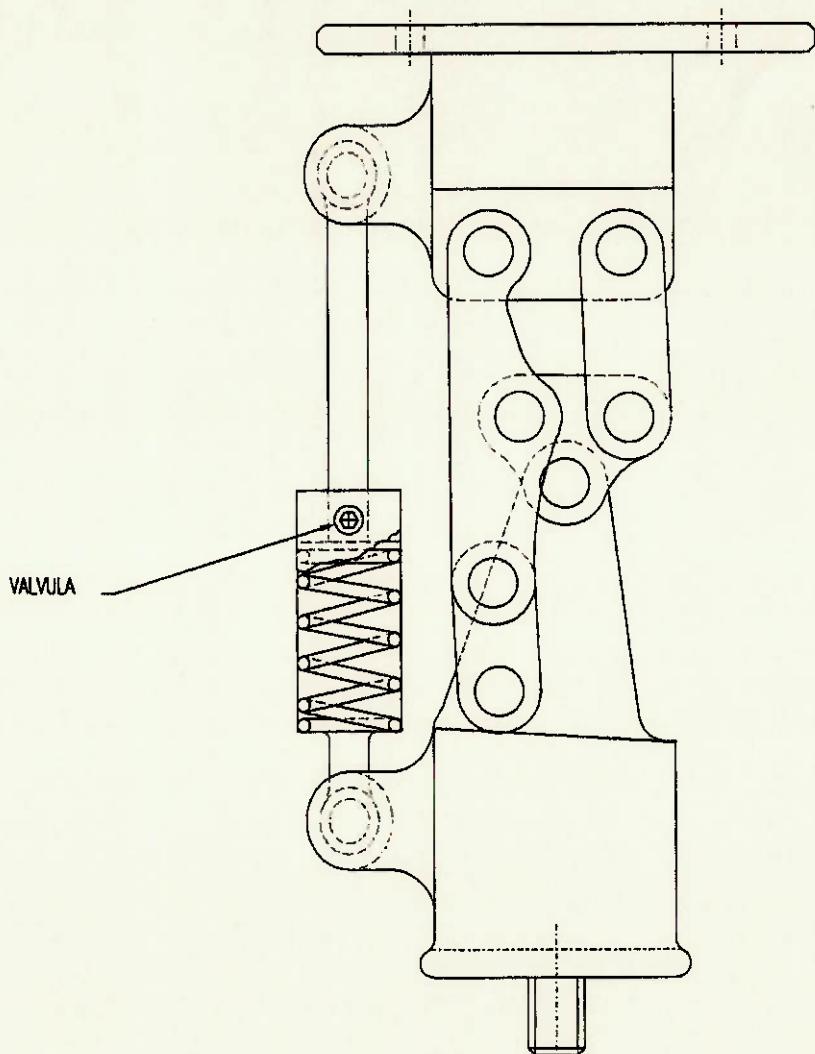


figura 39

4.3.10) Solução 10

Mecanismo	6 Barras em Diversas Configurações
Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento	Atrito
Dispositivo de Retorno	Mola Helicoidal
Dispositivo de Segurança	Sem Trava
Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento	Parafuso

O mecanismo de seis barras é o mesmo das três soluções anteriores. É praticamente igual à solução 9, entretanto a determinação da frequência do movimento é feita por um sistema de atrito conforme já foi explicado na solução 3.

5) EXEQUIBILIDADE FÍSICA

5.1) SOLUÇÃO 1

A prótese seria composta por um eixo apoiado em mancais compostos por rolamentos, com diâmetro externo de aproximadamente 15 mm. O eixo seria feito em aço usinado com diâmetro de aproximadamente 10 mm e comprimento de 10 mm. A estrutura seria moldada em fibra de carbono, duralumínio ou algum material leve e resistente, com as dimensões dentro do que foi especificado nas especificações construtivas. A estrutura teria aproximadamente 200 mm de altura, 80 mm de largura e 80 mm de comprimento.

5.2) SOLUÇÃO 2

Idêntica à solução 1, mas com a adição de uma mola helicoidal condicionada dentro de um cilindro localizado na parte posterior da prótese, com diâmetro de aproximadamente 20 mm. Esta mola proporcionaria o retorno da perna quando a prótese não estiver sob carga, ou seja, após o movimento de flexão.

5.3) SOLUÇÃO 3

Solução semelhante à anterior, mas com a introdução de um sistema de regulagem da freqüência de movimento, onde uma cinta que envolve o eixo dissiparia energia durante o movimento. A regulagem seria feita através de um parafuso que determina o estrangulamento desta cinta sobre o eixo. A trava introduzida nada mais é que uma haste de aproximadamente 2 mm de espessura, 30 mm de largura e 20 mm de comprimento, que impede a movimentação do eixo, quando se posiciona em um rasgo existente no eixo.

Pode-se ainda substituir a regulagem da freqüência de movimento, feita por atrito, por um cilindro hidráulico ou pneumático que, com o auxílio de uma válvula, executaria a mesma função.

5.4) SOLUÇÃO 4

Esta solução é composta por um mecanismo de quatro barras cruzadas que podem ser confeccionadas em aço ou em outro material mais leve e resistente, com comprimento aproximado de 80 mm e espessura aproximada de 6 mm. Os eixos seriam usinados em aço e seu apoio seria feito através de rolamentos, com dimensões aproximadas àquelas descritas na solução 2. A estrutura seria moldada em fibra de carbono ou algum tipo de material com características semelhantes. O retorno seria proporcionado por uma mola helicoidal guiada por um cilindro, localizada na parte posterior da prótese. A estrutura teria aproximadamente 280 mm de altura, 80mm de largura e 80 mm de profundidade.

5.5) SOLUÇÃO 5

Esta solução é semelhante à anterior somente com a introdução de um pistão pneumático com aproximadamente 150 mm de comprimento que regularia a frequência do movimento, com o auxílio de uma válvula. Este pistão estaria localizado na parte posterior da prótese, com a mola de retorno posicionada dentro de um cilindro. A trava seria aquela descrita na solução 3. Há a possibilidade de substituir o pistão pneumático por um pistão hidráulico.

5.6) SOLUÇÃO 6

Esta solução é semelhante à solução 4, inclusive na dimensão das barras, diferindo somente no posicionamento destas.

5.7) SOLUÇÃO 7

É uma solução que possui o mesmo posicionamento de barras da solução anterior, mas com a introdução de um pistão hidráulico que regula a freqüência de movimento, com o auxílio de uma válvula. A mola para retorno estaria localizada no interior do pistão, conforme descrito na solução 2. Há a possibilidade de se substituir o cilindro hidráulico por um cilindro pneumático, e ainda introduzir uma trava conforme descrito na solução 3.

5.8) SOLUÇÃO 8

Este seria um equipamento com um mecanismo de seis barras onde três delas teriam 60 mm, duas teriam 80 mm e uma teria 20mm, sendo estas dimensões aproximadas, com espessura variando entre 5 e 8 mm.

A estrutura teria 300 mm de altura por 100 mm de largura e 100 mm de comprimento, aproximadamente.

5.9) SOLUÇÃO 9

Esta solução é semelhante à solução anterior, mas com a introdução de um cilindro hidráulico de 150 mm de comprimento aproximado, e uma válvula, localizados na parte posterior da prótese. O retorno é proporcionado por uma mola que tem aproximadamente 20 mm de diâmetro, posicionada no interior do pistão. Há ainda a possibilidade de substituir o pistão hidráulico por um pneumático.

5.10) SOLUÇÃO 10

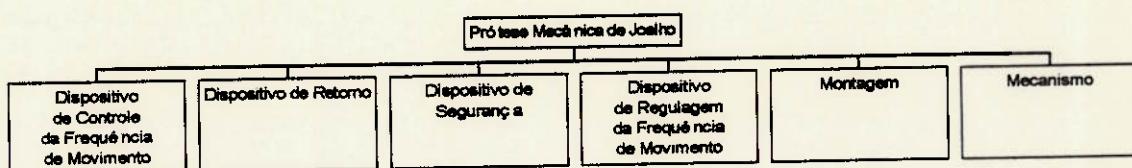
Neste caso, o sistema de regulagem da freqüência do movimento é a única diferença em relação ao anterior. Ao invés de um pistão, quem executa este controle é um dispositivo de atrito como aquele descrito na solução 3. O dispositivo de retorno é o mesmo da solução anterior.

Obs.: As dimensões acima descritas foram somente introduzidas para efeito de montagem. Estarão sujeitas a mudanças durante o andamento do projeto.

6) VALOR ECONÔMICO

6.1) VALOR ECONÔMICO PARA O FABRICANTE

Para a realização do estudo de viabilidade econômica foram considerados os subsistemas isoladamente, determinando o custo de cada solução. A partir do preço de cada conjunto foi determinado o custo total do equipamento.



6.1.1) Determinação do preço de cada solução dentro de cada sistema:

6.1.1.1) Mecanismo

O mecanismo pode ser sub-dividido da seguinte forma



Custo do Mecanismo						
	Barras	Estrutura	Rolamentos	Outros	Montagem	Total
Uma Articulação	0	100	10	10	1	121
4 Barras Cruzadas	25	120	45	15	3	208
4 Barras	20	120	45	15	3	203
6 Barras	35	140	60	20	5	260

6.1.1.2) Dispositivo de Controle da Frequência de Movimento

Custo dos Sistemas de Determinação da Frequência de Movimento	
Atrito	5
Cilindro Pneumático	210
Cilindro Hidráulico	120
Sem Amortecimento	0

6.1.1.3) Dispositivo de Retorno

Custo dos Mecanismos de Retorno	
Mola Helicoidal	10
Sem Retorno	0

6.1.1.4) Dispositivo de Segurança

Custo dos Dispositivos de Segurança	
Com Travas	7
Sem Travas	0

6.1.1.5) Dispositivo de Regulagem da Frequência de Movimento

Custo dos Sistemas de Regulagem	
Sem Regulagem	0
Parafuso	5
Válvula Manual	13

6.1.2) Determinação do Preço Final de Cada Solução

6.1.2.1) Preço de Fabricação

Custo de Fabricação da Prótese							
Subsistema	Mecanismo	Frequência	Retorno	Segurança	Regulagem	Montagem	Total
Solução 1	121.00	0.00	0.00	7.00	0.00	2.00	130.00
Solução 2	121.00	0.00	10.00	0.00	0.00	3.00	134.00
Solução 3	121.00	5.00	10.00	7.00	5.00	4.00	152.00
Solução 4	208.00	0.00	10.00	0.00	0.00	3.00	221.00
Solução 5	208.00	120.00	10.00	7.00	13.00	4.00	362.00
Solução 6	203.00	0.00	10.00	0.00	0.00	3.00	216.00
Solução 7	203.00	210.00	10.00	0.00	13.00	4.00	440.00
Solução 8	260.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	260.00
Solução 9	260.00	210.00	10.00	0.00	13.00	3.00	496.00
Solução 10	260.00	5.00	10.00	7.00	5.00	5.00	292.00

6.1.2.2) Porcentagem de Participação no Preço de Cada Sub-Sistema

Custo de Fabricação da Prótese (Participação)							
Subsistema	Mecanismo	Frequência	Retorno	Segurança	Regulagem	Montagem	Total
Solução 1	93.1%	0.0%	0.0%	5.4%	0.0%	1.5%	100.0%
Solução 2	90.3%	0.0%	7.5%	0.0%	0.0%	2.2%	100.0%
Solução 3	79.6%	3.3%	6.6%	4.6%	3.3%	2.6%	100.0%
Solução 4	94.1%	0.0%	4.5%	0.0%	0.0%	1.4%	100.0%
Solução 5	57.5%	33.1%	2.8%	1.9%	3.6%	1.1%	100.0%
Solução 6	94.0%	0.0%	4.6%	0.0%	0.0%	1.4%	100.0%
Solução 7	46.1%	47.7%	2.3%	0.0%	3.0%	0.9%	100.0%
Solução 8	100.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%	100.0%
Solução 9	52.4%	42.3%	2.0%	0.0%	2.6%	0.6%	100.0%
Solução 10	89.0%	1.7%	3.4%	2.4%	1.7%	1.7%	100.0%

6.1.2.3) Tabela de Remuneração de Projeto e Capital

A tabela representa:

- valor da remuneração ao projeto: 7%
- lucro do fabricante: 20%
- custo adicional de fabricação: 10%

Os valores referem-se ao custo de fabricação.

Lucros e Custos Adicionais				
Subsistema	Remuneração do Projeto	Lucro (Fabricante)	Custos Adicionais	Total
Solução 1	9.10	26.00	13.00	48.10
Solução 2	9.38	26.80	13.40	49.58
Solução 3	10.64	30.40	15.20	56.24
Solução 4	15.47	44.20	22.10	81.77
Solução 5	25.34	72.40	36.20	133.94
Solução 6	15.12	43.20	21.60	79.92
Solução 7	30.80	88.00	44.00	162.80
Solução 8	18.20	52.00	26.00	96.20
Solução 9	34.72	99.20	49.60	183.52
Solução 10	20.44	58.40	29.20	108.04

6.1.2.4) Preço Total

Foram considerados impostos incidentes de 30% sobre o valor do custos de fabricação, e adicionais como o lucro e a remuneração ao projeto.

Preço Total de Venda					
Subsistema	Total de Fabricação	Custos	Total Parcial	Impostos	Total
Solução 1	130.00	48.10	178.10	53.43	231.53
Solução 2	134.00	49.58	183.58	55.07	238.65
Solução 3	152.00	56.24	208.24	62.47	270.71
Solução 4	221.00	81.77	302.77	90.83	393.60
Solução 5	362.00	133.94	495.94	148.78	644.72
Solução 6	216.00	79.92	295.92	88.78	384.70
Solução 7	440.00	162.80	602.80	180.84	783.64
Solução 8	260.00	96.20	356.20	106.86	463.06
Solução 9	496.00	183.52	679.52	203.86	883.38
Solução 10	292.00	108.04	400.04	120.01	520.05

O preço total de venda representa o valor mínimo a ser praticado para venda ao médico, clínica ou ao representante.

Obs.: Os valores acima estão em reais (R\$) - Jun/95.

6.2) VALOR ECONÔMICO PARA O USUÁRIO

É difícil prever ou determinar o preço que o usuário pagaria para ter um equipamento como este, pois, para o paciente, a possibilidade de andar novamente não tem preço. O usuário estará limitado pelo seu poder financeiro.

Entretanto, o custo final da prótese acaba sendo pequeno se comparado com o custo total da operação, e do processo de reabilitação.

É importante lembrar que o custo da prótese geralmente não é coberto pela maioria dos planos de saúde existentes, inclusive o SUDS. Isto aumentaria o peso da prótese no preço total do tratamento para o paciente.

7) VIABILIDADE FINANCEIRA

A viabilidade financeira pode ser analisada a partir de duas formas de produção possíveis. Primeiro pode-se considerar apenas o processo de montagem, ou seja, todos os componentes são comprados prontos num processo de terceirização. Ou então, pode-se usinar a estrutura, as barras e os eixos; os outros componentes devem ser comprados de fornecedores especializados.

Caso seja feita apenas a montagem, o investimento necessário para a produção é pequeno, restringindo as aquisições de morsas, alicates e outras ferramentas.

Entretanto, para se realizar a usinagem, e também para prensar a fibra de carbono nos modelos adequados, se o fabricante não tiver esses recursos disponíveis, os valores de investimento se tornam elevados. Mas se a empresa tiver todos os recursos e inclusive mão-de-obra especializada, os custos de produção são bastante reduzidos, sendo necessário apenas alguns ajustes e confecção de moldes para prensar a fibra de carbono.

É fundamental que a empresa tenha experiência na utilização de fibra de carbono e também na sua usinagem, pois as tolerâncias de fabricação e usinagem são pequenas, uma vez que a prótese deve ser rígida o suficiente para não provocar desconforto ao usuário através de folga ou desalinhamento entre as peças móveis.

8) ESCOLHA DA MELHOR SOLUÇÃO

Do estudo de viabilidade, chegou-se a um conjunto de dez soluções especificadas anteriormente, das quais uma será a solução final.

Para a escolha desta, foram considerados os seguintes fatores determinantes, os quais entende-se que sejam os mais importantes para se avaliar o desempenho de cada solução:

- *Geometria da Curva*: Reflete a proximidade entre o movimento do centro de rotação da prótese e do joelho humano, garantindo um bom desempenho;
- *Versatilidade da Frequência do Movimento de Extensão*: Permite ao indivíduo caminhar com freqüência de passo variável;
- *Características Ergonômicas*: O usuário deve se sentir confortável ao utilizar a prótese;
- *Durabilidade*: O equipamento deve durar o tempo especificado no projeto, satisfeitas as condições de manutenção estipuladas;
- *Manutenção*: Considera-se as quantidades de peças móveis ou sujeitas à manutenção, assim como a facilidade de se realizar esta manutenção;
- *Confiabilidade*: O dispositivo deve realizar perfeitamente as funções a que se propõe dentro do período especificado na garantia;
- *Compacticidade*: O dispositivo deve ocupar o volume adequado e possuir um peso dentro do especificado, sendo este reduzido;
- *Fabricação e Montagem*: A manufatura do dispositivo não deve ser de alta complexidade, a fim de não elevar o custo total do produto;
- *Custo Operacional*: Reflete os gastos com manutenção periódica;
- *Preço*: O preço final ao consumidor deve ser acessível à classe com renda média alta.

Foram atribuídos pesos de 2 (dois) a 10 (dez), em intervalos de duas unidades, para estas propriedades, com o intuito de se estabelecer a importância de cada uma. A partir disso, foram designadas notas de 1 (um) a 10 (dez) para cada fator, onde a nota 1 (um) serviu como padrão de avaliação, uma vez que esta determinava a característica de pior qualidade.

O critério de pesos e notas utilizado foi obtido através do consenso entre os integrantes do grupo.

A soma destas notas multiplicadas por seus respectivos pesos gerou valores globais que permitiram a classificação e seleção da melhor solução. Assim, obteve-se:

MATRIZ DE AVALIAÇÃO

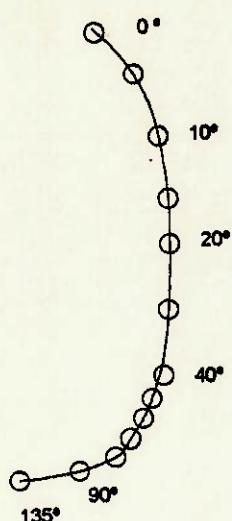
CARACTERÍSTICAS	PESO	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	PS1	PS2	PS3	PS4	PS5	PS6	PS7	PS8	PS9	PS10	
1 Geometria da Curva	8	0	0	5	5	6	6	8	8	0	0	0	0	0	40	40	48	48	64	64		
2 Versat. do mov. de extensão	10	0	0	5	0	7	0	9	0	8	5	0	0	50	0	70	0	90	0	80	50	
3 Características ergonômicas	6	4	4	5	8	9	8	8	6	6	6	24	24	30	48	54	48	48	36	36	36	
4 Durabilidade	8	5	5	4	7	7	7	6	6	5	5	40	40	32	56	56	56	56	48	48	40	
5 Manutenção	4	9	8	4	7	6	7	6	7	6	5	36	32	16	28	24	28	24	28	24	20	
6 Confabilidade	8	8	8	5	8	5	8	6	8	6	6	64	64	40	40	64	48	64	48	48	48	
7 Compacticidade	8	5	5	5	8	8	8	8	7	7	7	40	40	40	64	64	64	64	56	56	56	
8 Fabricação e montagem	7	9	8	6	7	5	7	6	7	5	5	63	56	42	49	35	49	42	49	35	35	
9 Custo operacional	6	9	8	5	8	5	8	5	7	4	6	54	48	30	48	30	48	30	42	24	36	
10 Preço	8	8	8	7	7	3	7	2	6	1	5	64	64	56	56	24	56	16	48	8	40	
												TOTAL	385	388	336	453	437	461	466	435	423	426

Sendo, portanto, escolhida como melhor solução a de número 7.

9) DETERMINAÇÃO DO MECANISMO DO JOELHO

A determinação do mecanismo é um processo bastante iterativo, onde estão definidos apenas alguns parâmetros:

A curva dos centros instantâneos de rotação deve ter o seguinte aspecto:



O primeiro ponto do centro instantâneo de rotação ou o ponto inicial do movimento, relativo à extensão total, deve estar o mais elevado possível, porque quanto maior o valor Y (no plano) do ponto inicial do centro instantâneo de rotação maior será a estabilidade do joelho para o início do movimento.

O joelho deve ser o mais compacto possível, portanto deve-se buscar as menores distâncias entre centros, e o menor tamanho de barras articuladas.

O processo para determinação do mecanismo do joelho consistiu nas seguintes etapas:

9.1) PROPOSTA 1

Inicialmente, tentou-se fixar uma curva do movimento do Centro Instantâneo de Rotação (CIR), e a partir desta, determinar como seria o mecanismo.

Assim, o primeiro passo foi restringir as posições das articulações fixas. Estas articulações foram posicionadas em locais distantes à curva do CIR.

O que se verificou foi uma extrema dificuldade em se determinar o mecanismo somente através das equações da diâda, pois ainda existia a necessidade do conhecimento de muitos fatores relevantes para a composição do mesmo (como deslocamentos da perna, angulação e comprimento das barras

fixas, etc.), apesar de se saber possíveis direções das barras móveis. Estes problemas levaram ao abandono deste procedimento.

9.2) PROPOSTA 2

A próxima tentativa foi, de posse da mesma curva do CIR, fixar as articulações em locais pertencentes à trajetória da curva. As dificuldades encontradas foram da mesma proporção da proposta anterior, o que levou também ao abandono deste procedimento.

9.3) PROPOSTA 3

Após as tentativas de equacionamento do mecanismo, foi decidido adotar um outro sistema. Ao invés de se fixar a curva de movimento do CIR, tentou-se encontrá-la matematicamente.

O processo foi o seguinte:

1. Ao contrário de tentar calcular as barras que determinariam o mecanismo ($\bar{Z}_2, \bar{Z}_3, \bar{Z}_4, \bar{Z}_6$), o que se fez foi fixar previamente o valor das mesmas, juntamente com as coordenadas dos pontos O_A e O_B , fazendo o ponto O_A ser a origem do sistema de coordenadas;

2. Fixou-se também, a primeira coordenada do ponto fixo da perna (P_1) e os valores dos ângulos de rotação ($\theta_{1,j}$), do plano formado pelos vetores $\bar{Z}_5, \bar{Z}_6, \bar{Z}_3$, para P_{j-1} pontos, com $j=1 \dots n$;

3. Através das equações da diâda, encontrou-se os valores dos ângulos de rotação das barras (β_{je}, β_{jd}), bem como as coordenadas dos deslocamentos ($\bar{\Delta}_j$).

Ou seja, matematicamente o que se obteve foi:

$$\bar{Z}_2 \cdot (e^{\beta_{je}} - 1) + \bar{Z}_5 \cdot (e^{\theta_{1,j}} - 1) = \bar{\delta}_j$$

$$\bar{Z}_4 \cdot (e^{\beta_{jd}} - 1) + \bar{Z}_6 \cdot (e^{\theta_{1,j}} - 1) = \bar{\delta}_j$$

Expandindo as equações acima, vem:

$$(x_2 + y_2 i) \cdot (\cos(\beta_{je}) + i \cdot \operatorname{sen}(\beta_{je}) - 1) + (x_5 + y_5 i) \cdot (\cos(\theta_{1,j}) + i \cdot \operatorname{sen}(\theta_{1,j}) - 1) = x_{\bar{\delta}_j} + i \cdot y_{\bar{\delta}_j}$$

$$(x_4 + y_4 i) \cdot (\cos(\beta_{jd}) + i \cdot \operatorname{sen}(\beta_{jd}) - 1) + (x_6 + y_6 i) \cdot (\cos(\theta_{1,j}) + i \cdot \operatorname{sen}(\theta_{1,j}) - 1) = x_{\bar{\delta}_j} + i \cdot y_{\bar{\delta}_j}$$

Separando os termos reais e imaginários, obtém-se:

$$x_2 \cdot (\cos(\beta_{je}) - 1) - y_2 \cdot \operatorname{sen}(\beta_{je}) + x_5 \cdot (\cos(\theta_{1,j}) - 1) - y_5 \cdot \operatorname{sen}(\theta_{1,j}) = x_{\bar{\delta}_j}$$

$$x_2 \cdot \operatorname{sen}(\beta_{je}) + y_2 \cdot (\cos(\beta_{je}) - 1) + x_5 \cdot \operatorname{sen}(\theta_{1,j}) + y_5 \cdot (\cos(\theta_{1,j}) - 1) = y_{\bar{\delta}_j}$$

$$x_4 \cdot (\cos(\beta_{jd}) - 1) - y_4 \cdot \operatorname{sen}(\beta_{jd}) + x_6 \cdot (\cos(\theta_{1,j}) - 1) - y_6 \cdot \operatorname{sen}(\theta_{1,j}) = x_{\bar{\delta}_j}$$

$$x_4 \cdot \operatorname{sen}(\beta_{jd}) + y_4 \cdot (\cos(\beta_{jd}) - 1) + x_6 \cdot \operatorname{sen}(\theta_{1,j}) + y_6 \cdot (\cos(\theta_{1,j}) - 1) = y_{\bar{\delta}_j}$$

Portanto, para cada ponto P_j , basta resolver o sistema de quatro equações e quatro incógnitas ($\beta_{je}, \beta_{jd}, x_{\bar{\delta}_j}, y_{\bar{\delta}_j}$).

Com isso foi possível determinar a curva proporcionada pelo CIR, nos j pontos calculados.

Como é sabido, o CIR é determinado através do encontro dos prolongamentos das retas das barras \bar{Z}_2 e \bar{Z}_4 que compõem o mecanismo. Para tal adotou-se o seguinte procedimento:

1. Primeiramente calculam-se os ângulos de inclinação das retas que compõem as barras, a partir dos ângulos de rotação das mesmas;

2. O passo seguinte, é igualar o valor da coordenada y da equação de cada uma das retas que compõem as barras.

Matematicamente o que se teve foi:

$$y_{cir} - y_{o_A} = \tan(\alpha_{(j-1)e}).(x_{cir} - x_{o_A})$$

$$y_{cir} - y_{o_B} = \tan(\alpha_{(j-1)d}).(x_{cir} - x_{o_B})$$

$$\text{Onde } \alpha_{je} = \alpha_{0e} + \beta_{je}, \alpha_{0e} = \alpha \tan\left(\frac{y_2}{x_2}\right), \alpha_{0d} = \alpha \tan\left(\frac{y_4}{x_4}\right)$$

Portanto, isolando y_{cir} das equações, e igualando as expressões obtidas, vem:

$$x_{cir} = \frac{y_{o_A} - y_{o_B} + \tan(\alpha_{(j-1)d}).x_{o_B} - \tan(\alpha_{(j-1)e}).x_{o_A}}{\tan(\alpha_{(j-1)d}) - \tan(\alpha_{(j-1)e})}$$

$$y_{cir} = y_{o_A} + \tan(\alpha_{je}).(x_{cir} - x_{o_A})$$

Determinou-se também a curva que descreve a trajetória de um ponto fixo da perna. Para tal, foi preciso somente somar à primeira coordenada do ponto fixo pré-estipulado os sucessivos deslocamentos encontrados através da solução das equações.

Matematicamente o que se fez foi:

$$P_{j+1} = P_1 + \vec{\delta}_j$$

De posse deste conjunto de equações, o passo seguinte foi submetê-las ao processo de cálculo, com o auxílio do software MathCad 4.0.

Foram realizadas várias iterações, ou seja, mudanças sucessivas das dimensões das barras e dos valores do ângulo θ_{1j} , com a finalidade de se obter uma configuração que fosse a mais otimizada possível.

O software MathCad 4.0 trabalha com aproximações iniciais para início dos cálculos. Portanto as aproximações iniciais dos ângulos β_{je} , receberam valores diferentes, para que os resultados finais tivessem maior consistência.

A nomenclatura utilizada no software foi:

$$\beta = b$$

$$\theta = o$$

$$\delta = d$$

$$\alpha = a$$

Assim as dimensões finais obtidas foram:

$$\begin{aligned}
 x2 &:= 0.5 & x4 &:= 5 & xOa &:= 0 & xOb &:= 20 & xp1 &:= 15 \\
 y2 &:= -30 & y4 &:= -41 & yOa &:= 0 & yOb &:= -2 & yp1 &:= -124.8 \\
 y5 &:= yp1 - yOa - y2 & x5 &:= xp1 - xOa - x2 & y5 &:= -94.8 & x5 &:= 14.5 \\
 y6 &:= yp1 - yOb - y4 & x6 &:= xp1 - xOb - x4 & y6 &:= -81.8 & x6 &:= -10 \\
 ae &:= \text{atan} \left(\frac{y2}{x2} \right) & ad &:= \text{atan} \left(\frac{y4}{x4} \right)
 \end{aligned}$$

$$\sqrt{(xOa + x2 - xOb - x4)^2 + (yOa + y2 - yOb - y4)^2} = 27.735$$

$$\sqrt{x2^2 + y2^2} = 30.004 \quad \sqrt{x4^2 + y4^2} = 41.304 \quad \sqrt{xOb^2 + yOb^2} = 20.1$$

As equações que descrevem as curvas, bem como os valores de β , os pontos que descrevem a trajetória do CIR e os pontos que descrevem a trajetória da perna são:

$$o1 := -1 \frac{\pi}{180} \quad o2 := -3 \frac{\pi}{180} \quad o3 := -5 \frac{\pi}{180} \quad o4 := -8 \frac{\pi}{180} \quad o5 := -10 \frac{\pi}{180} \quad o6 := -12 \frac{\pi}{180}$$

$$\begin{array}{llll} b1e := 0 & b1d := 0 & x1d := 0 & y1d := 0 \\ b3e := 0 & b3d := 0 & x3d := 0 & y3d := 0 \\ b5e := 0 & b5d := 0 & x5d := 0 & y5d := 0 \end{array} \quad \begin{array}{llll} b2e := 0 & b2d := 0 & x2d := 0 & y2d := 0 \\ b4e := 0 & b4d := 0 & x4d := 0 & y4d := 0 \\ b6e := 0 & b6d := 0 & x6d := 0 & y6d := 0 \end{array}$$

given

$$x2(\cos(b1e) - 1) - y2 \cdot \sin(b1e) + x5(\cos(o1) - 1) - y5 \cdot \sin(o1) = x1d$$

$$x2 \cdot \sin(b1e) + y2(\cos(b1e) - 1) + x5 \cdot \sin(o1) + y5(\cos(o1) - 1) = y1d$$

$$x4(\cos(b1d) - 1) - y4 \cdot \sin(b1d) + x6(\cos(o1) - 1) - y6 \cdot \sin(o1) = x1d$$

$$x4 \cdot \sin(b1d) + y4(\cos(b1d) - 1) + x6 \cdot \sin(o1) + y6(\cos(o1) - 1) = y1d$$

$$x2(\cos(b2e) - 1) - y2 \cdot \sin(b2e) + x5(\cos(o2) - 1) - y5 \cdot \sin(o2) = x2d$$

$$x2 \cdot \sin(b2e) + y2(\cos(b2e) - 1) + x5 \cdot \sin(o2) + y5(\cos(o2) - 1) = y2d$$

$$x4(\cos(b2d) - 1) - y4 \cdot \sin(b2d) + x6(\cos(o2) - 1) - y6 \cdot \sin(o2) = x2d$$

$$x4 \cdot \sin(b2d) + y4(\cos(b2d) - 1) + x6 \cdot \sin(o2) + y6(\cos(o2) - 1) = y2d$$

$$x2(\cos(b3e) - 1) - y2 \cdot \sin(b3e) + x5(\cos(o3) - 1) - y5 \cdot \sin(o3) = x3d$$

$$x2 \cdot \sin(b3e) + y2(\cos(b3e) - 1) + x5 \cdot \sin(o3) + y5(\cos(o3) - 1) = y3d$$

$$x4(\cos(b3d) - 1) - y4 \cdot \sin(b3d) + x6(\cos(o3) - 1) - y6 \cdot \sin(o3) = x3d$$

$$x4 \cdot \sin(b3d) + y4(\cos(b3d) - 1) + x6 \cdot \sin(o3) + y6(\cos(o3) - 1) = y3d$$

$$x2(\cos(b4e) - 1) - y2 \cdot \sin(b4e) + x5(\cos(o4) - 1) - y5 \cdot \sin(o4) = x4d$$

$$x2 \cdot \sin(b4e) + y2(\cos(b4e) - 1) + x5 \cdot \sin(o4) + y5(\cos(o4) - 1) = y4d$$

$$x4(\cos(b4d) - 1) - y4 \cdot \sin(b4d) + x6(\cos(o4) - 1) - y6 \cdot \sin(o4) = x4d$$

$$x4 \cdot \sin(b4d) + y4(\cos(b4d) - 1) + x6 \cdot \sin(o4) + y6(\cos(o4) - 1) = y4d$$

$$x2(\cos(b5e) - 1) - y2 \cdot \sin(b5e) + x5(\cos(o5) - 1) - y5 \cdot \sin(o5) = x5d$$

$$x2 \cdot \sin(b5e) + y2(\cos(b5e) - 1) + x5 \cdot \sin(o5) + y5(\cos(o5) - 1) = y5d$$

$$x4(\cos(b5d) - 1) - y4 \cdot \sin(b5d) + x6(\cos(o5) - 1) - y6 \cdot \sin(o5) = x5d$$

$$x4 \cdot \sin(b5d) + y4(\cos(b5d) - 1) + x6 \cdot \sin(o5) + y6(\cos(o5) - 1) = y5d$$

$$x2(\cos(b6e) - 1) - y2 \cdot \sin(b6e) + x5(\cos(o6) - 1) - y5 \cdot \sin(o6) = x6d$$

$$x2 \cdot \sin(b6e) + y2(\cos(b6e) - 1) + x5 \cdot \sin(o6) + y5(\cos(o6) - 1) = y6d$$

$$x4(\cos(b6d) - 1) - y4 \cdot \sin(b6d) + x6(\cos(o6) - 1) - y6 \cdot \sin(o6) = x6d$$

$$x4 \cdot \sin(b6d) + y4(\cos(b6d) - 1) + x6 \cdot \sin(o6) + y6(\cos(o6) - 1) = y6d$$

$$A := \text{find}(b1e, b1d, x1d, y1d, b2e, b2d, x2d, y2d, b3e, b3d, x3d, y3d, b4e, b4d, x4d, y4d, b5e, b5d, x5d, y5d, b6e, b6d, x6d, y6d)$$

$$b1e := A_0 \quad b1d := A_1 \quad x1d := A_2 \quad y1d := A_3 \quad b2e := A_4 \quad b2d := A_5 \quad x2d := A_6 \quad y2d := A_7$$

$$b3e := A_8 \quad b3d := A_9 \quad x3d := A_{10} \quad y3d := A_{11} \quad b4e := A_{12} \quad b4d := A_{13} \quad x4d := A_{14} \quad y4d := A_{15}$$

$$b5e := A_{16} \quad b5d := A_{17} \quad x5d := A_{18} \quad y5d := A_{19} \quad b6e := A_{20} \quad b6d := A_{21} \quad x6d := A_{22} \quad y6d := A_{23}$$

$$a0e := ae \quad a1e := ae + b1e \quad a2e := ae + b2e \quad a3e := ae + b3e$$

$$a0d := ad \quad a1d := ad + b1d \quad a2d := ad + b2d \quad a3d := ad + b3d$$

$$a4e := ae + b4e \quad a5e := ae + b5e \quad a6e := ae + b6e$$

$$a4d := ad + b4d \quad a5d := ad + b5d \quad a6d := ad + b6d$$

$$o7 := -15 \frac{\pi}{180} \quad o8 := -20 \frac{\pi}{180} \quad o9 := -25 \frac{\pi}{180} \quad o10 := -30 \frac{\pi}{180} \quad o11 := -35 \frac{\pi}{180} \quad o12 := -40 \frac{\pi}{180}$$

$$\begin{array}{ll} b7e := .5 & b7d := .5 \\ b7d := -1 & x7d := 0 \\ b9e := -1 & b9d := -1 \\ b11e := -1 & b11d := -1 \end{array} \quad \begin{array}{ll} y7d := 0 & b8e := -1 \\ b10e := -1 & b10d := -1 \\ b11d := 0 & b12e := -1.5 \end{array} \quad \begin{array}{ll} x8d := 0 & y8d := 0 \\ b10d := 1 & y10d := 0 \\ b12d := 0 & y12d := 0 \end{array}$$

given

$$x2(\cos(b7e) - 1) - y2 \sin(b7e) + x5(\cos(o7) - 1) - y5 \sin(o7) = x7d$$

$$x2 \sin(b7e) + y2(\cos(b7e) - 1) + x5 \sin(o7) + y5(\cos(o7) - 1) = y7d$$

$$x4(\cos(b7d) - 1) - y4 \sin(b7d) + x6(\cos(o7) - 1) - y6 \sin(o7) = x7d$$

$$x4 \sin(b7d) + y4(\cos(b7d) - 1) + x6 \sin(o7) + y6(\cos(o7) - 1) = y7d$$

$$x2(\cos(b8e) - 1) - y2 \sin(b8e) + x5(\cos(o8) - 1) - y5 \sin(o8) = x8d$$

$$x2 \sin(b8e) + y2(\cos(b8e) - 1) + x5 \sin(o8) + y5(\cos(o8) - 1) = y8d$$

$$x4(\cos(b8d) - 1) - y4 \sin(b8d) + x6(\cos(o8) - 1) - y6 \sin(o8) = x8d$$

$$x4 \sin(b8d) + y4(\cos(b8d) - 1) + x6 \sin(o8) + y6(\cos(o8) - 1) = y8d$$

$$x2(\cos(b9e) - 1) - y2 \sin(b9e) + x5(\cos(o9) - 1) - y5 \sin(o9) = x9d$$

$$x2 \sin(b9e) + y2(\cos(b9e) - 1) + x5 \sin(o9) + y5(\cos(o9) - 1) = y9d$$

$$x4(\cos(b9d) - 1) - y4 \sin(b9d) + x6(\cos(o9) - 1) - y6 \sin(o9) = x9d$$

$$x4 \sin(b9d) + y4(\cos(b9d) - 1) + x6 \sin(o9) + y6(\cos(o9) - 1) = y9d$$

$$x2(\cos(b10e) - 1) - y2 \sin(b10e) + x5(\cos(o10) - 1) - y5 \sin(o10) = x10d$$

$$x2 \sin(b10e) + y2(\cos(b10e) - 1) + x5 \sin(o10) + y5(\cos(o10) - 1) = y10d$$

$$x4(\cos(b10d) - 1) - y4 \sin(b10d) + x6(\cos(o10) - 1) - y6 \sin(o10) = x10d$$

$$x4 \sin(b10d) + y4(\cos(b10d) - 1) + x6 \sin(o10) + y6(\cos(o10) - 1) = y10d$$

$$x2(\cos(b11e) - 1) - y2 \sin(b11e) + x5(\cos(o11) - 1) - y5 \sin(o11) = x11d$$

$$x2 \sin(b11e) + y2(\cos(b11e) - 1) + x5 \sin(o11) + y5(\cos(o11) - 1) = y11d$$

$$x4(\cos(b11d) - 1) - y4 \sin(b11d) + x6(\cos(o11) - 1) - y6 \sin(o11) = x11d$$

$$x4 \sin(b11d) + y4(\cos(b11d) - 1) + x6 \sin(o11) + y6(\cos(o11) - 1) = y11d$$

$$x2(\cos(b12e) - 1) - y2 \sin(b12e) + x5(\cos(o12) - 1) - y5 \sin(o12) = x12d$$

$$x2 \sin(b12e) + y2(\cos(b12e) - 1) + x5 \sin(o12) + y5(\cos(o12) - 1) = y12d$$

$$x4(\cos(b12d) - 1) - y4 \sin(b12d) + x6(\cos(o12) - 1) - y6 \sin(o12) = x12d$$

$$x4 \sin(b12d) + y4(\cos(b12d) - 1) + x6 \sin(o12) + y6(\cos(o12) - 1) = y12d$$

$$A := \text{find}(b7e, b7d, x7d, y7d, b8e, b8d, x8d, y8d, b9e, b9d, x9d, y9d, b10e, b10d, x10d, y10d, b11e, b11d, x11d, y11d, b12e, b12d, x12d, y12d)$$

$$\begin{array}{llllll} b7e := A_0 & b7d := A_1 & x7d := A_2 & y7d := A_3 & b8e := A_4 & b8d := A_5 \\ b9e := A_6 & b9d := A_7 & x9d := A_8 & y9d := A_9 & b10e := A_{10} & b10d := A_{11} \\ b11e := A_{12} & b11d := A_{13} & x11d := A_{14} & y11d := A_{15} & b12e := A_{16} & b12d := A_{17} \\ x11d := A_{18} & y11d := A_{19} & b12e := A_{20} & b12d := A_{21} & x12d := A_{22} & y12d := A_{23} \end{array}$$

$$a7e := ae + b7e \quad a8e := ae + b8e \quad a9e := ae + b9e$$

$$a7d := ad + b7d \quad a8d := ad + b8d \quad a9d := ad + b9d$$

$$a10e := ae + b10e \quad a11e := ae + b11e \quad a12e := ae + b12e$$

$$a10d := ad + b10d \quad a11d := ad + b11d \quad a12d := ad + b12d$$

$$o13 = -45 \frac{\pi}{180} \quad o14 = -50 \frac{\pi}{180} \quad o15 = -70 \frac{\pi}{180} \quad o16 = -85 \frac{\pi}{180} \quad o17 = -105 \frac{\pi}{180} \quad o18 = -115 \frac{\pi}{180}$$

$$\begin{aligned} b13e &= -1 \quad b13d = -1 \quad x13d = 0 \quad y13d = 0 \quad b14e = -1 \quad b14d = -1 \quad x14d = 0 \quad y14d = 0 \\ b15e &= -1.5 \quad b15d = -1.5 \quad x15d = 0 \quad y15d = 0 \quad b16e = -1.5 \quad b16d = -1 \quad x16d = 0 \quad y16d = 0 \\ b17e &= -1.5 \quad b17d = -1.5 \quad x17d = 0 \quad y17d = 0 \quad b18e = -1.5 \quad b18d = -1 \quad x18d = 0 \quad y18d = 0 \end{aligned}$$

given

$$\begin{aligned} x2(\cos(b13e - 1) - y2\sin(b13e + x5(\cos(o13 - 1) - y5\sin(o13 - 1))) &= x13d \\ x2\sin(b13e + y2(\cos(b13e - 1) + x5\sin(o13 + y5(\cos(o13 - 1) - y6\sin(o13 - 1))) &= y13d \\ x4(\cos(b13d - 1) - y4\sin(b13d + x6(\cos(o13 - 1) - y6\sin(o13 - 1))) &= x13d \\ x4\sin(b13d + y4(\cos(b13d - 1) + x6\sin(o13 + y6(\cos(o13 - 1) - y6\sin(o13 - 1))) &= y13d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x2(\cos(b14e - 1) - y2\sin(b14e + x5(\cos(o14 - 1) - y5\sin(o14 - 1))) &= x14d \\ x2\sin(b14e + y2(\cos(b14e - 1) + x5\sin(o14 + y5(\cos(o14 - 1) - y6\sin(o14 - 1))) &= y14d \\ x4(\cos(b14d - 1) - y4\sin(b14d + x6(\cos(o14 - 1) - y6\sin(o14 - 1))) &= x14d \\ x4\sin(b14d + y4(\cos(b14d - 1) + x6\sin(o14 + y6(\cos(o14 - 1) - y6\sin(o14 - 1))) &= y14d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x2(\cos(b15e - 1) - y2\sin(b15e + x5(\cos(o15 - 1) - y5\sin(o15 - 1))) &= x15d \\ x2\sin(b15e + y2(\cos(b15e - 1) + x5\sin(o15 + y5(\cos(o15 - 1) - y6\sin(o15 - 1))) &= y15d \\ x4(\cos(b15d - 1) - y4\sin(b15d + x6(\cos(o15 - 1) - y6\sin(o15 - 1))) &= x15d \\ x4\sin(b15d + y4(\cos(b15d - 1) + x6\sin(o15 + y6(\cos(o15 - 1) - y6\sin(o15 - 1))) &= y15d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x2(\cos(b16e - 1) - y2\sin(b16e + x5(\cos(o16 - 1) - y5\sin(o16 - 1))) &= x16d \\ x2\sin(b16e + y2(\cos(b16e - 1) + x5\sin(o16 + y5(\cos(o16 - 1) - y6\sin(o16 - 1))) &= y16d \\ x4(\cos(b16d - 1) - y4\sin(b16d + x6(\cos(o16 - 1) - y6\sin(o16 - 1))) &= x16d \\ x4\sin(b16d + y4(\cos(b16d - 1) + x6\sin(o16 + y6(\cos(o16 - 1) - y6\sin(o16 - 1))) &= y16d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x2(\cos(b17e - 1) - y2\sin(b17e + x5(\cos(o17 - 1) - y5\sin(o17 - 1))) &= x17d \\ x2\sin(b17e + y2(\cos(b17e - 1) + x5\sin(o17 + y5(\cos(o17 - 1) - y6\sin(o17 - 1))) &= y17d \\ x4(\cos(b17d - 1) - y4\sin(b17d + x6(\cos(o17 - 1) - y6\sin(o17 - 1))) &= x17d \\ x4\sin(b17d + y4(\cos(b17d - 1) + x6\sin(o17 + y6(\cos(o17 - 1) - y6\sin(o17 - 1))) &= y17d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} x2(\cos(b18e - 1) - y2\sin(b18e + x5(\cos(o18 - 1) - y5\sin(o18 - 1))) &= x18d \\ x2\sin(b18e + y2(\cos(b18e - 1) + x5\sin(o18 + y5(\cos(o18 - 1) - y6\sin(o18 - 1))) &= y18d \\ x4(\cos(b18d - 1) - y4\sin(b18d + x6(\cos(o18 - 1) - y6\sin(o18 - 1))) &= x18d \\ x4\sin(b18d + y4(\cos(b18d - 1) + x6\sin(o18 + y6(\cos(o18 - 1) - y6\sin(o18 - 1))) &= y18d \end{aligned}$$

$$A := \text{find}(b13e, b13d, x13d, y13d, b14e, b14d, x14d, y14d, b15e, b15d, x15d, y15d, b16e, b16d, x16d, y16d, b17e, b17d, x17d, y17d, b18e, b18d, x18d, y18d)$$

$$\begin{aligned} b13e &= A_0 \quad b13d = A_1 \quad x13d = A_2 \quad y13d = A_3 \quad b14e = A_4 \quad b14d = A_5 \quad x14d = A_6 \quad y14d = A_7 \\ b15e &= A_8 \quad b15d = A_9 \quad x15d = A_{10} \quad y15d = A_{11} \quad b16e = A_{12} \quad b16d = A_{13} \quad x16d = A_{14} \quad y16d = A_{15} \\ b17e &= A_{16} \quad b17d = A_{17} \quad x17d = A_{18} \quad y17d = A_{19} \quad b18e = A_{20} \quad b18d = A_{21} \quad x18d = A_{22} \quad y18d = A_{23} \end{aligned}$$

$$a13e = ae + b13e \quad a14e = ae + b14e \quad a15e = ae + b15e$$

$$a13d = ad + b13d \quad a14d = ad + b14d \quad a15d = ad + b15d$$

$$a16e = ae + b16e \quad a17e = ae + b17e \quad a18e = ae + b18e$$

$$a16d = ad + b16d \quad a17d = ad + b17d \quad a18d = ae + b18d$$

•Cálculo das coordenadas dos pontos que descrevem a curva do CIR: (18 pontos)

$$\begin{aligned}
 & \text{xcir} := \left[\begin{array}{l}
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a0d) \cdot x_{Ob} - \tan(a0e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a0d) - \tan(a0e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a1d) \cdot x_{Ob} - \tan(a1e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a1d) - \tan(a1e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a2d) \cdot x_{Ob} - \tan(a2e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a2d) - \tan(a2e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a3d) \cdot x_{Ob} - \tan(a3e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a3d) - \tan(a3e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a4d) \cdot x_{Ob} - \tan(a4e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a4d) - \tan(a4e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a5d) \cdot x_{Ob} - \tan(a5e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a5d) - \tan(a5e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a6d) \cdot x_{Ob} - \tan(a6e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a6d) - \tan(a6e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a7d) \cdot x_{Ob} - \tan(a7e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a7d) - \tan(a7e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a8d) \cdot x_{Ob} - \tan(a8e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a8d) - \tan(a8e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a9d) \cdot x_{Ob} - \tan(a9e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a9d) - \tan(a9e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a10d) \cdot x_{Ob} - \tan(a10e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a10d) - \tan(a10e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a11d) \cdot x_{Ob} - \tan(a11e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a11d) - \tan(a11e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a12d) \cdot x_{Ob} - \tan(a12e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a12d) - \tan(a12e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a13d) \cdot x_{Ob} - \tan(a13e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a13d) - \tan(a13e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a14d) \cdot x_{Ob} - \tan(a14e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a14d) - \tan(a14e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a15d) \cdot x_{Ob} - \tan(a15e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a15d) - \tan(a15e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a16d) \cdot x_{Ob} - \tan(a16e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a16d) - \tan(a16e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a17d) \cdot x_{Ob} - \tan(a17e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a17d) - \tan(a17e)} \\
 \frac{y_{Oa} - y_{Ob} + \tan(a18d) \cdot x_{Ob} - \tan(a18e) \cdot x_{Oa}}{\tan(a18d) - \tan(a18e)}
 \end{array} \right] \\
 & \text{ycir} := \left[\begin{array}{l}
 y_{Oa} + \tan(a0e) \cdot (x_{cir_0} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a1e) \cdot (x_{cir_1} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a2e) \cdot (x_{cir_2} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a3e) \cdot (x_{cir_3} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a4e) \cdot (x_{cir_4} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a5e) \cdot (x_{cir_5} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a6e) \cdot (x_{cir_6} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a7e) \cdot (x_{cir_7} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a8e) \cdot (x_{cir_8} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a9e) \cdot (x_{cir_9} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a10e) \cdot (x_{cir_{10}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a11e) \cdot (x_{cir_{11}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a12e) \cdot (x_{cir_{12}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a13e) \cdot (x_{cir_{13}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a14e) \cdot (x_{cir_{14}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a15e) \cdot (x_{cir_{15}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a16e) \cdot (x_{cir_{16}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a17e) \cdot (x_{cir_{17}} - x_{Oa}) \\
 y_{Oa} + \tan(a18e) \cdot (x_{cir_{18}} - x_{Oa})
 \end{array} \right]
 \end{aligned}$$

- Cálculo das coordenadas dos pontos que descrevem a trajetória da perna

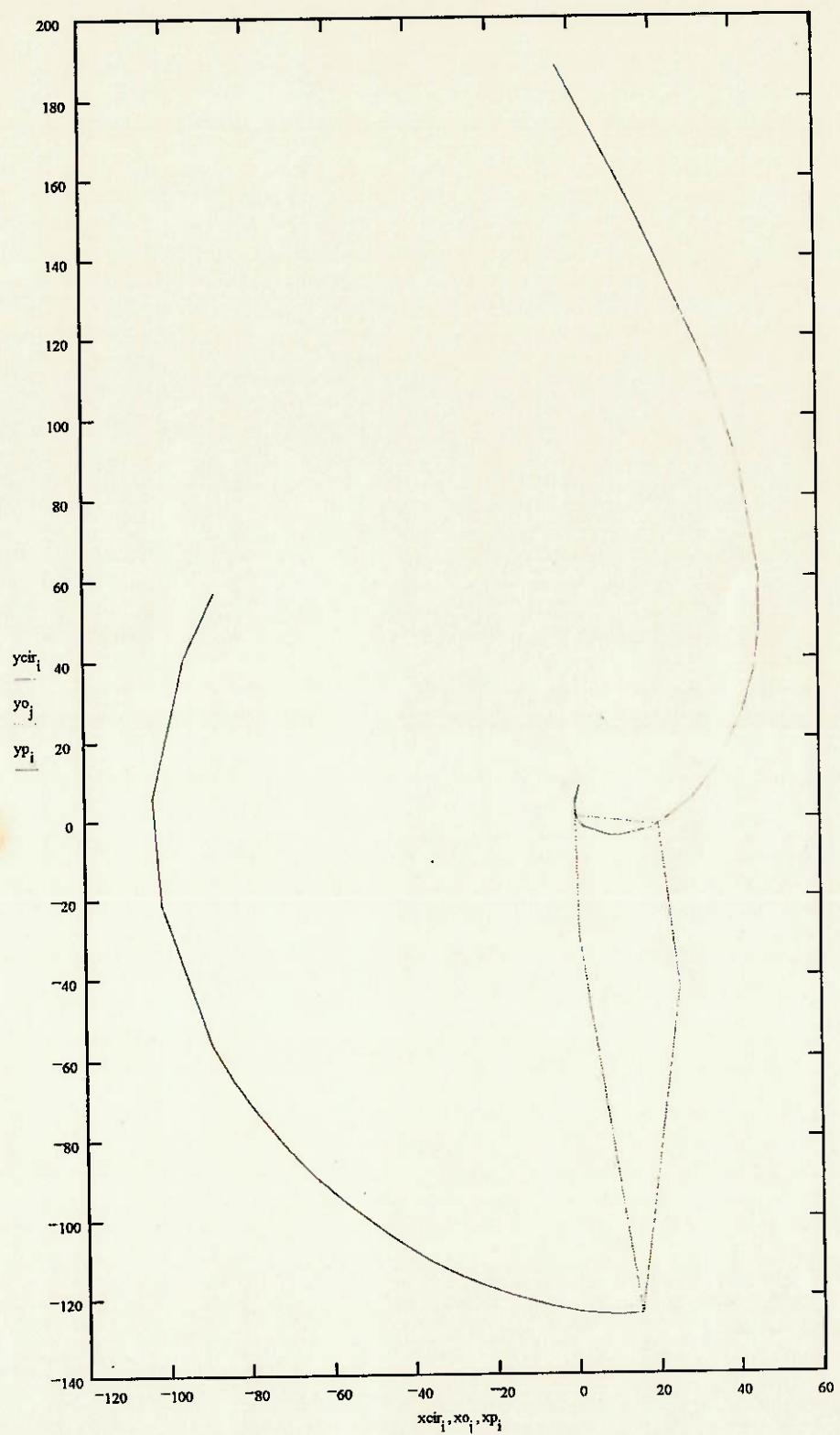
xp1	yp1
xp1 + x1d	yp1 + y1d
xp1 + x2d	yp1 + y2d
xp1 + x3d	yp1 + y3d
xp1 + x4d	yp1 + y4d
xp1 + x5d	yp1 + y5d
xp1 + x6d	yp1 + y6d
xp1 + x7d	yp1 + y7d
xp1 + x8d	yp1 + y8d
xp := xp1 + x9d	yp := yp1 + y9d
xp1 + x10d	yp1 + y10d
xp1 + x11d	yp1 + y11d
xp1 + x12d	yp1 + y12d
xp1 + x13d	yp1 + y13d
xp1 + x14d	yp1 + y14d
xp1 + x15d	yp1 + y15d
xp1 + x16d	yp1 + y16d
xp1 + x17d	yp1 + y17d
xp1 + x18d	yp1 + y18d

• Valor inicial do Centro Instantâneo de Rotação

$$x_{\text{cir}} = -3.127$$

$$ycir_0 = 187.645$$

- Graficamente, obtém-se:



Onde estão representados a curva do centro instantâneo de rotação, o mecanismo e a curva de movimento do ponto escolhido.

- Chegou-se aos resultados finais, obtendo-se β e coordenadas dos pontos do centro instâneo de rotação e as coordenadas dos pontos:

$$\begin{aligned}
 b1e \frac{180}{\pi} &= -6.623 \quad b2e \frac{180}{\pi} = -17.473 \quad b3e \frac{180}{\pi} = -26.499 \quad b4e \frac{180}{\pi} = -37.976 \quad b5e \frac{180}{\pi} = -44.667 \quad b6e \frac{180}{\pi} = -50.778 \\
 b1d \frac{180}{\pi} &= -5.141 \quad b2d \frac{180}{\pi} = -13.549 \quad b3d \frac{180}{\pi} = -20.484 \quad b4d \frac{180}{\pi} = -29.164 \quad b5d \frac{180}{\pi} = -34.127 \quad b6d \frac{180}{\pi} = -38.587 \\
 b7e \frac{180}{\pi} &= -59.083 \quad b8e \frac{180}{\pi} = -71.18 \quad b9e \frac{180}{\pi} = -81.685 \quad b10e \frac{180}{\pi} = -91.032 \quad b11e \frac{180}{\pi} = -99.506 \quad b12e \frac{180}{\pi} = -107.298 \\
 b7d \frac{180}{\pi} &= -44.516 \quad b8d \frac{180}{\pi} = -52.848 \quad b9d \frac{180}{\pi} = -59.758 \quad b10d \frac{180}{\pi} = -65.637 \quad b11d \frac{180}{\pi} = -70.746 \quad b12d \frac{180}{\pi} = -75.265 \\
 b13e \frac{180}{\pi} &= -114.54 \quad b14e \frac{180}{\pi} = -121.354 \quad b15e \frac{180}{\pi} = -145.384 \quad b16e \frac{180}{\pi} = -161.032 \quad b17e \frac{180}{\pi} = -179.589 \quad b18e \frac{180}{\pi} = -187.997 \\
 b13d \frac{180}{\pi} &= -79.326 \quad b14d \frac{180}{\pi} = -83.026 \quad b15d \frac{180}{\pi} = -95.478 \quad b16d \frac{180}{\pi} = -103.443 \quad b17d \frac{180}{\pi} = -113.401 \quad b18d \frac{180}{\pi} = -118.348
 \end{aligned}$$

$xcir =$	$ycir =$	$xp =$	$yp =$
-3.127	187.645	15	-124.8
15.117	152.323	9.88	-124.896
33.162	111.826	0.988	-124.195
41.256	86.324	-6.755	-122.774
45.395	60.195	-16.9	-119.851
45.413	47.502	-22.916	-117.565
44.246	37.36	-28.452	-115.1
41.275	25.663	-36.011	-111.166
35.073	12.61	-47.033	-104.193
28.837	4.707	-56.535	-96.879
23.236	-0.031	-64.847	-89.309
18.433	-2.771	-72.168	-81.511
14.406	-4.225	-78.62	-73.498
11.074	-4.836	-84.277	-65.278
8.338	-4.892	-89.18	-56.861
1.766	-2.47	-101.577	-21.644
-0.104	0.287	-103.399	5.501
-0.094	3.932	-96.038	40.526
0.971	7.861	-88.367	56.701

- Com o mecanismo definido, pode-se definir também uma possível configuração do conjunto prótese e perna, o que possibilitou o cálculo da curva que descreve o centro de gravidade desta perna, aplicando-se o mesmo método já descrito.

O centro de gravidade do conjunto é calculado por:

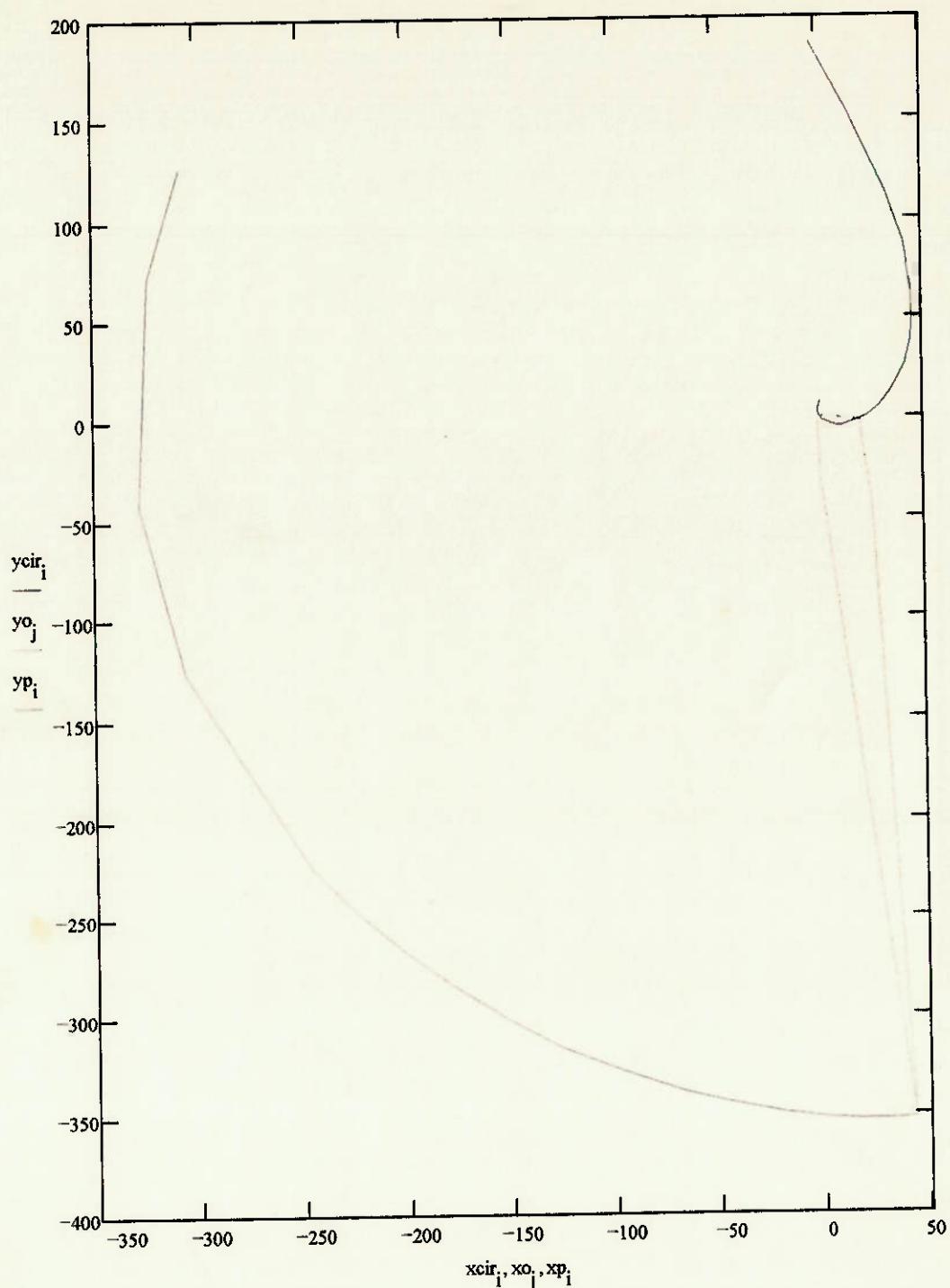
Cálculo do Centro de Gravidade da Prótese de Perna					
	X	Z	Massa (g)		
Joelho	8.740	-67.648	150.000	1311.000	-10147.200
Perna	12.750	-292.353	50.000	637.500	-14617.650
Pé	66.392	-505.632	300.000	19917.600	-151689.600
				X cg	Zcg
				43.732	-352.909

Portanto, são dados os seguintes valores:

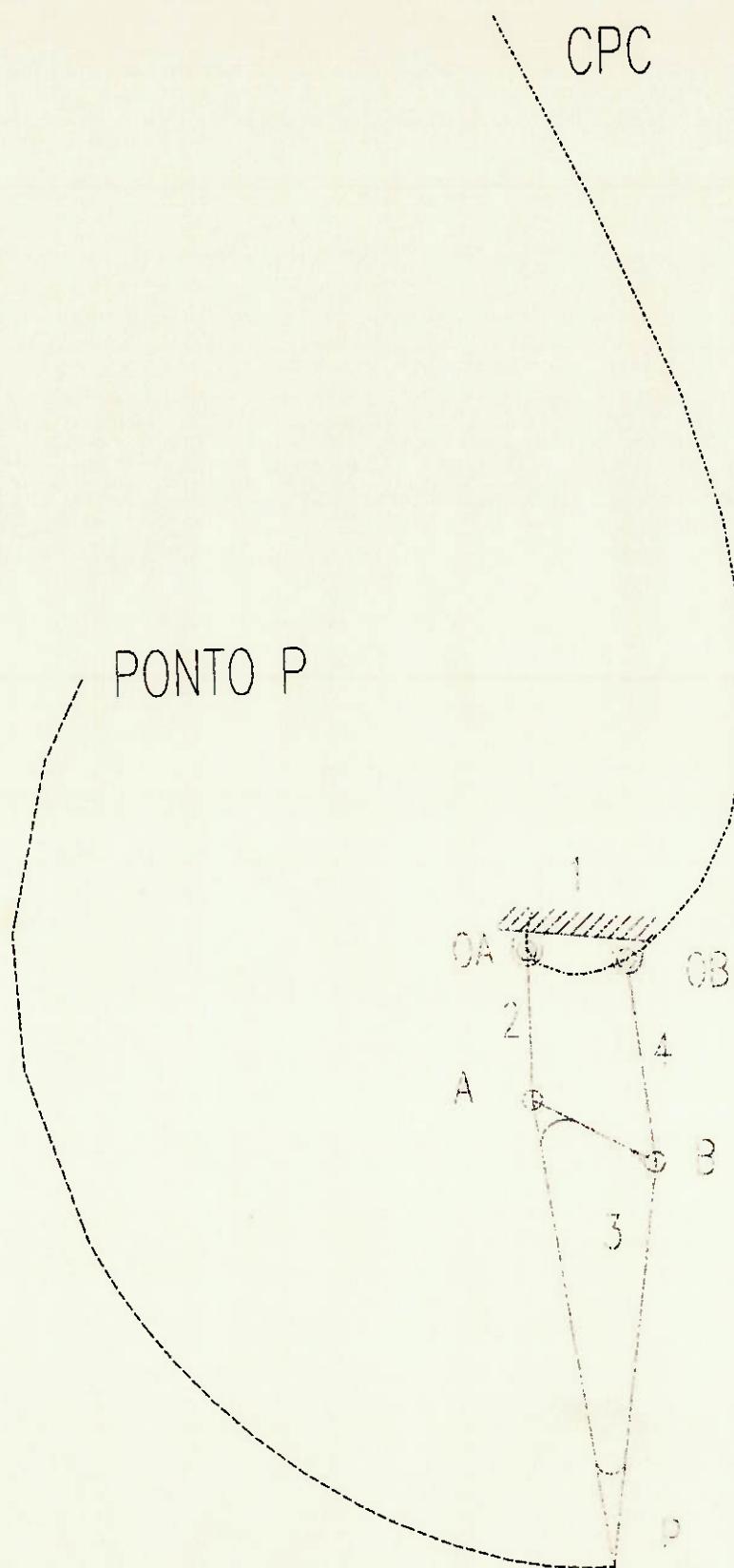
$$\begin{aligned}
 x2 &:= 0.5 & x4 &:= 5 & xOa &:= 0 & xOb &:= 20 & xp1 &:= 43.732 \\
 y2 &:= -30 & y4 &:= -41 & yOa &:= 0 & yOb &:= -2 & yp1 &:= -352.909 \\
 y5 &:= yp1 - yOa - y2 & x5 &:= xp1 - xOa - x2 & & & y5 &:= -322.909 & x5 &:= 43.232 \\
 y6 &:= yp1 - yOb - y4 & x6 &:= xp1 - xOb - x4 & & & y6 &:= -309.909 & x6 &:= 18.732
 \end{aligned}$$

Chega-se aos seguintes resultados:

$$\begin{array}{ll}
 xp = \begin{bmatrix} 43.732 \\ 34.627 \\ 17.742 \\ 1.986 \\ -20.195 \\ -34.231 \end{bmatrix} & yp = \begin{bmatrix} -352.909 \\ -353.472 \\ -353.495 \\ -352.52 \\ -349.739 \\ -347.198 \end{bmatrix} \\
 & \begin{bmatrix} -47.774 \\ -67.297 \\ -98.051 \\ -126.898 \\ -154.019 \\ -179.47 \\ -203.236 \\ -225.258 \\ -245.453 \\ -306.103 \\ -328.136 \\ -323.811 \\ -307.247 \end{bmatrix} \\
 & \begin{bmatrix} -344.198 \\ -338.938 \\ -328.373 \\ -315.759 \\ -301.223 \\ -284.847 \\ -266.709 \\ -246.892 \\ -225.497 \\ -126.661 \\ -43.002 \\ 71.812 \\ 127.064 \end{bmatrix}
 \end{array}$$



Finalmente chega-se ao seguinte mecanismo:



10) DETERMINAÇÃO DAS FORÇAS ATUANTES NO CENTRO DE GRAVIDADE DA PESSOA E NAS BARRAS

A determinação das forças atuantes no passo de uma pessoa é um processo basicamente matemático, onde, através de análises, será determinado o valor da segunda derivada das sucessivas posições ocupadas pelo centro de gravidade da pessoa. Ao determinar o valor da derivada segunda, chega-se ao valor da aceleração do centro de gravidade do corpo humano ao caminhar com velocidade constante.

Foram adotados basicamente três métodos para a determinação da aceleração com base numa tabela discreta de dados.

- Processo da Derivação Discreta
- Método dos Splines Cúbicos
- Ajuste das Curvas por Regressão Polinomial e Equação Senoidal

O método da derivação discreta consiste em se admitir as posições e calcular a velocidade no trecho imediatamente anterior e posterior ao ponto, e sabendo a variação dessas velocidades chega-se ao valor da aceleração no ponto desejado.

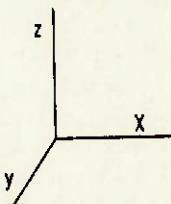
A velocidade entre o ponto anterior e o ponto em estudo é dada por $v = \frac{P - P_{-1}}{\Delta t}$, e entre o ponto de estudo e o ponto imediatamente posterior é $v = \frac{P_{+1} - P}{\Delta t}$ e, portanto, a aceleração pode ser calculada por $a = \frac{P_{+1} - 2.P + P_{-1}}{\Delta t^2}$.

O método dos Splines Cúbicos consiste numa regressão polinomial onde chega-se à melhor aproximação aos pontos por meio de uma equação polinomial no software utilizado (MathCad 4.0), ao fornecer os dados é fornecido o valor da derivada segunda desses pontos, que podem ser usados para futuras interpolações.

O terceiro e último método consiste em se determinar uma curva que interpole os pontos da melhor forma possível respeitando as características do movimento. Ao fazer a interpolação com base em equações, tem-se a

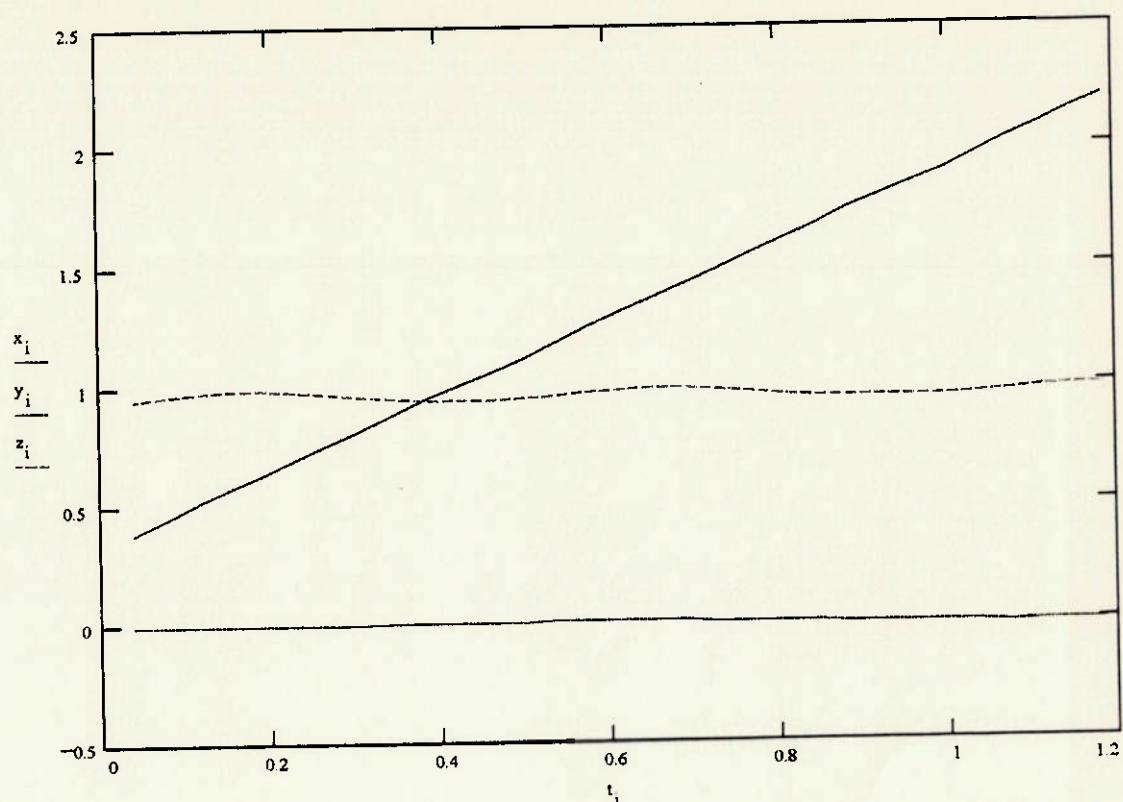
possibilidade de chegar à derivada segunda dessas equações e, portanto, determinar o valor das acelerações nos pontos desejados.

Os dados que mostram as posições do centro de gravidade, assim como o tempo onde ocorrem, estão mostrados nos vetores abaixo, onde as coordenadas representam:



$t :=$	$x :=$	$y :=$	$z :=$
0.03833	0.3853	-0.0086	0.9512
0.07666	0.4489	-0.0089	0.9632
0.11499	0.5125	-0.0084	0.975
0.15332	0.574	-0.0077	0.9828
0.19165	0.6354	-0.0071	0.9847
0.22998	0.6958	-0.0065	0.9807
0.26831	0.7554	-0.0056	0.9712
0.30664	0.8192	-0.0046	0.9585
0.34497	0.8824	-0.0025	0.9493
0.3833	0.9457	-0.0006	0.9425
0.45996	1.0516	0.0017	0.9436
0.49829	1.112	0.0021	0.9476
0.53662	1.1759	0.0047	0.9562
0.57495	1.241	0.0059	0.9697
0.61328	1.2981	0.0059	0.9797
0.65161	1.361	0.0054	0.9858
0.68994	1.4192	0.0042	0.9853
0.72827	1.4813	0.0034	0.9795
0.7666	1.5419	0.002	0.9699
0.80493	1.6021	0.0004	0.9595
0.84326	1.6644	-0.0027	0.9518
0.88159	1.7284	-0.0071	0.9461
0.95825	1.8351	-0.0056	0.9456
0.99658	1.8921	-0.0082	0.9496
1.03491	1.9585	-0.0103	0.9563
1.07324	2.0249	-0.0111	0.9668
1.11157	2.084	-0.0106	0.976
1.1499	2.1434	-0.0094	0.9828
1.18823	2.2002	-0.0083	0.9832

Os dados podem ser melhor observados no gráfico abaixo:



No cálculo das forças é considerado apenas o intervalo entre 0.42 e 0.92 que correspondem a um ciclo completo de passo de uma perna quando ela está em contato com o chão e portanto sofre alguma forma de reação.

10.1) DESCRIÇÃO DO MÉTODO DE DERIVAÇÃO DISCRETA

Utilizando o método de derivadas discretas chega-se aos seguintes resultados na aceleração:

Cálculo Da Aceleração Através do Método Discreto							
Fases do Passo	Tempo	x	y	z	ax	ay	az
1	0.038	0.385	-0.009	0.951			
2	0.077	0.449	-0.009	0.963	0.000	0.545	-0.136
3	0.115	0.513	-0.008	0.975	-1.429	0.136	-2.723
4	0.153	0.574	-0.008	0.983	-0.068	-0.068	-4.016
5	0.192	0.635	-0.007	0.985	-0.681	0.000	-4.016
6	0.230	0.696	-0.007	0.981	-0.545	0.204	-3.744
7	0.268	0.755	-0.006	0.971	2.859	0.068	-2.178
8	0.307	0.819	-0.005	0.959	-0.408	0.749	2.382
9	0.345	0.882	-0.003	0.949	0.068	-0.136	1.634
10	0.383	0.946	-0.001	0.943	-12.932	-0.204	4.765
11	0.422	0.990	0.001	0.943	11.775	-0.613	0.476
12	0.460	1.052	0.002	0.944	-0.817	-0.204	2.110
13	0.498	1.112	0.002	0.948	2.382	1.497	3.131
14	0.537	1.176	0.005	0.956	0.817	-0.953	3.335
15	0.575	1.241	0.006	0.970	-5.445	-0.817	-2.382
16	0.613	1.298	0.006	0.980	3.948	-0.340	-2.655
17	0.652	1.361	0.005	0.986	-3.199	-0.476	-4.492
18	0.690	1.419	0.004	0.985	2.655	0.272	-3.607
19	0.728	1.481	0.003	0.980	-1.021	-0.408	-2.586
20	0.767	1.542	0.002	0.970	-0.272	-0.136	-0.545
21	0.805	1.602	0.000	0.960	1.429	-1.021	1.838
22	0.843	1.664	-0.003	0.952	1.157	-0.885	1.361
23	0.882	1.728	-0.007	0.946	-15.247	3.403	3.675
24	0.920	1.770	-0.007	0.946	15.995	0.204	0.068
25	0.958	1.835	-0.006	0.946	-5.513	-2.382	2.859
26	0.997	1.892	-0.008	0.950	6.398	0.340	1.838
27	1.035	1.959	-0.010	0.956	0.000	0.885	2.586
28	1.073	2.025	-0.011	0.967	-4.969	0.885	-0.885
29	1.112	2.084	-0.011	0.976	0.204	0.476	-1.634
30	1.150	2.143	-0.009	0.983	-1.770	-0.068	-4.356
31	1.188	2.200	-0.008	0.983			

Obs.: Os valores das Posições 11 e 24 foram determinados por interpolação entre os pontos próximos devido à sua necessidade no prosseguimento dos cálculos.

Os gráficos mostrando as acelerações nas direções X, Y e Z estão ao final desta seção de cálculo de forças.

10.2) DESCRIÇÃO DO MÉTODO DOS SPLINES CÚBICOS

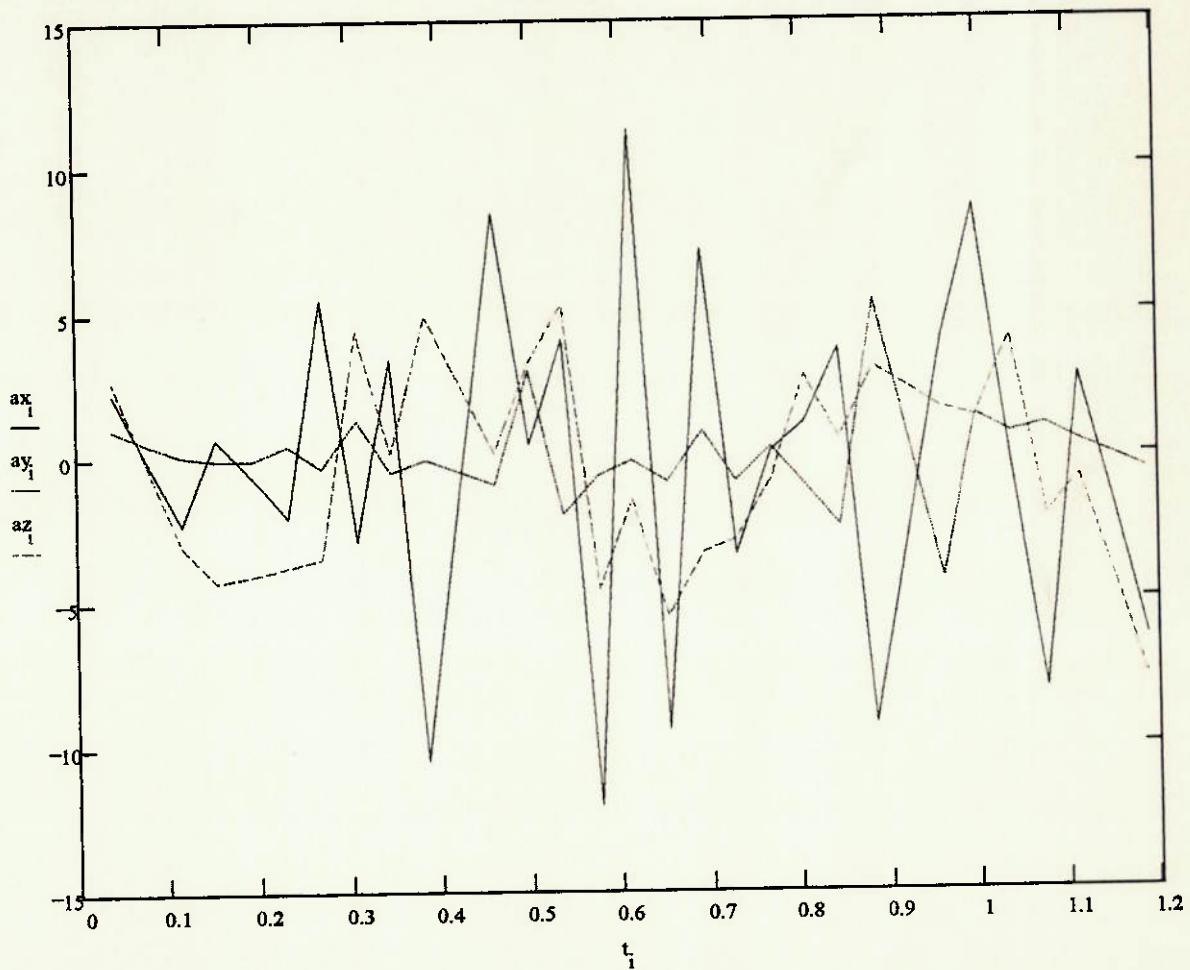
O método dos Splines Cúbicos é um processo feito com o auxílio do MathCad 4.0, onde serão mostrados os passos necessários e executados para a obtenção dos resultados finais.

Como primeira etapa são calculados os valores dos splines das posições no tempo, usando os dados das posições do centro de gravidade.

- Cálculo dos Splines:

```
ax := cspline(t, x)
ay := cspline(t, y)
az := cspline(t, z)
```

Surge a possibilidade e a necessidade de se traçar os gráficos com os valores dos splines encontrados para visualizar os resultados.



Pode-se realizar a interpolação dos splines cúbicos no tempo de forma a se obter as curvas de posição num domínio menos discretizado; neste caso foi utilizado o intervalo de 0 a 1.2s, com intervalos sucessivos de 0.01s.

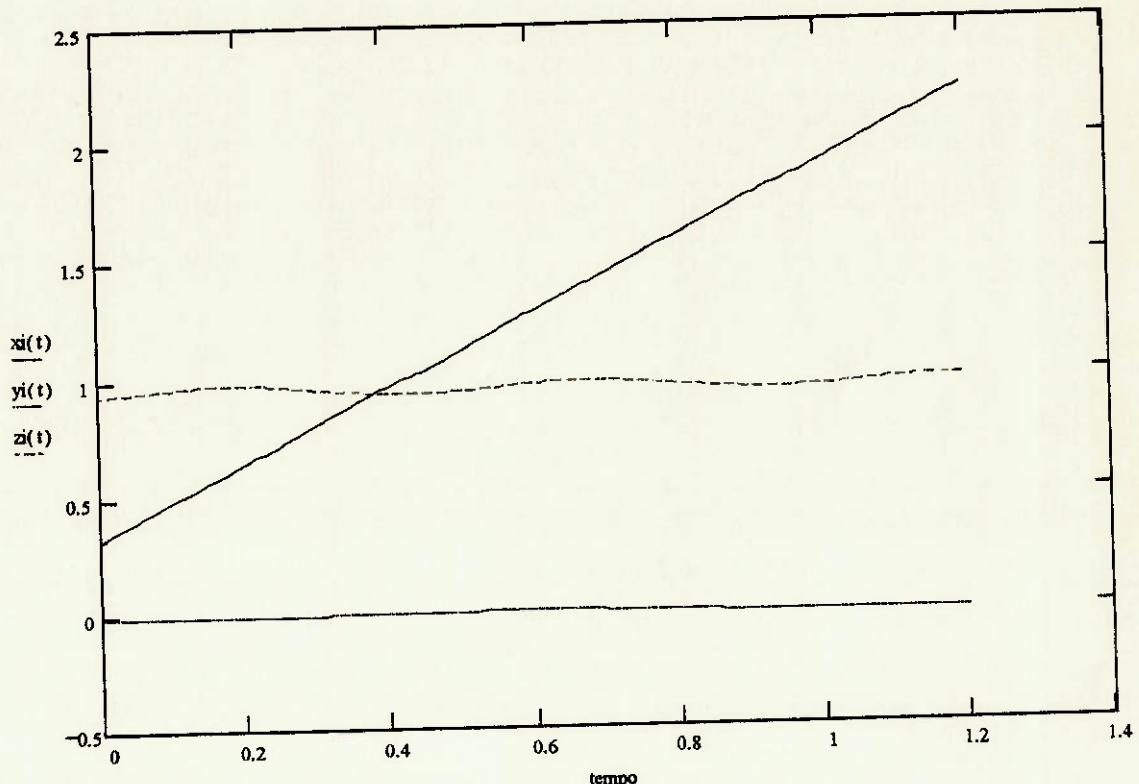
- Interpolação:

```

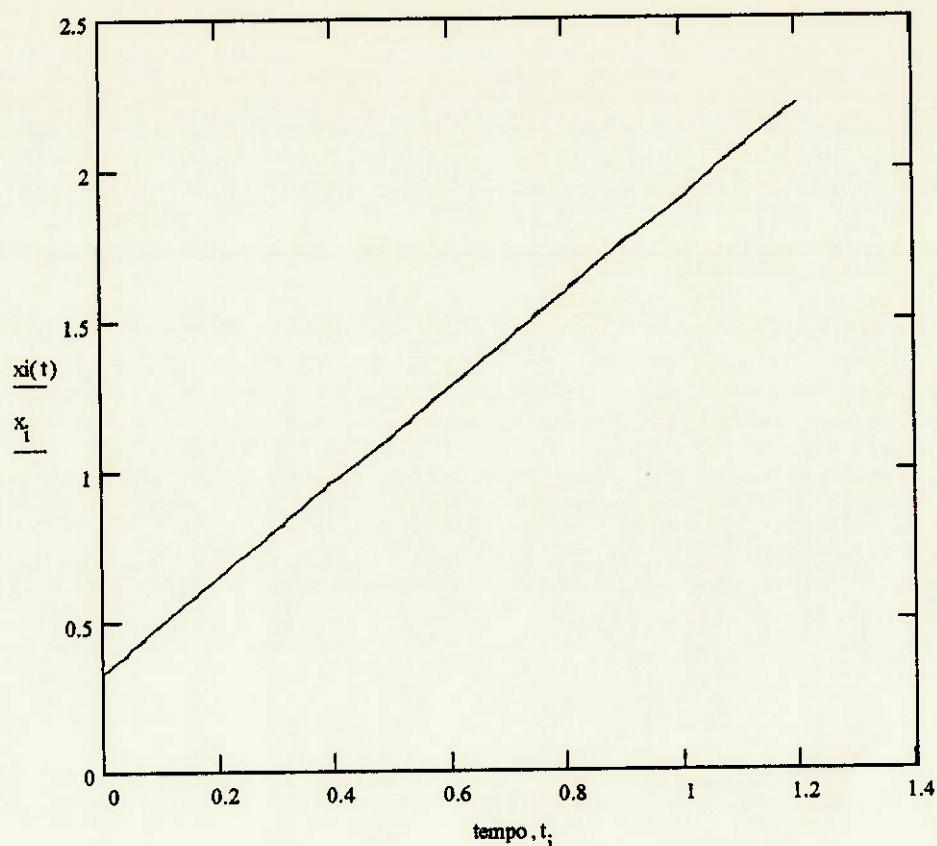
tempo := 0, 0.01, 1.2
xi(t) := interp(ax, t, x, tempo)
yi(t) := interp(ay, t, y, tempo)
zi(t) := interp(az, t, z, tempo)

```

As curvas obtidas por meio de splines cúbicos são vistas abaixo

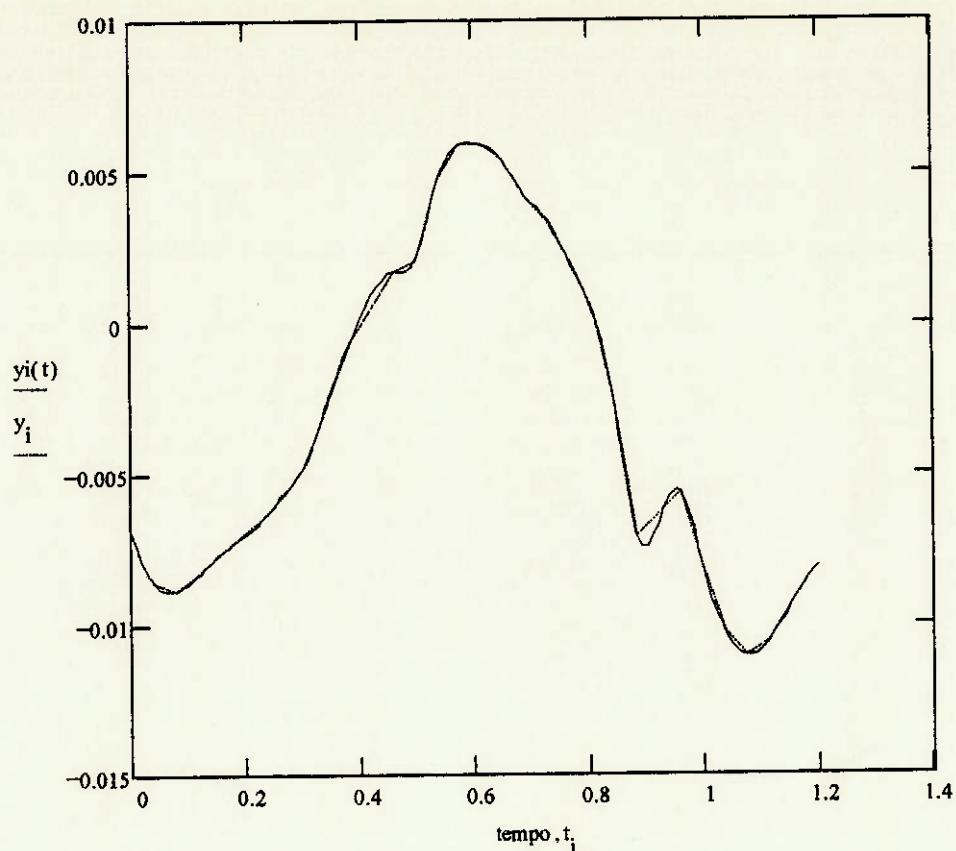


O próximo gráfico mostra a comparação entre um gráfico da curva de posições X das posições discretas dos valores do centro de gravidade e a interpolação obtida através dos splines cúbicos.



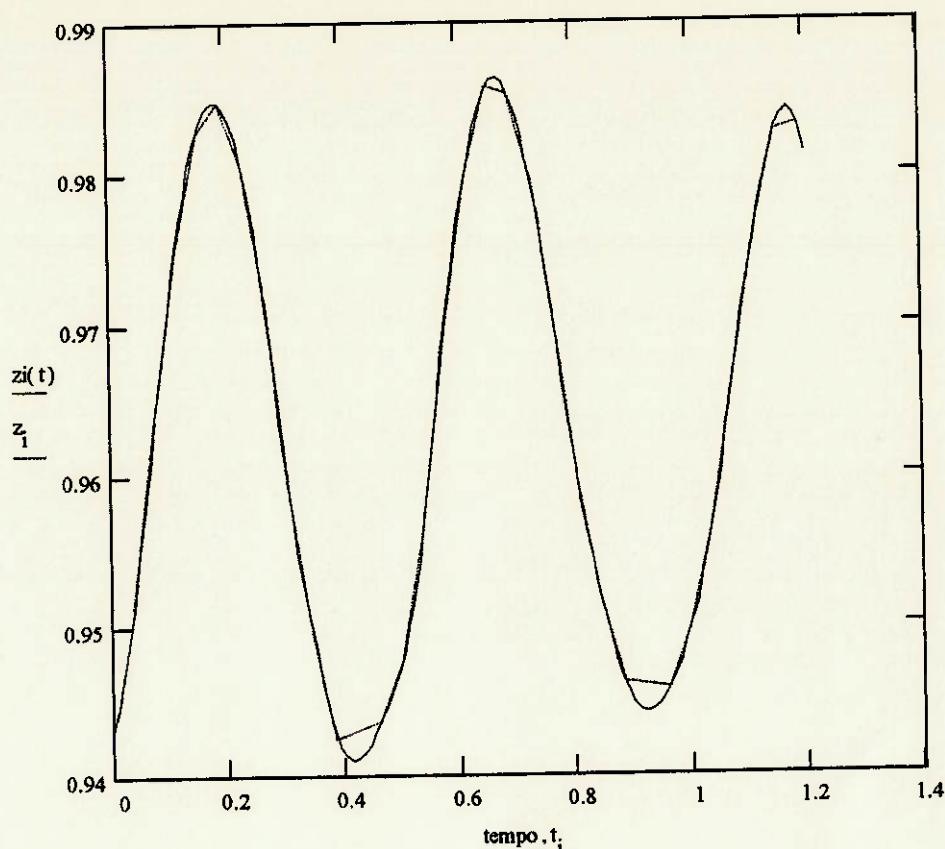
Nota-se que não existem diferenças perceptíveis entre o comportamento das duas curvas, tornando essa aproximação aceitável em termos de valores da direção X.

A comparação entre as curvas na direção Y obtidas por meio de splines cúbicos e pelo método discreto é mostrada abaixo:



Nestas curvas podem ser notadas algumas diferenças, mas de modo geral trata-se de uma aproximação bastante boa.

A próxima comparação a ser feita é dos valores das posições discretas na direção Z e do gráfico obtido por meio de splines cúbicos.



Neste gráfico também existe uma boa aproximação, com pouca variação em se comparando com a curva discreta.

Sendo concluído que a aproximação é satisfatória, deve ser calculado agora o spline cúbico da aceleração de modo a gerar a curva que representa a aceleração. Na determinação dos splines cúbicos da aceleração será utilizado o mesmo vetor de tempo utilizado no cálculo do spline cúbico das posições, e na obtenção da curva das acelerações será utilizado o mesmo intervalo de tempo usado na geração da curva das posições

- Cálculo do Spline Cúbico das Acelerações e Interpolação

```

aax := cspline(t, ax)      ax(t) := interp(aax, t, ax, tempo)
aay := cspline(t, ay)      ay(t) := interp(aay, t, ay, tempo)
aaz := cspline(t, az)      az(t) := interp(aaz, t, az, tempo)

```

Onde:

- a_{ax} , a_{ay} e a_{az} representam os splines cúbicos;
- a_{xi} , a_{yi} , a_{zi} são a interpolação dos splines cúbicos no intervalo entre

1 e 1.2s

Foi gerado, portanto, o gráfico das acelerações, entretanto os resultados serão exibidos em conjunto com os resultados obtidos através do método da interpolação usando equações.

10.3) DESCRIÇÃO DO MÉTODO DAS EQUAÇÕES

Será mostrado agora o procedimento para a obtenção e análise das curvas por meio de equações. Os cálculos serão feitos apenas para os valores na direção X e Z, que são os valores utilizados na determinação das forças atuantes nas barras.

Para a variável na direção Z, devido ao movimento claramente senoidal, foi proposta uma equação do tipo:

$$E(t) = E_0 + a \cdot \cos(\omega t + \alpha)$$

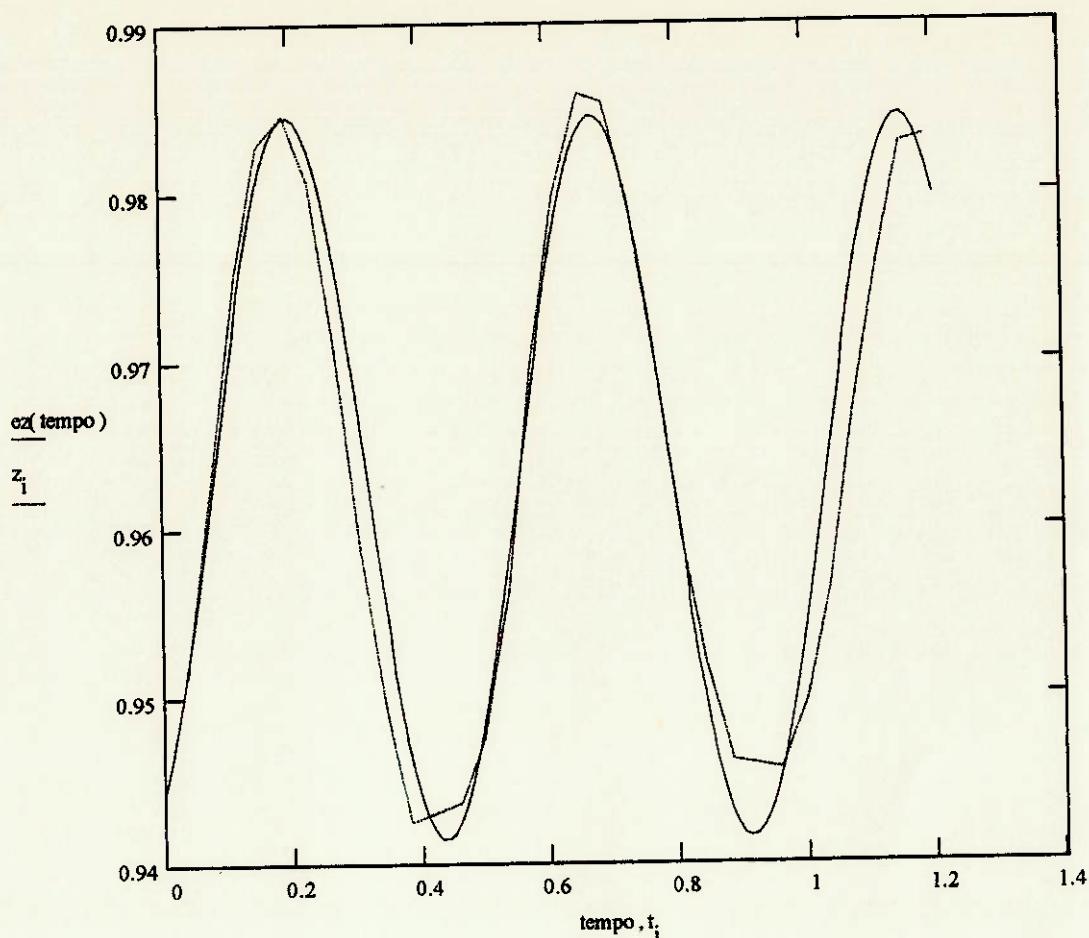
Onde:

- E_0 representa o valor médio entre os valores de pico da coordenada Z discreta;
- a reflete a amplitude do movimento;
- ω define a frequência do movimento;
- α define o atraso em relação a posição inicial.

A equação pode então ser definida como:

$$ez(t) := 0.963 + 0.0215 \cos\left(2 \cdot \frac{\pi}{0.475} \cdot t - 2.623\right)$$

O gráfico abaixo mostra a comparação entre as posições discretas e a equação gerada:



Nota-se claramente que existem algumas, mas poucas, discrepâncias que permitem assumir esta aproximação como verdadeira.

Sendo determinada a derivada segunda da equação que descreve o movimento na direção Z, chega-se ao valor da aceleração.

Fazendo a derivação e simplificando o resultado:

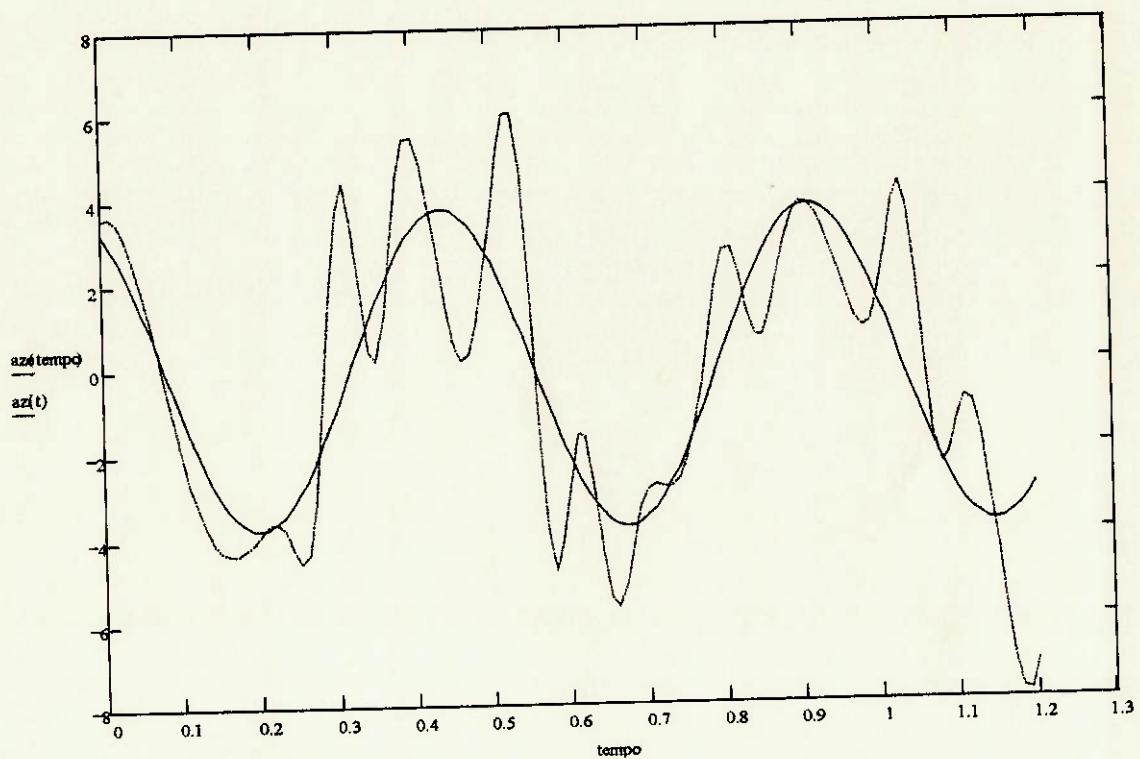
- Derivação e Simplificação:

$$\begin{aligned}
 & \frac{d}{dt} \frac{d}{dt} \left(0.963 + 0.0215 \cos \left(2 \frac{\pi}{0.475} t - 2.623 \right) \right) \\
 & - 3.8116 \cos(4.210\pi \cdot t - 2.623) \cdot \pi^2 \\
 & - 3.761 \cos(13.227t - 2.623)
 \end{aligned}$$

$$aze(t) := -3.761 \cos(13.227t - 2.623)$$

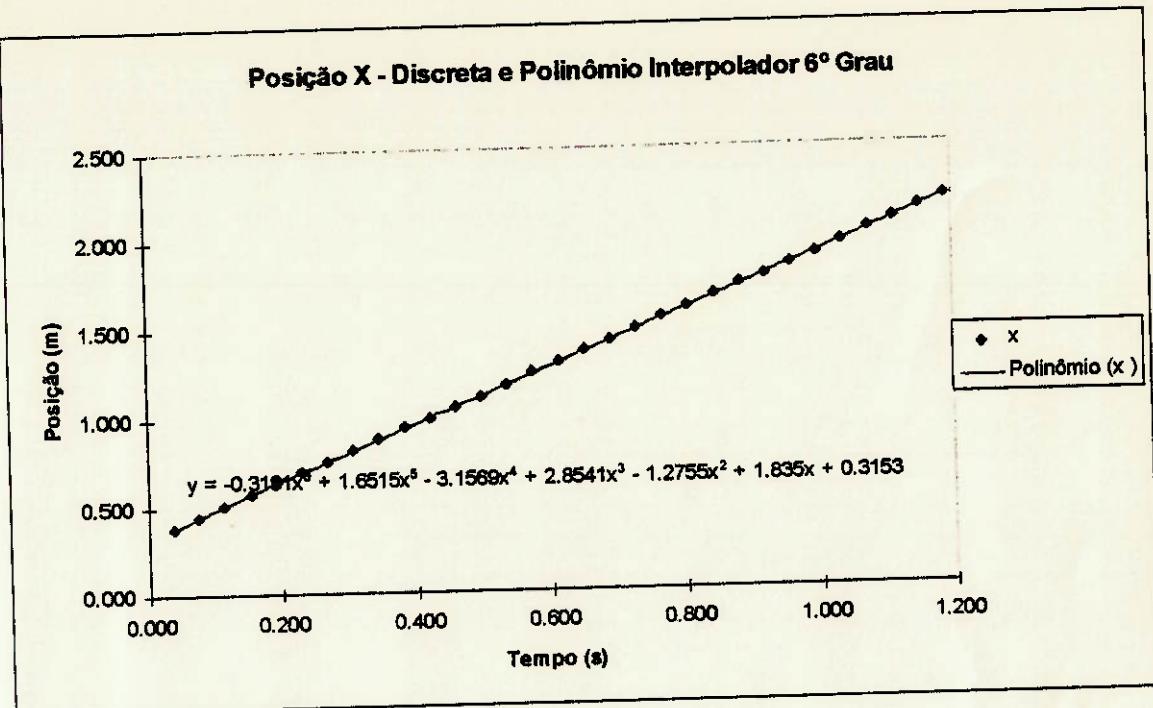
A equação da aceleração é mostrada acima.

A comparação entre a aproximação por splines cúbicos e a utilização de equações pode ser observada no gráfico abaixo, onde aze representa a aceleração obtida por meio de equação e azi mostra os valores de splines cúbicos.



A análise do gráfico permite observar algumas discrepâncias que serão admitidas como particularidades dos métodos de obtenção dos resultados.

Para se chegar a uma curva que descreva os pontos na direção X, foi proposta uma curva obtida por meio de regressão polinomial de 6º grau.



Pode-se observar que se trata de uma boa aproximação.

Ao ser realizada a derivação chega-se à equação que descreve a aceleração.

- Derivada Segunda da equação polinomial na direção X:

$$\begin{aligned}
 & \frac{d}{dt} \left(-0.3191t^6 + 1.6515t^5 - 3.1569t^4 + 2.8541t^3 - 1.2755t^2 + 1.835t + 0.3153 \right) \\
 & - 9.573t^4 + 33.03t^3 - 37.8828t^2 + 17.1246t - 2.551 \\
 & \text{ax}(t) := -9.573t^4 + 33.03t^3 - 37.8828t^2 + 17.1246t - 2.551 \\
 & \int_{0.03833311}^{0.03833326} -9.573t^4 + 33.03t^3 - 37.8828t^2 + 17.1246t - 2.551 dt = -0.009
 \end{aligned}$$

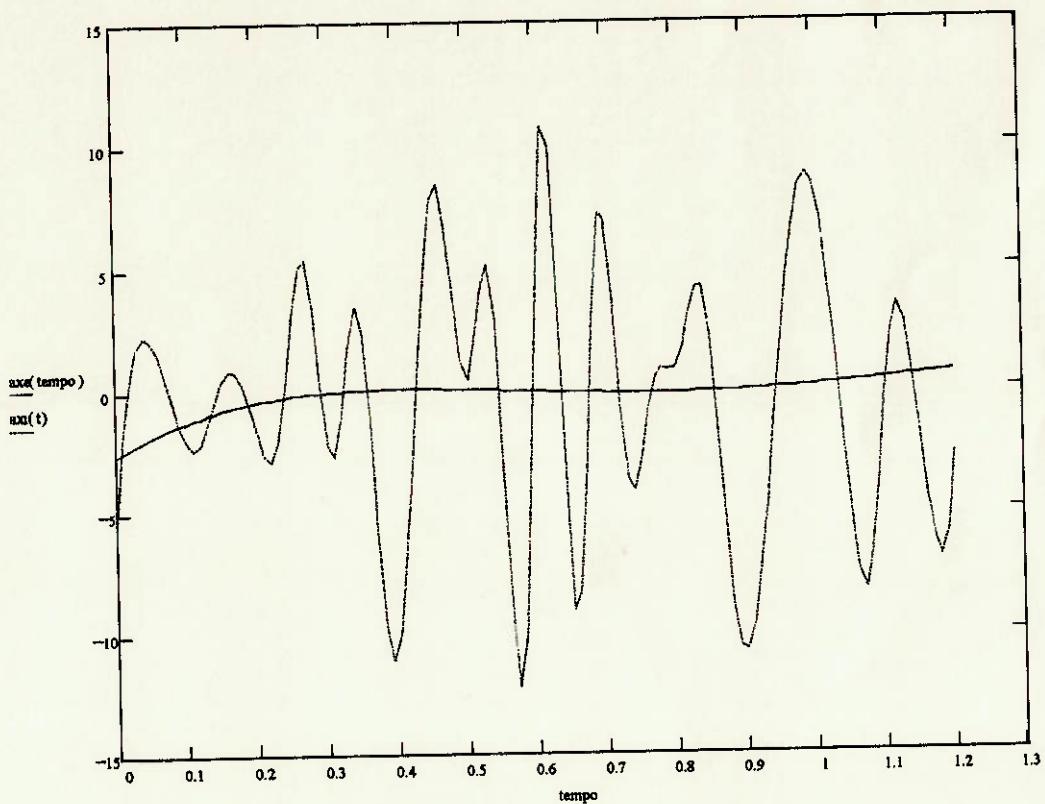
Na solução apresentada acima existe a integração da equação da aceleração entre os pontos em que ocorre o contato do pé com o chão e o ponto em que ocorre o descolamento. A integração neste período mostra a variação da velocidade entre esses dois pontos. Na verdade, o resultado desta integral deve ser zero, já que está sendo mostrado um caminhar com velocidade constante. Entretanto, é observada uma variação de velocidade de $\Delta V = -0.009$ m/s, o que pode ser considerado um valor muito pequeno e próximo de zero levando em

consideração as aproximações que foram efetuadas e sendo desprezível em relação à velocidade do passo, que pode ser considerada como a variação do espaço entre o primeiro momento e o último.

• **Velocidade:**

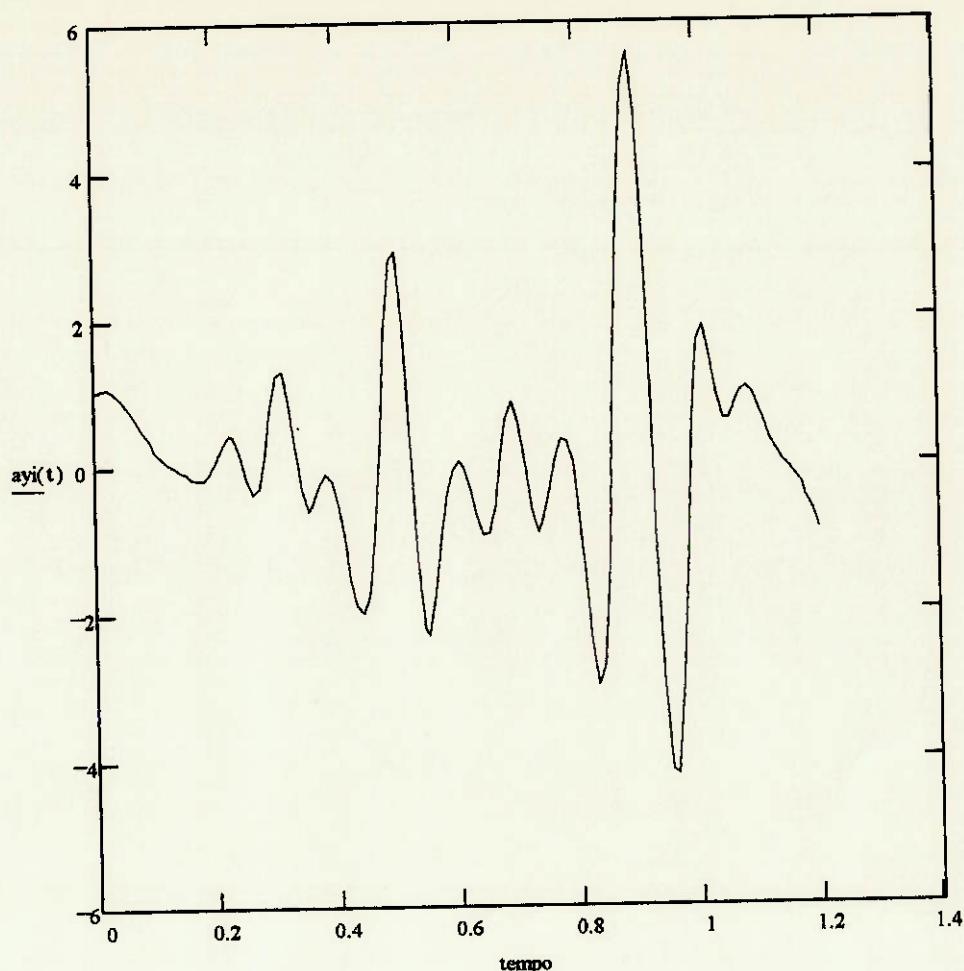
$$V := \frac{2.2002 - 0.3853}{1.18823 - 0.03832}$$

$$V = 1.578$$



Nota-se claramente que existem grandes diferenças, que são devidas ao processo de cálculo.

O gráfico representando o valor da aceleração em Y, originado por meio de splines cúbicos, pode ser visto abaixo.



Este gráfico, como os outros gerados por meio de splines cúbicos, mostra grandes oscilações, entretanto os seus valores serão utilizados no processo de cálculo das forças.

Pode-se agora calcular a força atuante em cada direção dos eixos, sendo considerado um peso corporal de 100 kg, e já somando o valor da reação ao peso corporal na direção z.

Foi também determinado o vetor que contém os valores de tempo em que será efetuado o estudo, ou seja, entre a 11 e a 24 posição.

- Cálculo das forças atuantes no centro de gravidade através do Método dos Splines Cúbicos e da Interpolação por Equação.

```

i := 11..26
T := 11-0.03833 12-0.03833 26-0.03833

axi(t) := interp(aax, i, ax, T)
ayi(t) := interp(aay, i, ay, T)
azi(t) := interp(aaz, i, az, T)

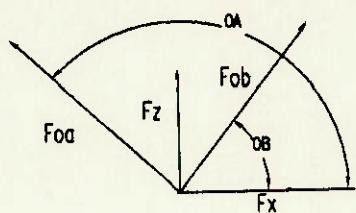
fxi(t) := 100 axi(t)
fxo(t) := 100 axo(t)

fyi(t) := 100 ayi(t)

fzi(t) := 100 azi(t) + 100*9.81

```

Tendo por base as forças calculadas, pode-se determinar as reações de apoio na direção das barras, considerando exclusivamente o equilíbrio das forças nas direções X e Z.



No equilíbrio tem-se que:

$$Fz + Foa \cdot \sin(OA) + Fob \cdot \sin(OB) = 0$$

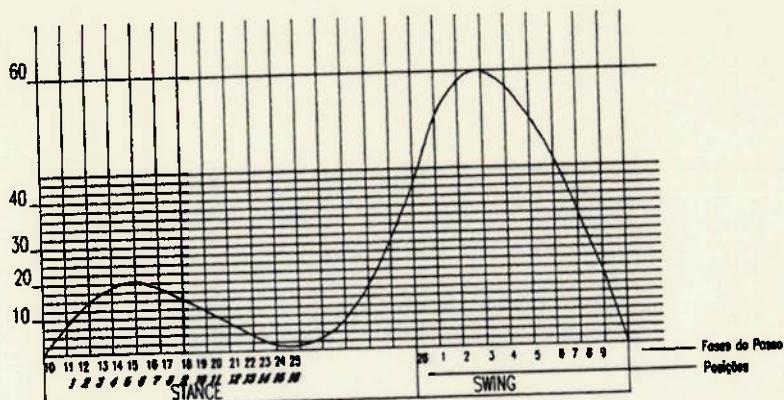
$$Fx + Foa \cdot \cos(OA) + Fob \cdot \cos(OB) = 0$$

Resolvendo chega-se a:

$$Fob = \frac{Fz - Fx \cdot \tan(Oa)}{\tan(Oa) \cdot \cos(Ob) + \sin(Ob)}$$

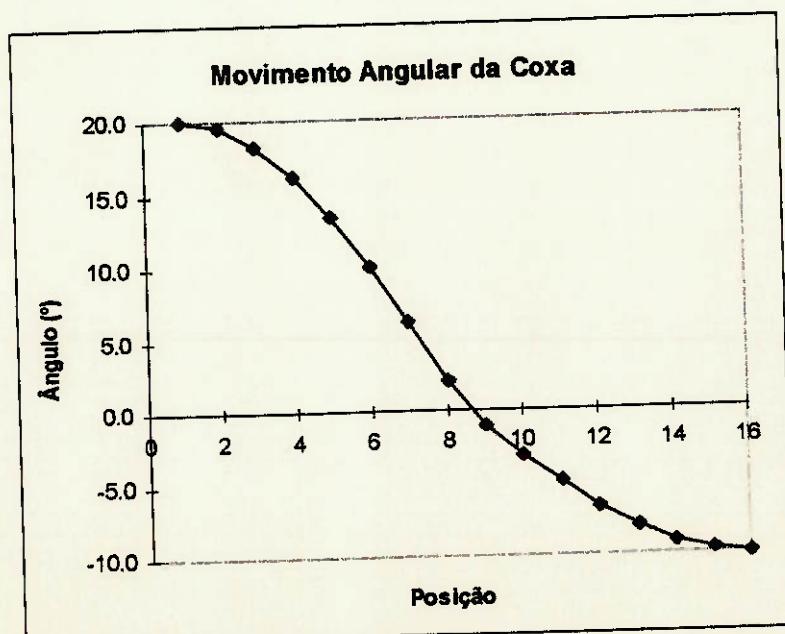
$$Foa = \frac{-Fob \cdot \sin(Ob) - Fz}{\sin(Oa)}$$

Para determinar as posições ocupadas pela perna e pelo joelho nas sucessivas posições de apoio, foi utilizado o seguinte gráfico que corresponde à movimentação da perna em relação a coxa.



A rotação da coxa em relação à sua articulação é dada na tabela abaixo:

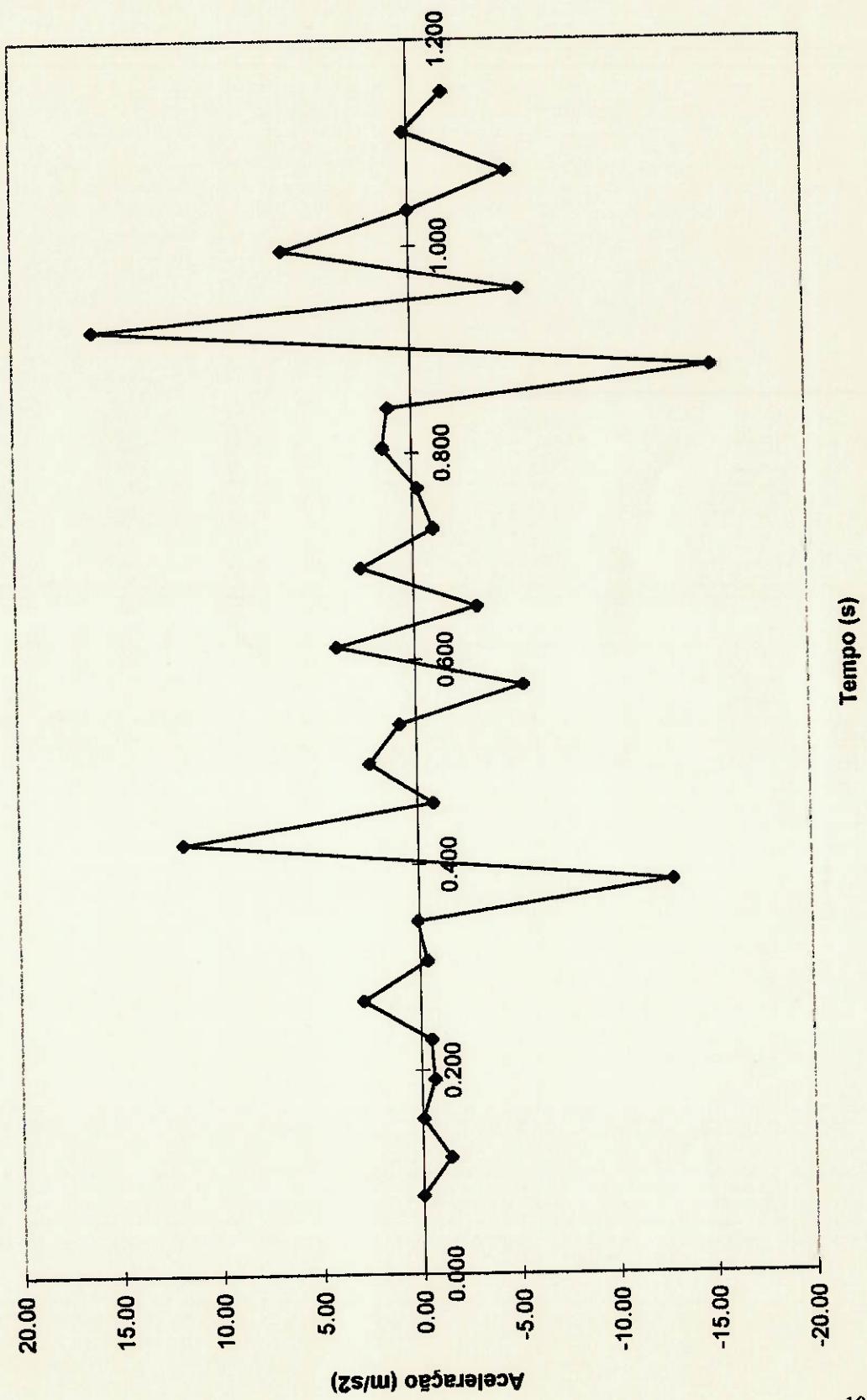
Movimento da Coxa	
Posição	Ângulo (°)
1	20.0
2	19.6
3	18.3
4	16.2
5	13.4
6	10.0
7	6.2
8	2.1
9	-1.0
10	-3.1
11	-5.0
12	-6.7
13	-8.1
14	-9.1
15	-9.8
16	-10.0



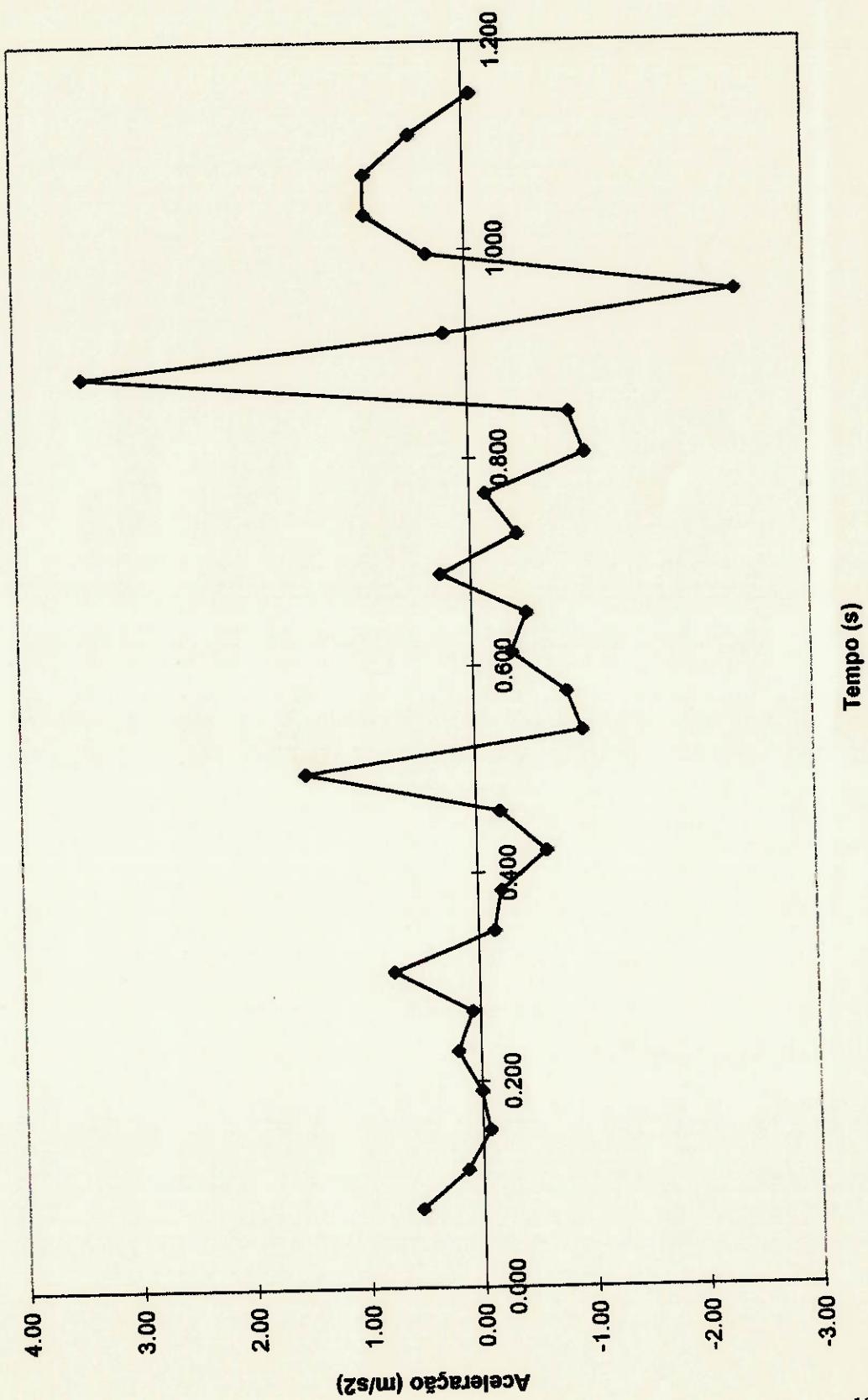
Nas tabelas seguintes são mostrados os valores calculados de F_x , F_z , para os métodos apresentados, e F_y para os métodos de análise discreta e splines cúbicos.

Cálculo das Forças - Método Discreto					
Fases do Passo	Tempo	Fx	Fy	Fz	Fz+Peso
1	0.038				
2	0.077	0.0	54.5	-13.6	986.4
3	0.115	-142.9	13.6	-272.3	727.7
4	0.153	-6.8	-6.8	-401.6	598.4
5	0.192	-68.1	0.0	-401.6	598.4
6	0.230	-54.5	20.4	-374.4	625.6
7	0.268	285.9	6.8	-217.8	782.2
8	0.307	-40.8	74.9	238.2	1238.2
9	0.345	6.8	-13.6	163.4	1163.4
10	0.383	-1293.2	-20.4	476.5	1476.5
11	0.422	1177.5	-61.3	47.6	1047.6
12	0.460	-81.7	-20.4	211.0	1211.0
13	0.498	238.2	149.7	313.1	1313.1
14	0.537	81.7	-95.3	333.5	1333.5
15	0.575	-544.5	-81.7	-238.2	761.8
16	0.613	394.8	-34.0	-265.5	734.5
17	0.652	-319.9	-47.6	-449.2	550.8
18	0.690	265.5	27.2	-360.7	639.3
19	0.728	-102.1	-40.8	-258.6	741.4
20	0.767	-27.2	-13.6	-54.5	945.5
21	0.805	142.9	-102.1	183.8	1183.8
22	0.843	115.7	-88.5	136.1	1136.1
23	0.882	-1524.7	340.3	367.5	1367.5
24	0.920	1599.5	20.4	6.8	1006.8
25	0.958	-551.3	-238.2	285.9	1285.9
26	0.997	639.8	34.0	183.8	1183.8
27	1.035	0.0	88.5	258.6	1258.6
28	1.073	-496.9	88.5	-88.5	911.5
29	1.112	20.4	47.6	-163.4	836.6
30	1.150	-177.0	-6.8	-435.6	564.4
31	1.188				

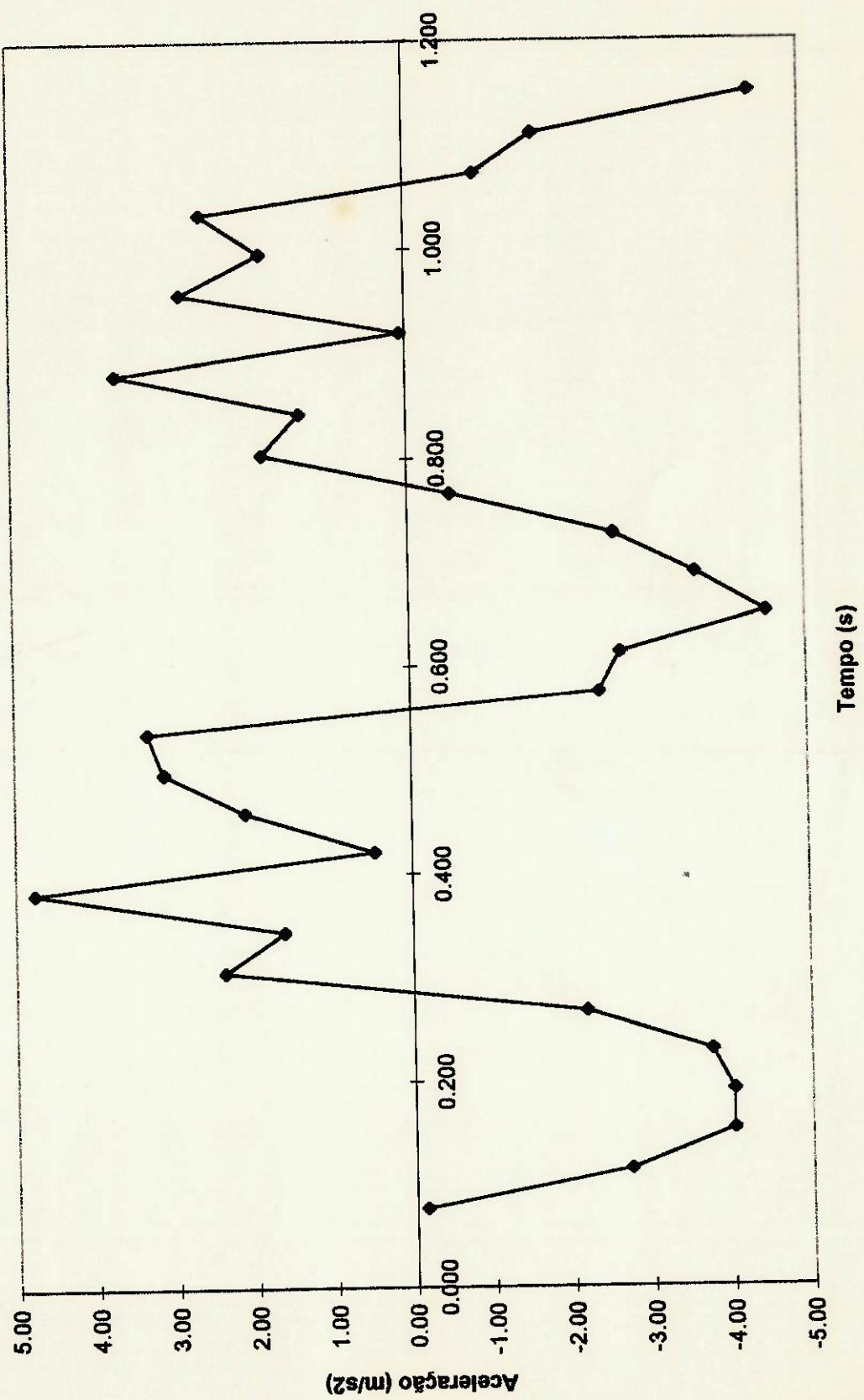
Aceleração X - Método Discreto



Aceleração Y - Método Discreto



Aceleração Z - Método Discreto

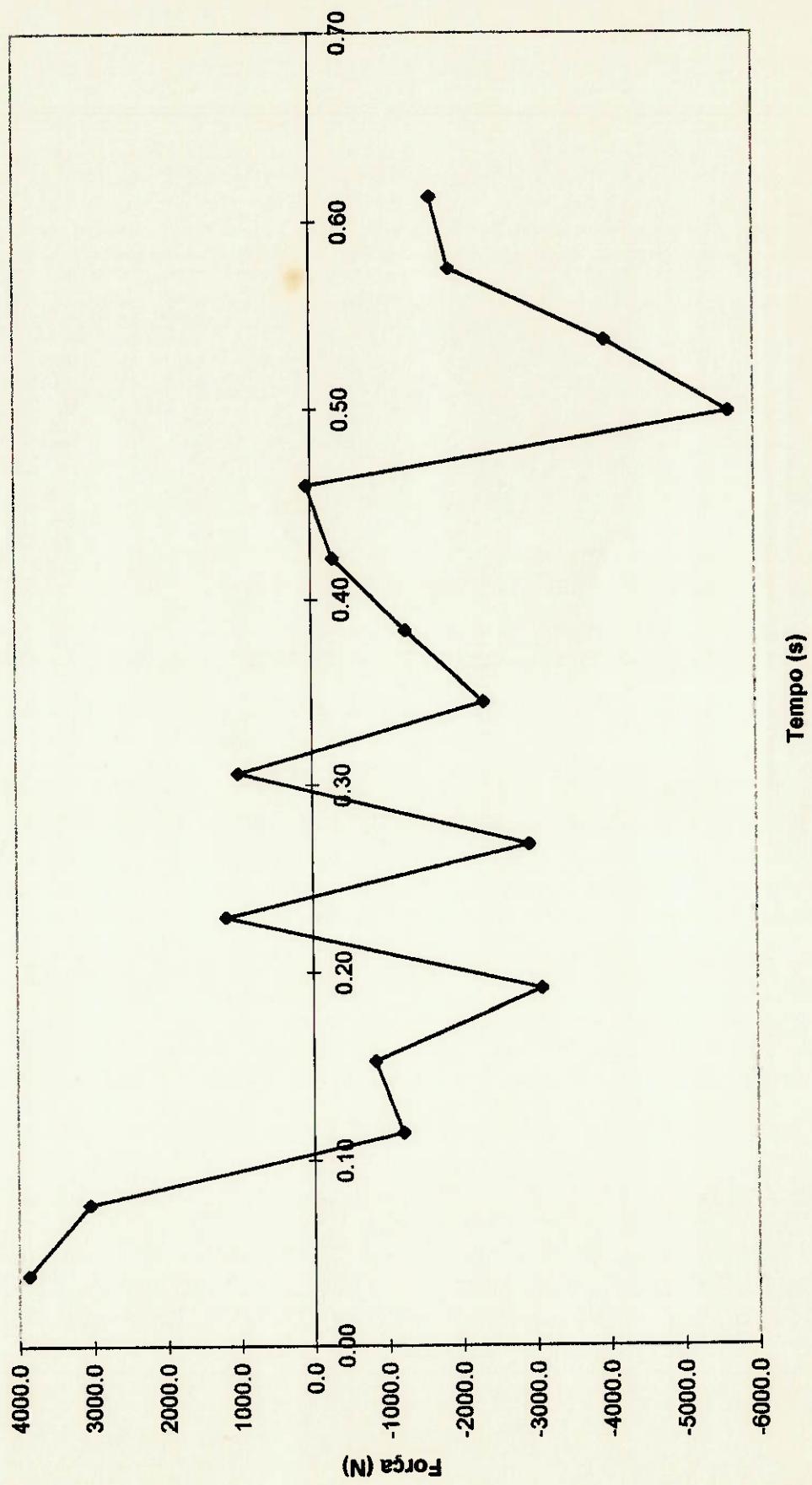


Cálculo das Forças Atuantes nas Barras - Método dos Splines Cúbicos

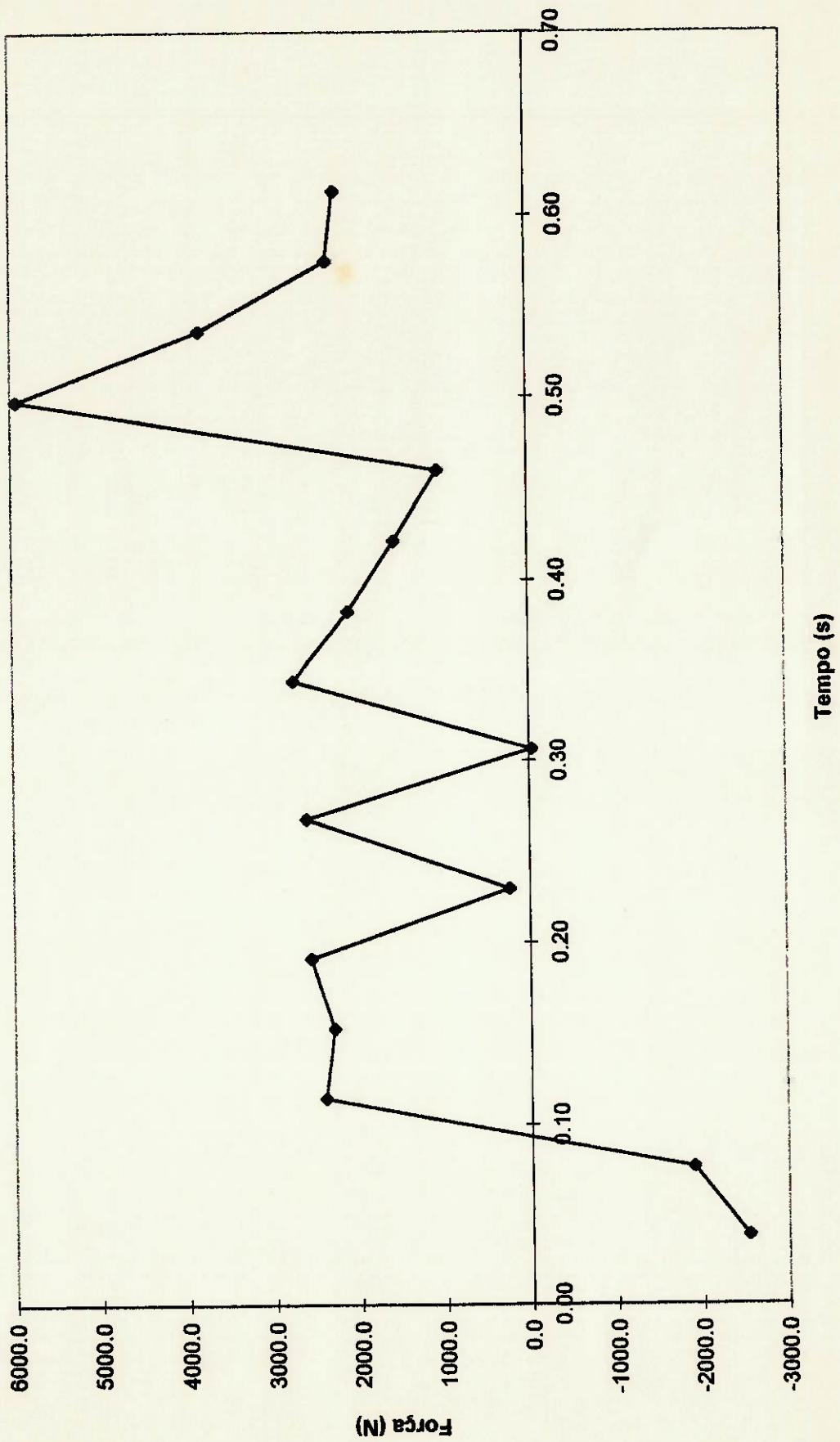
Posição	Tempo	Angulo da Barra 2	Angulo da Barra 4	Fz	Fx	Fob
1	0.04	111.0	1.94	117.0	2.04	1350.0
2	0.08	71.7	1.25	86.7	1.51	995.8
3	0.11	50.1	0.88	70.2	1.23	1341.0
4	0.15	39.3	0.69	62.5	1.09	1511.0
5	0.19	31.6	0.55	56.4	0.99	527.6
6	0.23	32.6	0.57	56.3	0.98	834.8
7	0.27	38.1	0.66	58.6	1.02	426.5
8	0.31	42.9	0.75	60.9	1.06	649.7
9	0.34	52.5	0.92	67.0	1.17	696.1
10	0.38	59.2	1.03	71.5	1.25	900.2
11	0.42	74.9	1.31	82.9	1.45	1263.0
12	0.46	59.9	1.05	70.6	1.23	1038.0
13	0.50	38.3	0.67	53.7	0.94	1287.0
14	0.54	11.9	0.21	34.4	0.60	1336.0
15	0.57	345.2	6.03	16.6	0.29	1146.0
16	0.61	326.8	5.70	5.6	0.10	1113.0

Máximo	3884.9	5937.8
Mínimo	-5652.5	-2534.6

Força na Barra 2 - Método dos Splines Cúbicos



Força na Barra 4 - Método dos Spline Cúbico

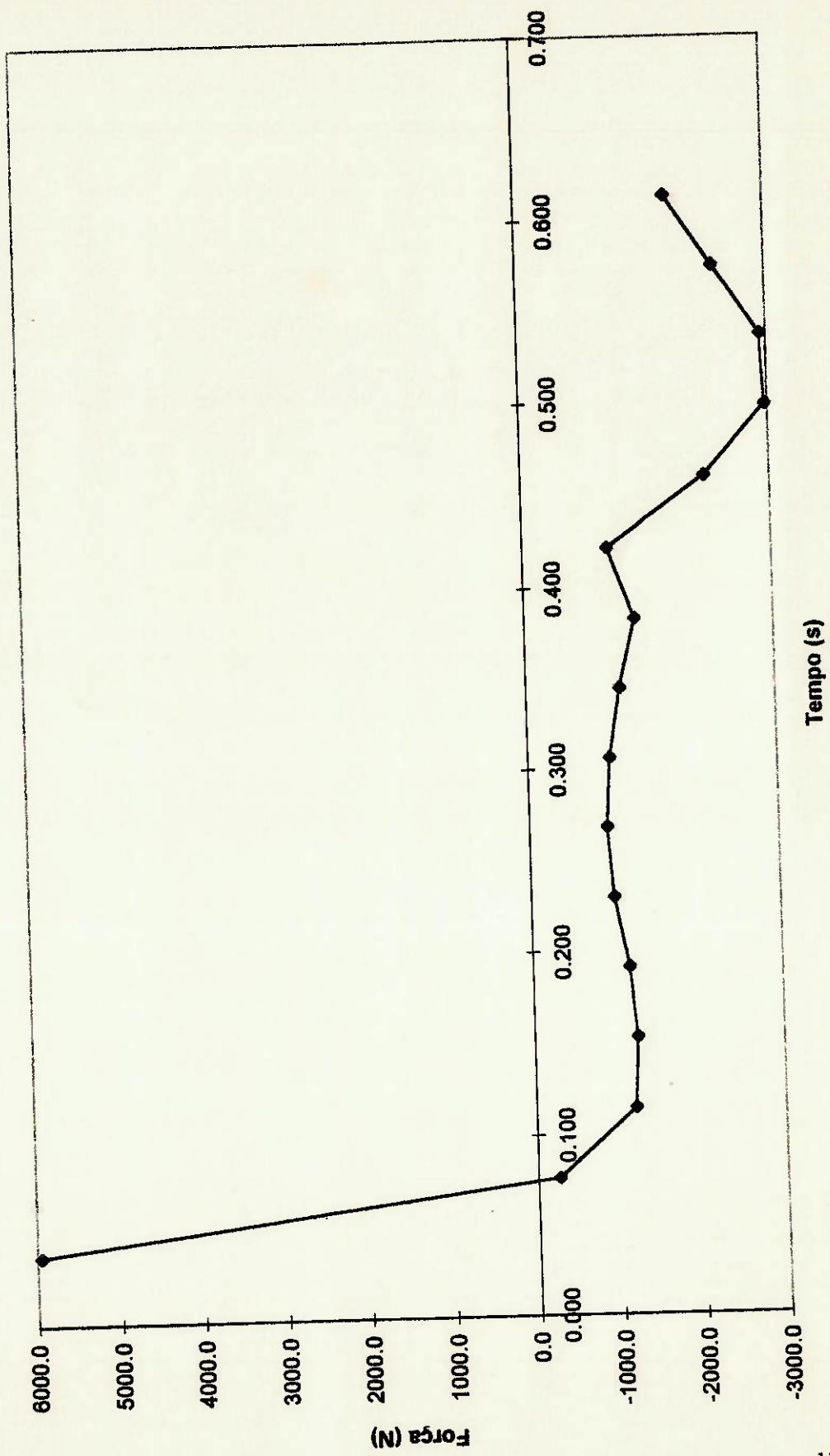


Cálculo das Forças Atuantes nas Barras - Método das Equações

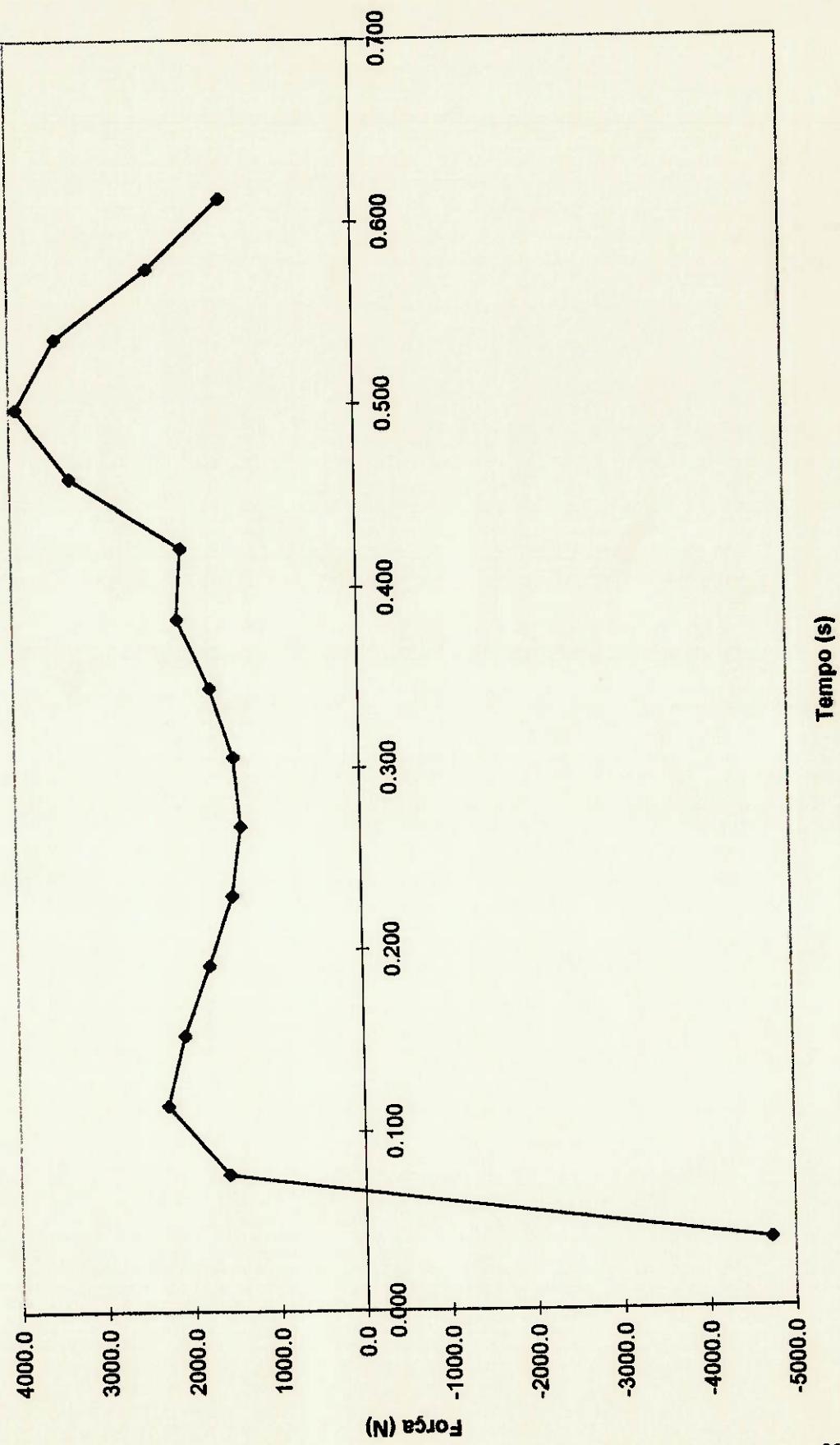
Posição	Tempo (s)	Ângulo da Barra 2	Ângulo da Barra 4	\bar{F}_Z	F_x	F_{ox}	Fob
1	0.038	111.0	1.94	117.0	2.04	1351.0	10.8
2	0.077	71.7	1.25	86.7	1.51	1338.0	9.7
3	0.115	50.1	0.88	70.2	1.23	1236.0	7.2
4	0.153	39.3	0.69	62.5	1.09	1089.0	4.0
5	0.192	31.6	0.55	56.4	0.99	880.7	0.4
6	0.230	32.6	0.57	56.3	0.98	717.3	-3.2
7	0.268	38.1	0.66	58.6	1.02	620.2	-6.5
8	0.307	42.9	0.75	60.9	1.06	613.9	-9.0
9	0.345	52.5	0.92	67.0	1.17	700.0	-10.7
10	0.383	59.2	1.03	71.5	1.25	856.8	-11.2
11	0.422	74.9	1.31	82.9	1.45	1045.0	-10.4
12	0.460	59.9	1.05	70.6	1.23	1217.0	-8.3
13	0.498	38.3	0.67	53.7	0.94	1329.0	-4.8
14	0.537	11.9	0.21	34.4	0.60	1354.0	0.2
15	0.575	345.2	6.03	16.6	0.29	1285.0	6.5
16	0.613	326.8	5.70	5.6	0.10	1140.0	14.0

Máximo	5952.3	3924.2
Mínimo	-2862.9	-4720.3

Força na Barra 2 - Método das Equações



Força na Barra 4 - Método das Equações

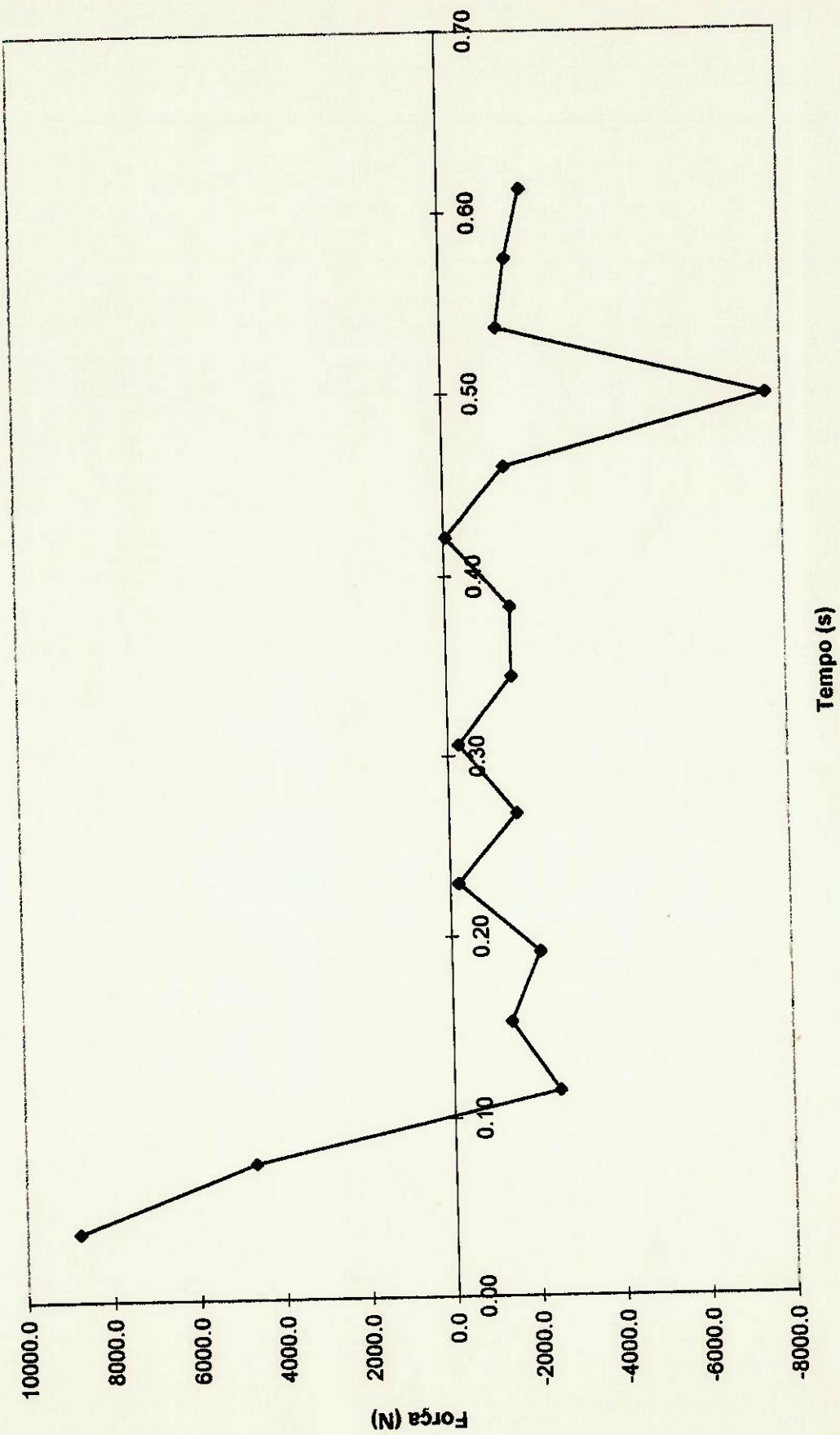


Cálculo Das Forças Atuantes nas Barras - Método Discreto

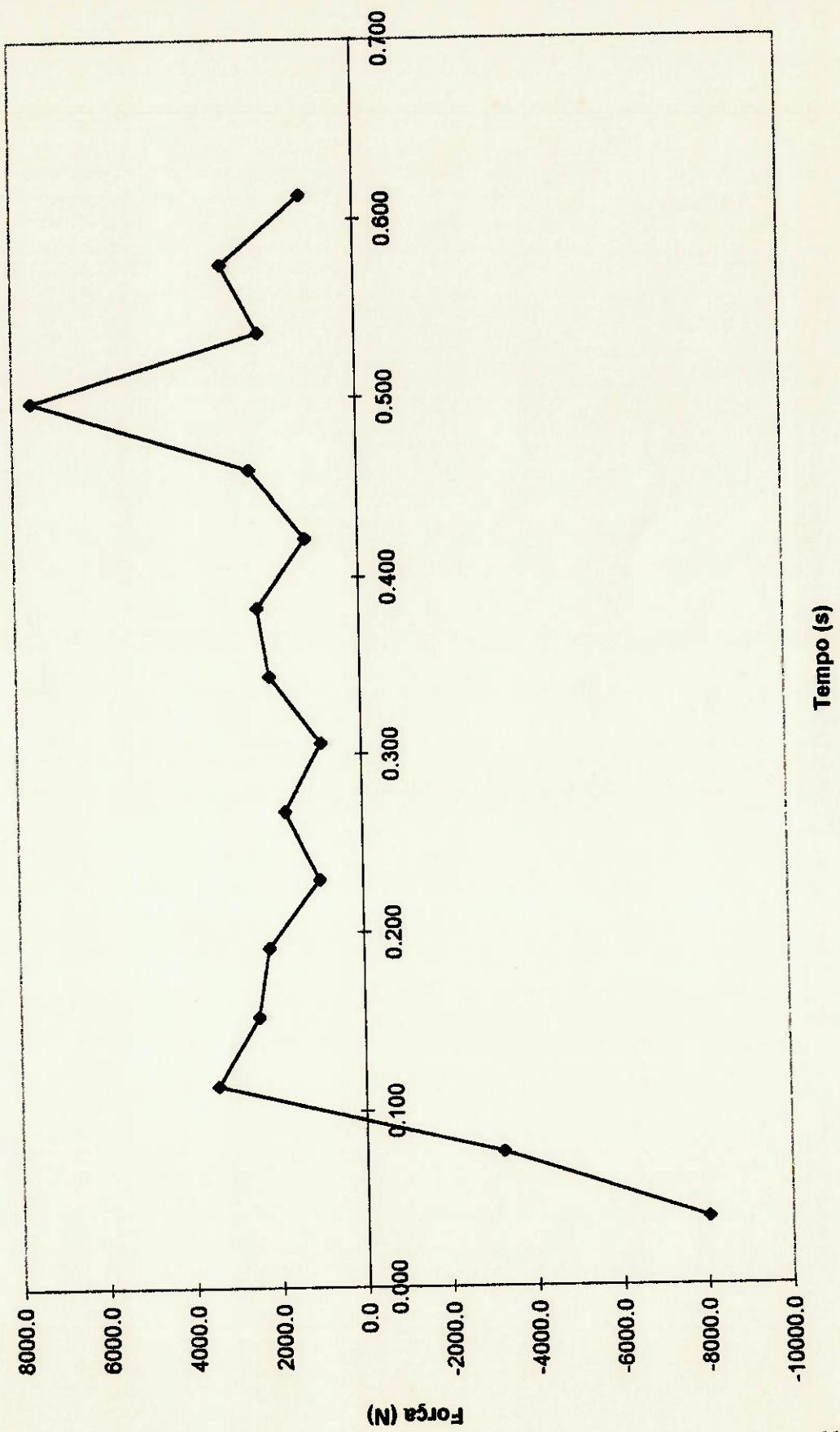
Posição	Tempo (s)	Ângulo da Barra 2	Ângulo da Barra 4	Fz	Fx	F08	F0b
1	0.04	111.0	1.94	117.0	2.04	1047.6	496.9
2	0.08	71.7	1.25	86.7	1.51	1211.0	1279.8
3	0.11	50.1	0.88	70.2	1.23	1313.1	-442.4
4	0.15	39.3	0.69	62.5	1.09	1333.5	81.7
5	0.19	31.6	0.55	56.4	0.99	761.8	-544.5
6	0.23	32.6	0.57	56.3	0.98	734.5	394.8
7	0.27	38.1	0.66	58.6	1.02	550.8	-319.9
8	0.31	42.9	0.75	60.9	1.06	639.3	265.5
9	0.34	52.5	0.92	67.0	1.17	741.4	-102.1
10	0.38	59.2	1.03	71.5	1.25	945.5	-27.2
11	0.42	74.9	1.31	82.9	1.45	1183.8	142.9
12	0.46	59.9	1.05	70.6	1.23	1136.1	115.7
13	0.50	38.3	0.67	53.7	0.94	1367.5	-1524.7
14	0.54	11.9	0.21	34.4	0.60	1006.8	578.6
15	0.57	345.2	6.03	16.6	0.29	1285.9	1490.6
16	0.61	326.8	5.70	5.6	0.10	1183.8	-381.2

Máximo	8782.9	7566.1
Mínimo	-7642.6	-8026.2

Força na Barra 2 - Método Discreto



Força na Barra 4 - Método Discreto



Com base nos resultados apresentados, foi decidido utilizar, para o prosseguimento do projeto, os valores resultantes do processo de equações que apresentam curvas de equações com menores sobressaltos, que sem dúvida representam com maior precisão os fenômenos da natureza.

Para confirmar a validade dos valores foi feita uma análise gráfica do equilíbrio das forças para o método das equações.

Junto aos gráficos que mostram a análise gráfica, estão também as posições de apoio que servem de base para todo o desenvolvimento (ver gráficos em apêndice).

11) DIMENSIONAMENTO DO MECANISMO

11.1) CONCEPÇÃO DAS BARRAS

O material das barras foi escolhido tendo-se em mente as propriedades que seriam mais importantes no caso: resistência a esforços elevados, baixa densidade e resistência à corrosão.

Considerando esta necessidade, optou-se pela utilização de fibra de carbono, uma vez que este material responde adequadamente aos requisitos impostos.

Foi feito um pré-cálculo considerando-se apenas a tração e compressão nas barras nos casos críticos de cada uma delas, pois os esforços axiais a que estão submetidas não são representativos.

Matematicamente, o que se fez, de uma maneira simples, foi:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad [\text{Pa}]$$

onde

σ : tensão de escoamento;

F : força;

A : área ($A = b \cdot e$).

Assim, estimou-se uma área mínima, e os valores da espessura e , largura b , foram escolhidos de modo a serem os mais convenientes.

Tensão de Esc. - Fibra de Carb. (Pa)	Força Máx. (N)	Área (mm ²)
246,000,000	5952.27	24.20
246,000,000	-2962.95	12.04
246,000,000	3924.19	15.95
246,000,000	-4720.32	19.19

Largura Prop. (mm)	Espessura Prop. (mm)	Área Resultante (mm ²)
14.44	13.00	187.72
14.44	13.00	187.72
14.44	6.00	86.64
14.44	6.00	86.64

Tensão Resultante (Pa)	Diferença (Pa)
31,708,219	214,291,781
15,783,861	230,216,139
45,293,013	200,706,987
54,482,008	191,517,992

Tendo as dimensões aproximadas das barras, foi feito um modelo através do software NASTRAN para verificação das tensões, utilizando o método dos elementos finitos. O que se constatou foi que as regiões de situação mais crítica eram aquelas que continham menor área, ou seja, ao redor do furo passante em cada extremidade das barras. Esta concentração verificada nas pontas foi desprezada, pois se devem ao modo como foram aplicadas as forças no modelo (foram aplicadas em poucos nós), gerando uma concentração fictícia (ver gráficos em apêndice).

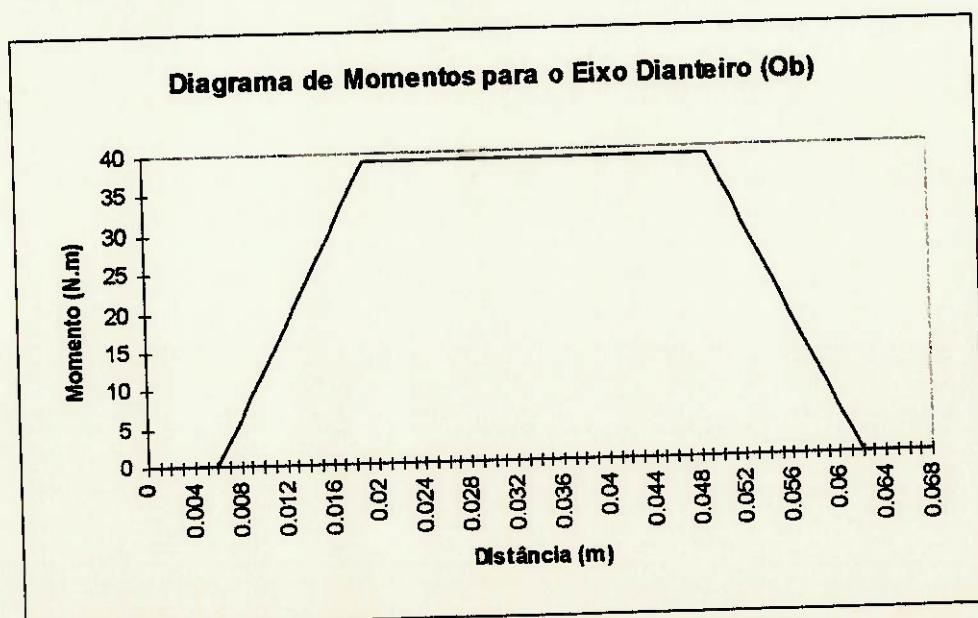
11.2) CONCEPÇÃO DE EIXOS

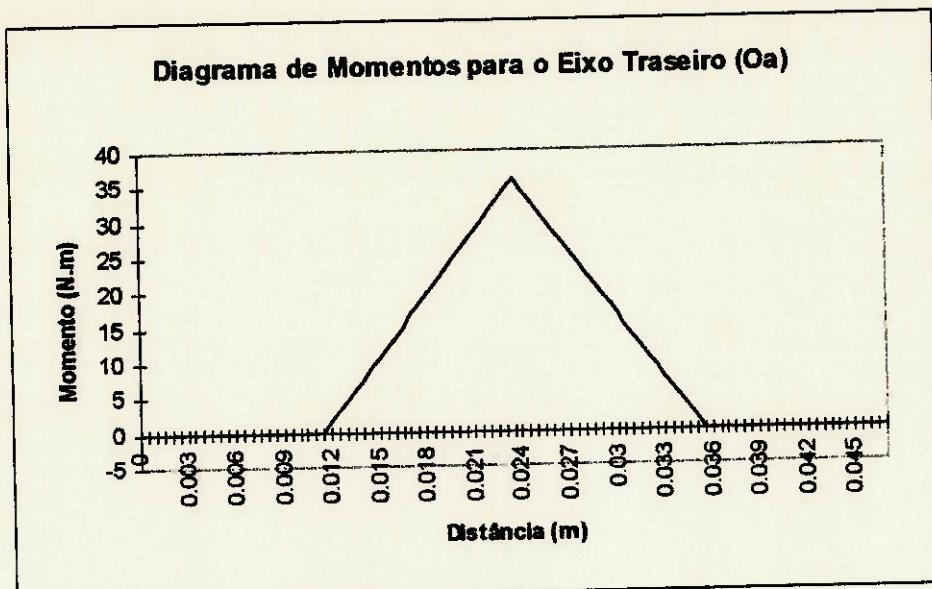
O dimensionamento dos eixos seguiu o seguinte procedimento:

1. Confecção dos diagramas de momento;
2. Cálculo da tensão nos pontos críticos, através do critério de Von Mises.

O material para a confecção do eixo deve conter as propriedades de alta resistência à tração/compressão, ser leve e ter boa usinabilidade.

Portanto, optou-se pela utilização de ligas de titânio, uma vez que este material atende bem a estas necessidades.





De posse destes diagramas, realizou-se a verificação em regiões onde existe alta concentração de tensões.

Matematicamente, o que se fez foi:

$$\sigma_o = \sqrt{\sigma_x^2 + 3\tau_{xy}^2}$$

onde

$$\sigma_x = \sigma_f + \sigma_s$$

$$\tau_{xy} = \tau_t + \tau_v$$

com

σ_f : tensão no rimal devido à flexão;

σ_s : tensão no rimal devido à tração;

τ_t : tensão de cisalhamento devido à torção;

τ_v : tensão de cisalhamento devido à força cortante.

Neste caso, as tensões devido à tração e torção são iguais a zero.

Assim,

$$\sigma_x = \sigma_f = \frac{M}{0,1 \cdot d^3} \quad e$$

$$\tau_{xy} = \tau_v = \frac{V}{0,6 \cdot d^2}$$

Para se dimensionar o eixo em regiões de maior concentração de tensões, é preciso considerar o fator K_t de tensões, levantado a partir do método de fotoelasticidade.

Portanto, os resultados obtidos foram:

Dimensionamento à Ruptura em Regiões com Concentração de Tensões

Eixo Diametral (Ob)				
	Coordenada x (m)	Momento (N.m)	Sigma Nominal	Constante (Kt)
Ressalto (d = 8mm, r = 1mm)	0.015	25	4.97E+08	1.51
				7.51E+08

Eixo Traseiro (Oa)				
	Coordenada x (m)	Momento (N.m)	Sigma Nominal	Constante (Kt)
Rasgo (d = 7mm, r = 0.5mm)	0.016	13.5	4.01E+08	2
				8.02E+08

Obs.: Este critério de análise proporcionou a avaliação de diversas configurações de montagem da prótese, sendo que a configuração final apresentada é aquela que melhor se enquadrou dentro dos limites dos materiais utilizados ($\sigma_{esc} = 827$ MPa para a liga alfa - beta de titânio).

11.3) ESCOLHA DOS ROLAMENTOS

Para garantir uma maior compacticidade, os rolamentos utilizados nos mancais dos eixos deveriam suportar altas cargas radiais e axiais, possuindo as menores dimensões possíveis.

Infelizmente, peças que contêm estes requisitos não são disponíveis facilmente no mercado.

Isso provocou uma mudança na configuração do dispositivo, onde foram utilizados rolamentos de agulha (para suportar as cargas de tração e compressão), “protegidos” por rolamentos axiais, com as menores dimensões possíveis, onde a limitação deste tamanho foi determinada pela intensidade da carga aplicada.

Assim, as peças utilizadas foram:

Eixos	Quantidade	Tipo
Dianteiros	4	Rol. Agulha - HK0508
	4	Rol. Axial - AXK0821 + AS0821
Traseiros	2	Rol. Agulha - HK0912
	4	Rol. Axial - AXK0515 + AS0515

Obs.: Rolamentos SKF

11.4) MONTAGEM DA PRÓTESE

1. Montagem do Eixo Traseiro

Monta-se o rolamento no eixo traseiro e ambos na barra traseira. Em seguida, fixa-se uma arruela e um anel elástico de cada lado da barra. Feito isto, nas partes superior e inferior, fecha-se a estrutura bipartida de ambas as porções do joelho (superior e inferior) colocando-se os rolamentos axiais e os vedadores. Finalmente são fixadas as porcas nas extremidades dos eixos.

2. Montagem do Eixo Dianteiro

Com a estrutura fechada, colocam-se os eixos dianteiros e, por cada lado, um dos rolamentos radiais de agulha. Em seguida, colocam-se as borrachas espaçadoras e os rolamentos axiais, seguidos dos vedadores. Depois colocam-se as barras, uma em cada lado da estrutura. Por último são fixadas as porcas, finalizando, assim, a montagem do mecanismo.

Obs.: Os desenhos de fabricação podem ser encontrados no apêndice.

11.5) ALTERAÇÕES DO PROJETO BÁSICO

Foi realizada uma alteração na concepção do mecanismo, em relação ao projeto básico, onde o pistão pneumático foi substituído por uma membrana de celeron, que será colocada entre a barra e a estrutura. Isso foi feito para uma melhor adequação das dimensões finais da prótese. Portanto, o amortecimento, que antes era feito por um dispositivo pneumático, é agora feito por um dispositivo de atrito.

12) CONCLUSÕES

A vontade inicial do grupo era a de desenvolver um mecanismo que incorporasse técnicas de engenharia, como cálculos, projetos e análises, com algo que trouxesse algum benefício para a sociedade, com alto valor agregado. Após uma série de pesquisas, decidiu-se que um joelho mecânico seria o dispositivo que melhor se enquadraria nestas premissas. Assim, após o estabelecimento desta necessidade, realizou-se o estudo de viabilidade, e foi verificado a real possibilidade de implementação deste projeto.

A proposta de elaboração de uma prótese de joelho mecânico proporcionou ao grupo uma série de desafios, onde não havia parâmetros, critérios ou ainda algum tipo de literatura que abordasse especificamente o desenvolvimento do projeto.

Assim, coube ao grupo traçar as diretrizes principais para atingir os objetivos pré-estabelecidos.

Foram identificados quatro aspectos fundamentais necessários para a solução do problema:

Primeiramente, era necessário determinar um mecanismo que descrevesse o comportamento esperado de uma prótese de joelho, ou seja, a curva descrita pelo centro instantâneo de rotação e a curva descrita por um ponto arbitrário da perna.

O passo seguinte era encontrar as acelerações do centro de gravidade do ser humano, consequentemente as forças aplicadas ao mesmo, e as reações de apoio decorrentes destas forças. Para tal, foram elaborados vários processos de cálculo, e decidiu-se adotar aquele que apresentava o movimento mais suave, ou seja, as variações das acelerações mais uniformes.

O próximo item é o que promove a integração entre o mecanismo calculado e os esforços a que ele seria submetido, isto é, as forças atuantes nas barras. Foi concebido um modelo da perna, foram escolhidas as posições, aplicaram-se as rotações, juntamente com as forças, e calcularam-se as reações estáticas nas barras desprezando-se qualquer efeito dinâmico, devido às baixas velocidades angulares envolvidas.

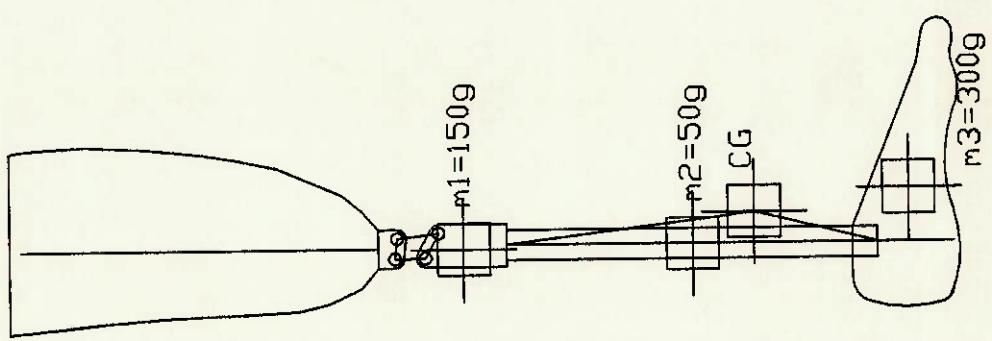
A ultima etapa, consistiu na concepção e dimensionamento da prótese. Sem dúvida, esta foi uma das fases mais complexas, devido à magnitude das forças e das dimensões envolvidas. A qualidade e a especificação das peças teriam que ser elevadas, pois a movimentação relativa entre as mesmas era inadmissível.

A finalização do projeto propiciou a identificação de alguns pontos que poderiam ser alterados para uma maior otimização do mesmo, como a disposição

das barras, escolha dos materiais, definição dos elementos e montagem da prótese.

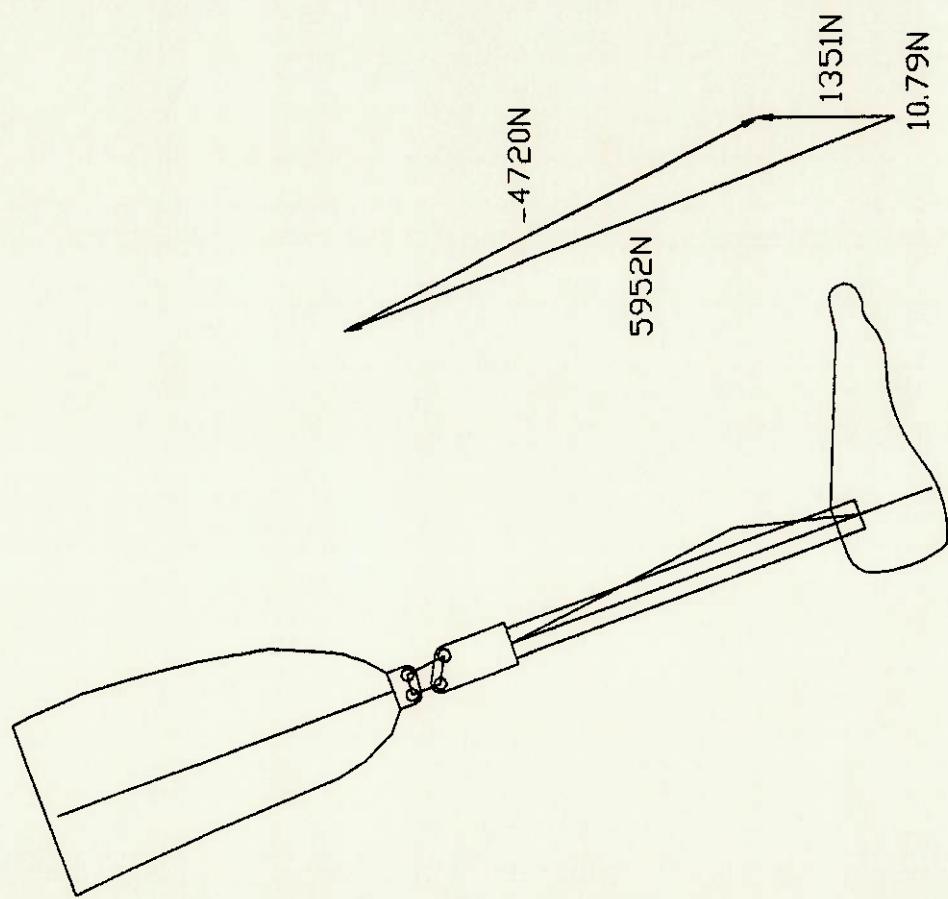
Finalmente, o que se pode concluir com certeza é que a prótese de joelho mecânico aqui proposta é a primeira etapa de um processo de desenvolvimento, e que o conhecimento adquirido possibilita o aprimoramento do projeto.

APÊNDICE



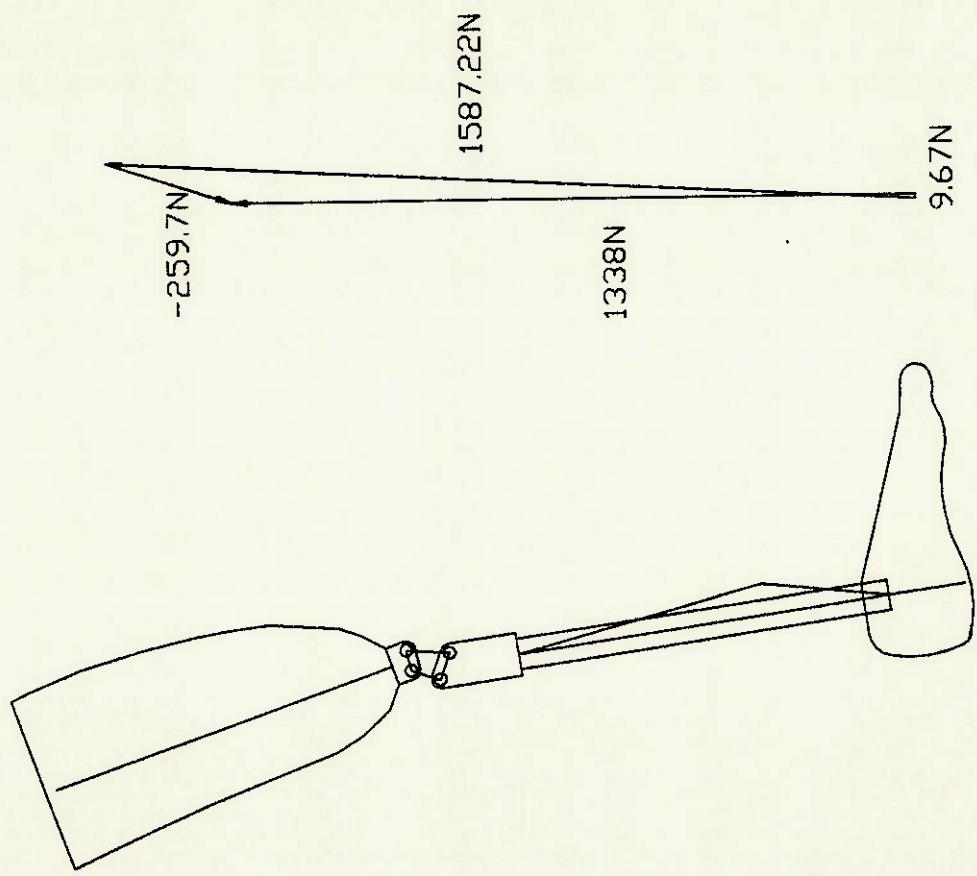
Desenho sem Escala

EPUSP	Proteze de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Omar Madureira
	Posicao 0 e Centro de Gravidade



Desenho sem Escala

EPUSP	Proteese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Omar Madureira
Posicao e Forca 1	



1587.22N

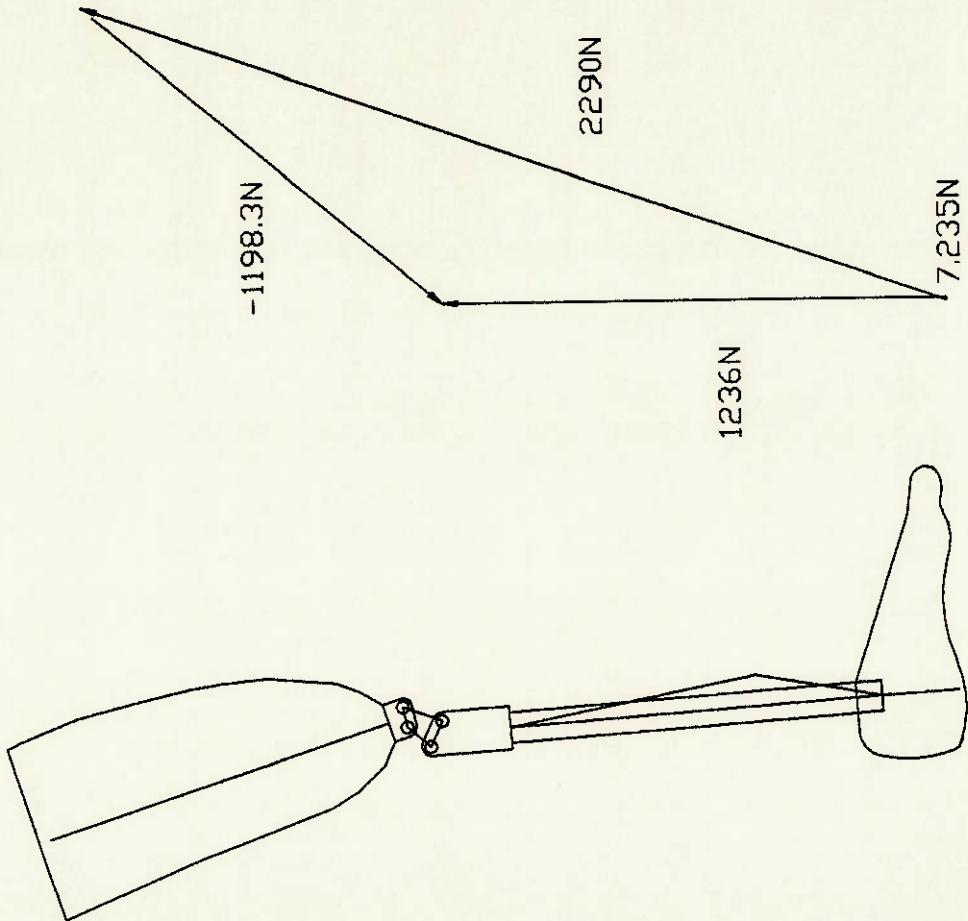
1338N

-259.7N

9.67N

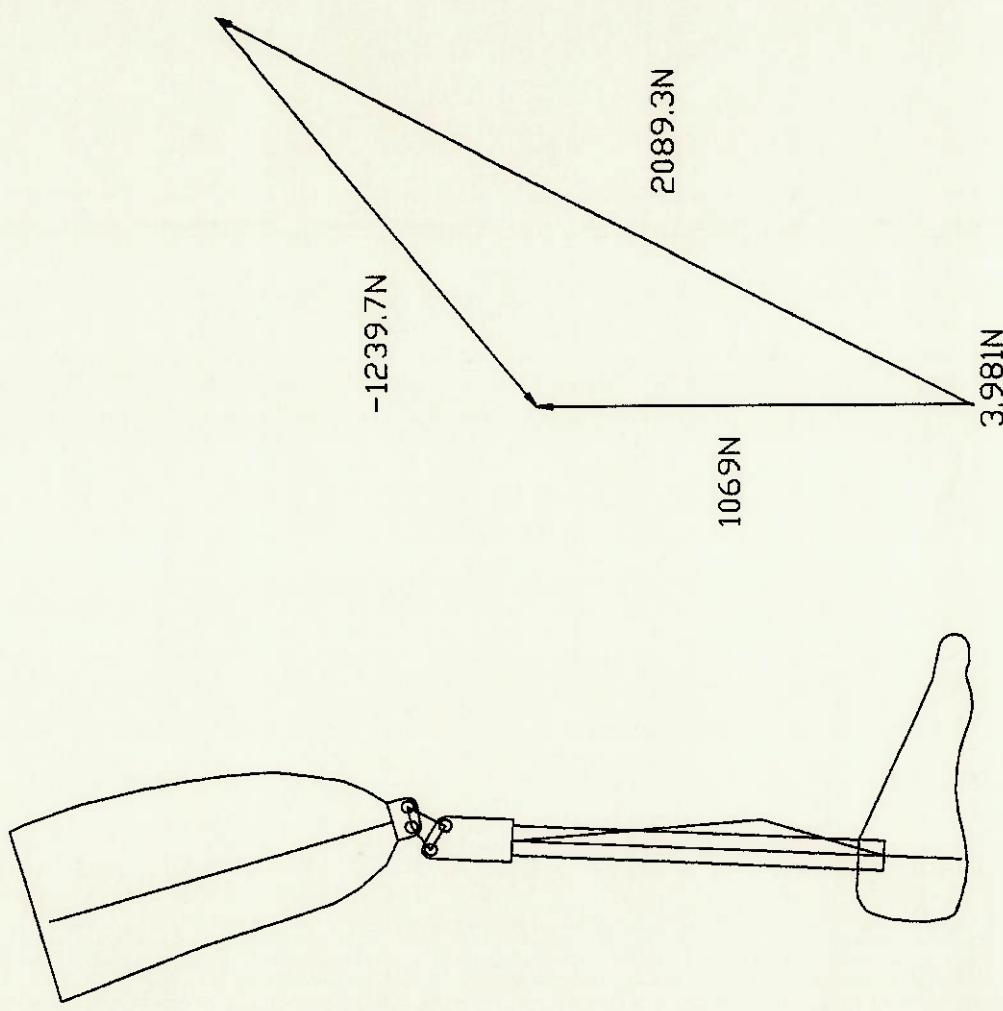
Desenho sem Escala

EPUSP	Protese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Ómar Madureira
Posição e Força 2	



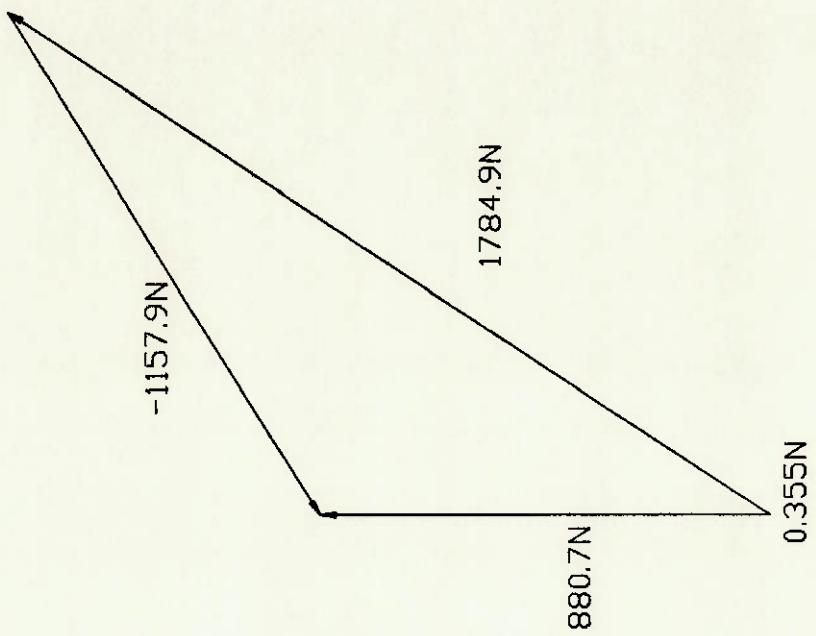
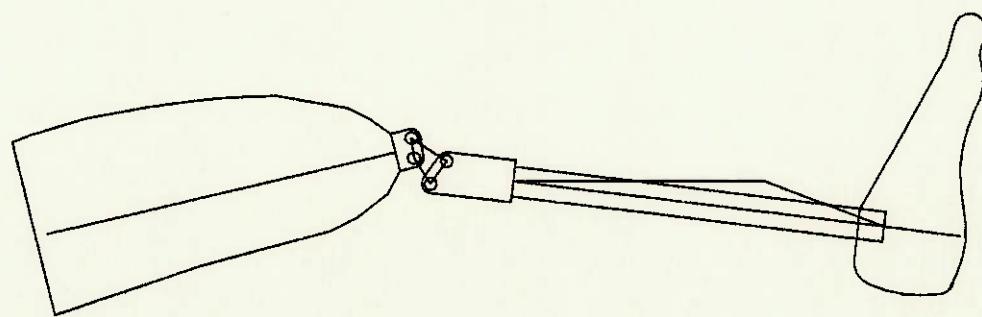
Desenho sem Escala

EPUSP | Proteção de Joelho
Escala: | Folha: | Prof. Omar Madiereira
Posição e Força 3



Desenho sem Escala

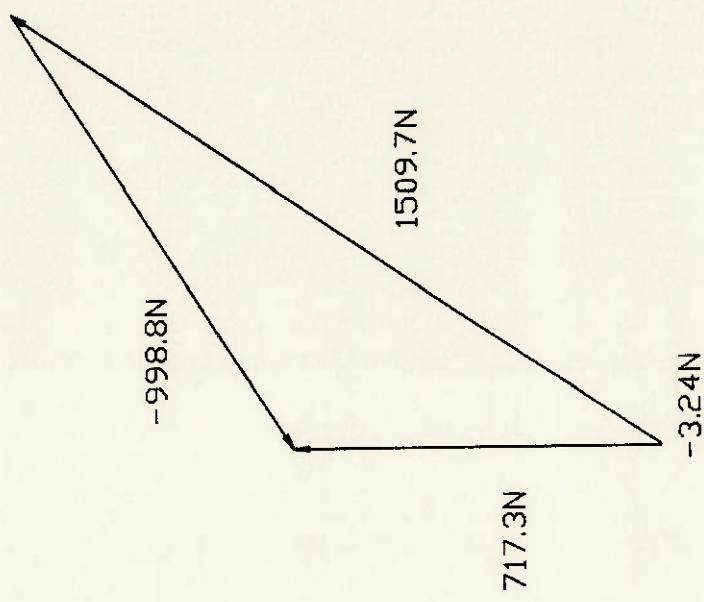
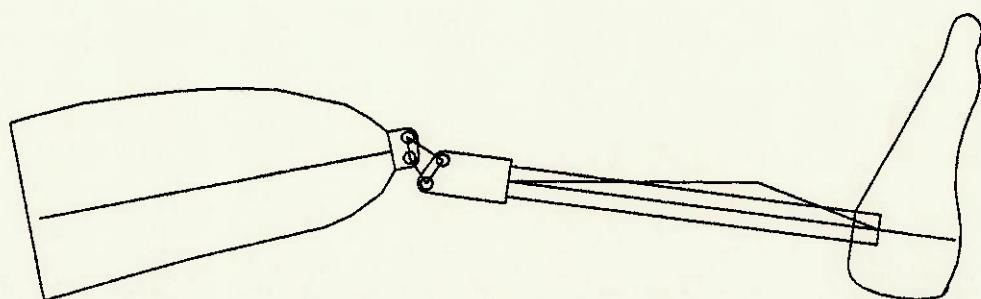
EPUSP	Protese de Joelho
Escala:	Folha:
	Prof. Ómar Madureira
Posição e Força 4	



Desenho sem Escala

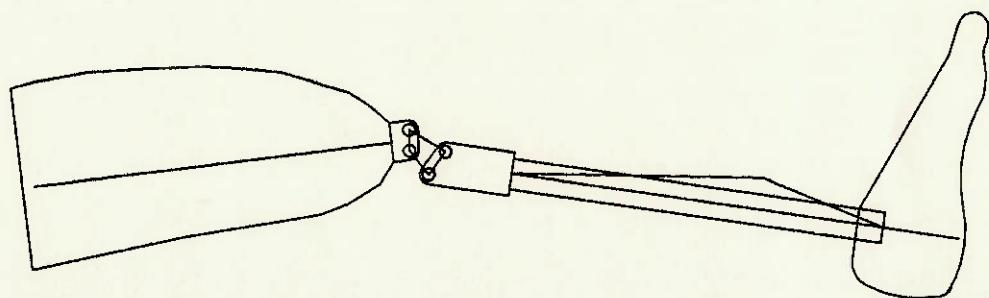
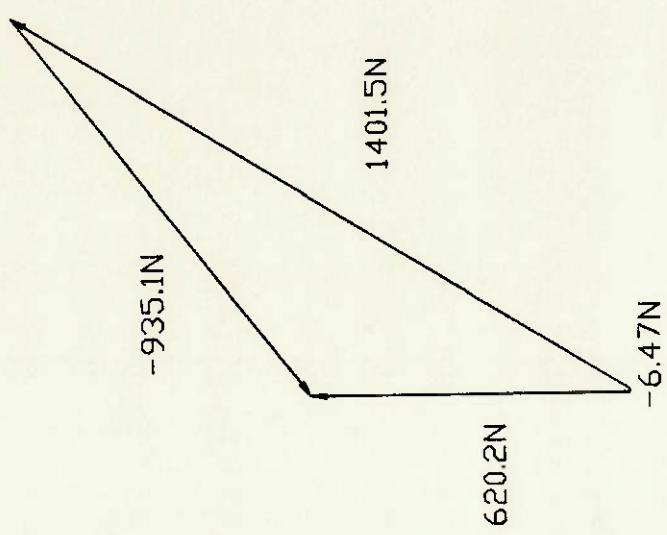
EPUSP	Proteese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Ómar Madureira

Posição e Força 5



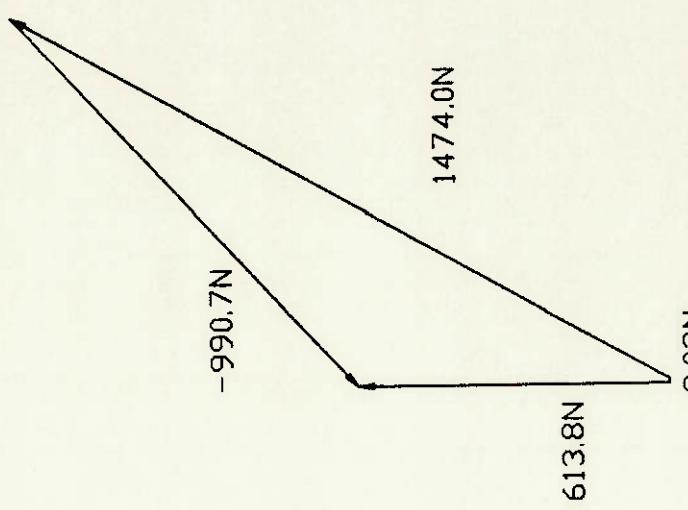
Desenho sem Escala

EPUSP	Protease de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Omar Madureira
Posicao e Forca 6	

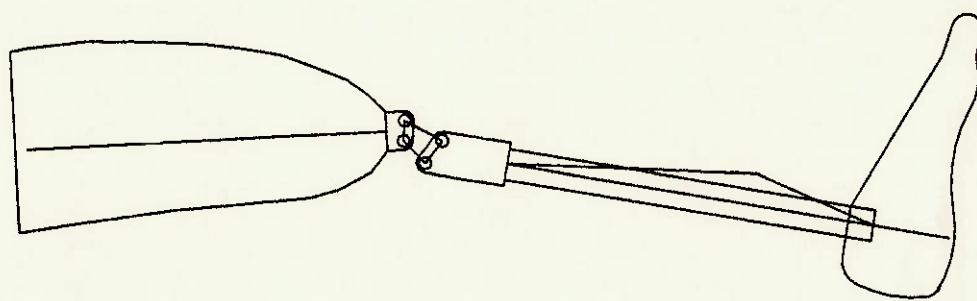


Desenho sem Escala

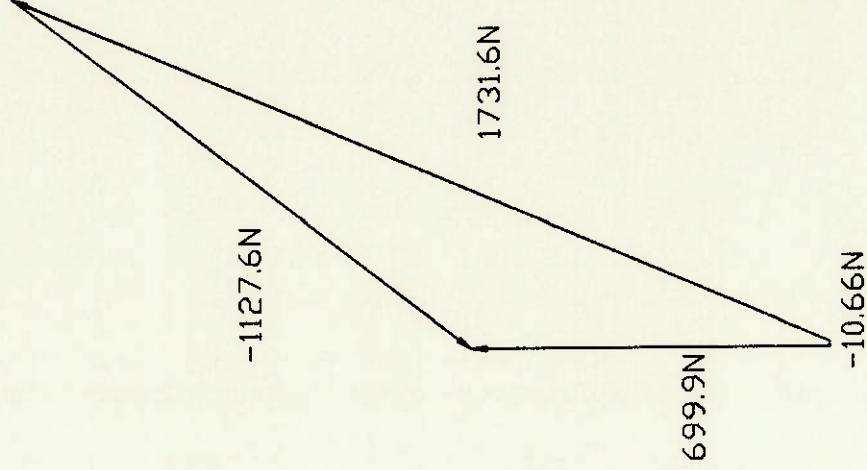
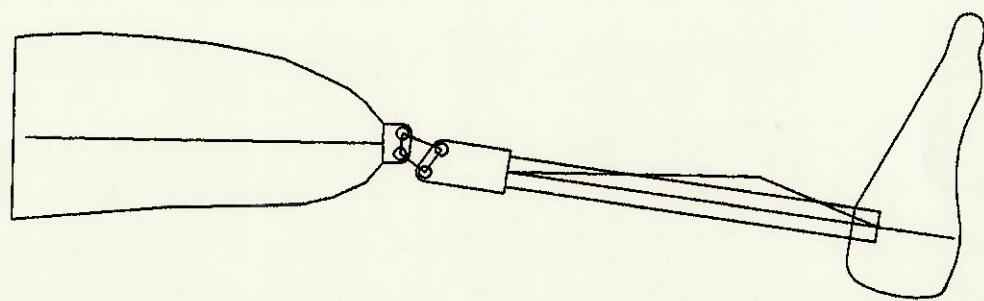
EPUSP | Protese de Joelho
Escala: | Folha: | Prof. Dr. Mar Madureira
Posição e Força 7



Desenho sem Escala

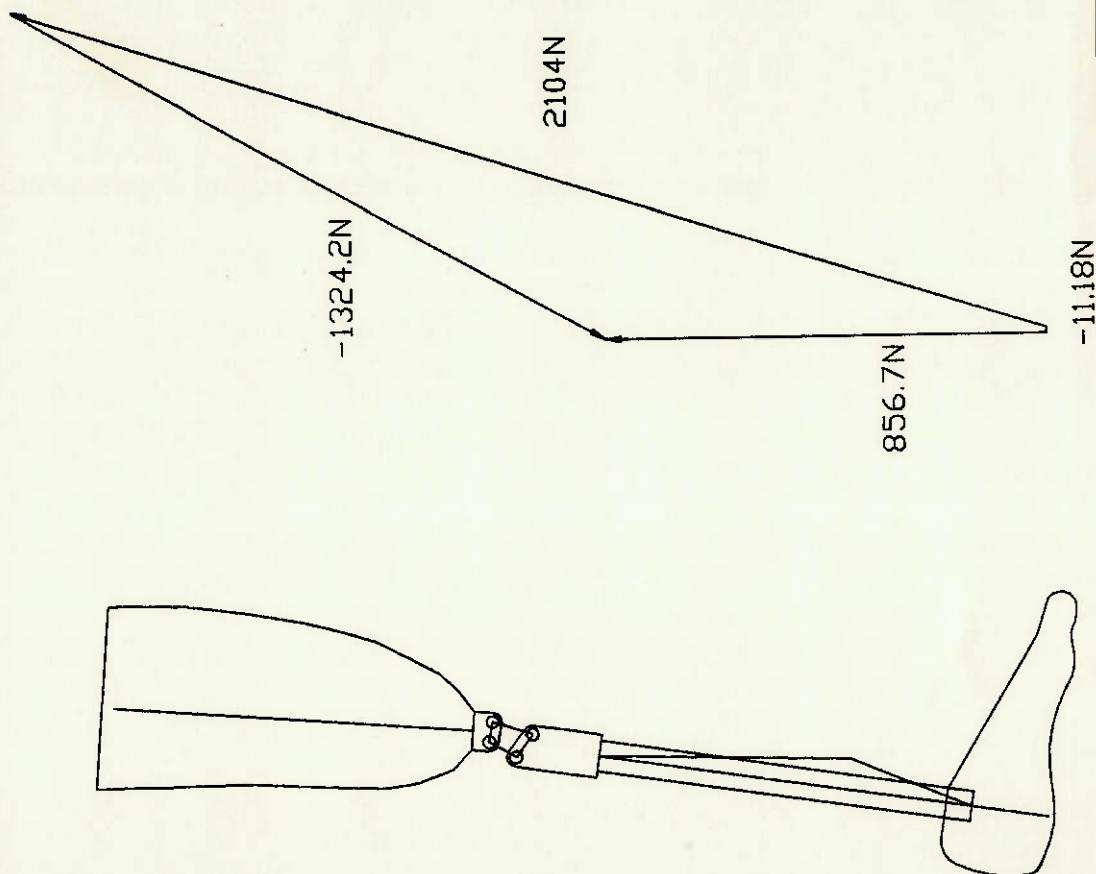


EPUSP	Protese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Imar Madureira
Posição e Força 8	



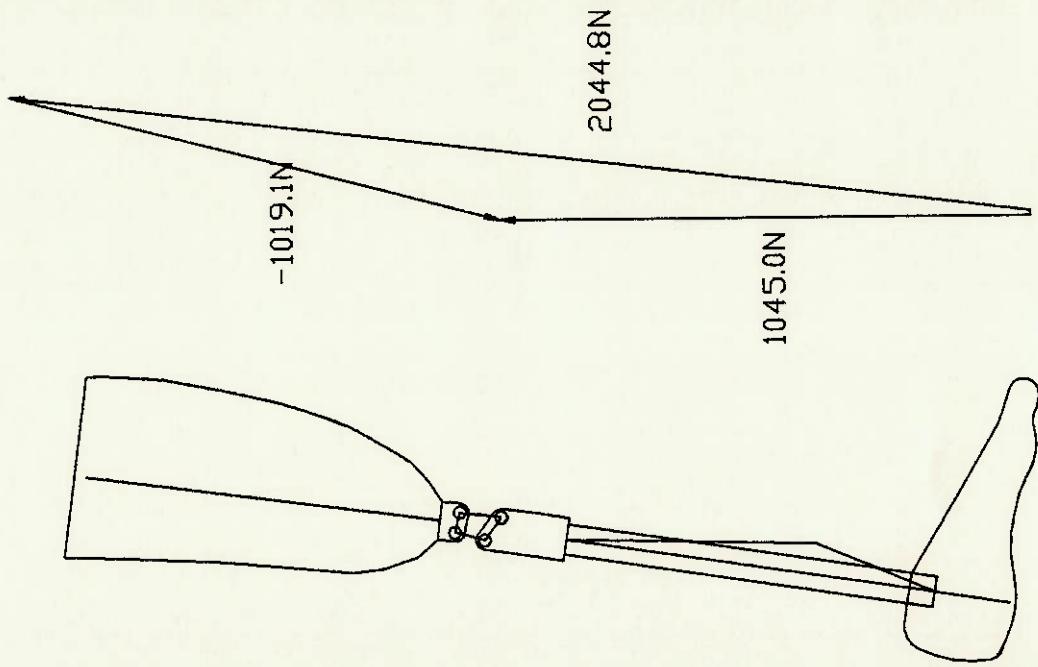
Desenho sem Escala

EPUSP	Proteze de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Omar Madureira
Posicao e Forca 9	



Desenho sem Escala

EPUSP	Protese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Ómar Madureira
Posição e Força 10	

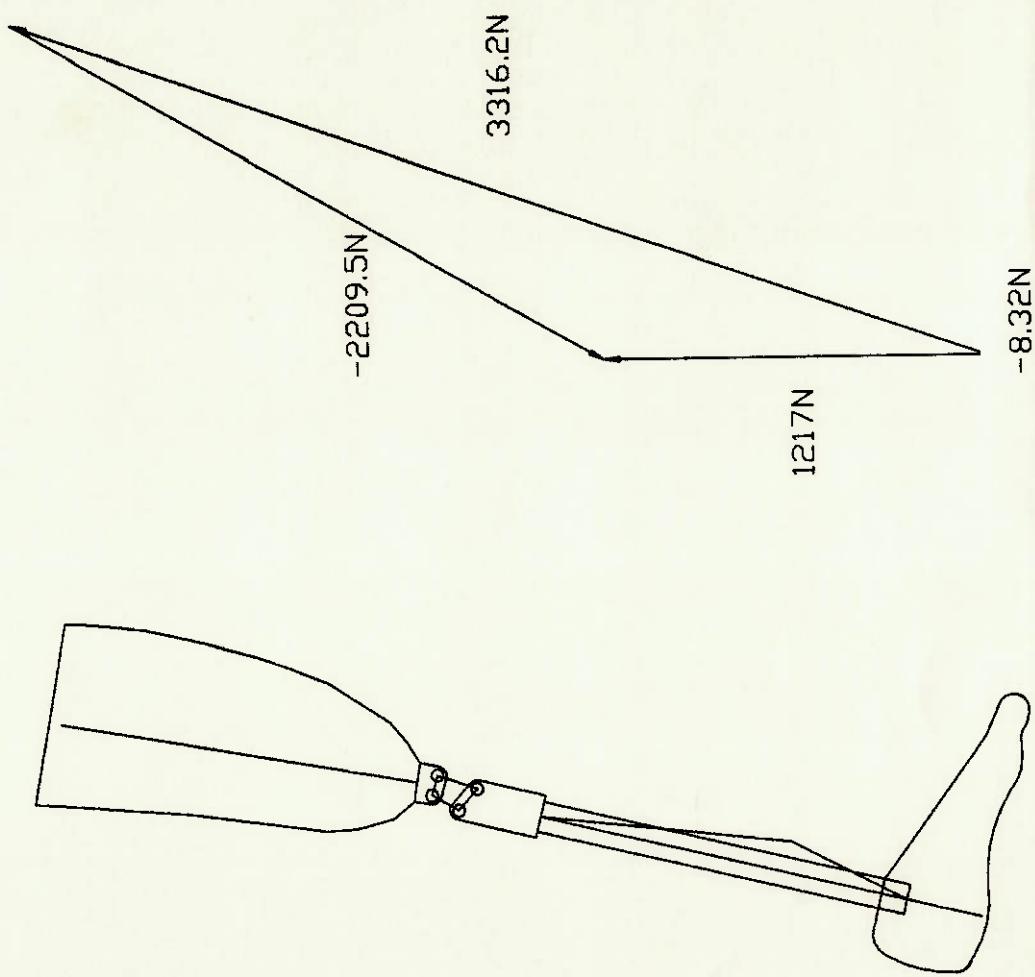


Desenho sem Escala

-10.4N

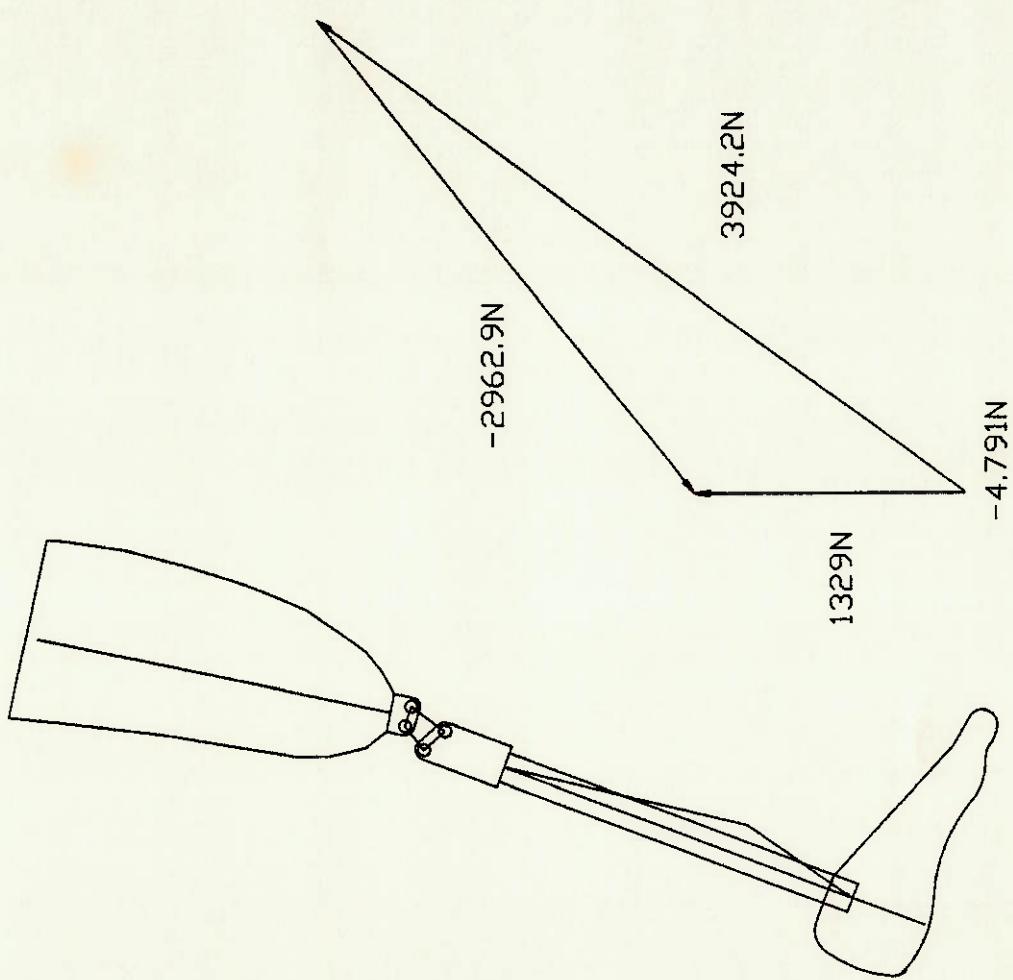
EPUSP | Protese de Joelho
Escala: | Folha: Prof. Omar Madureira

Posição e Força 11



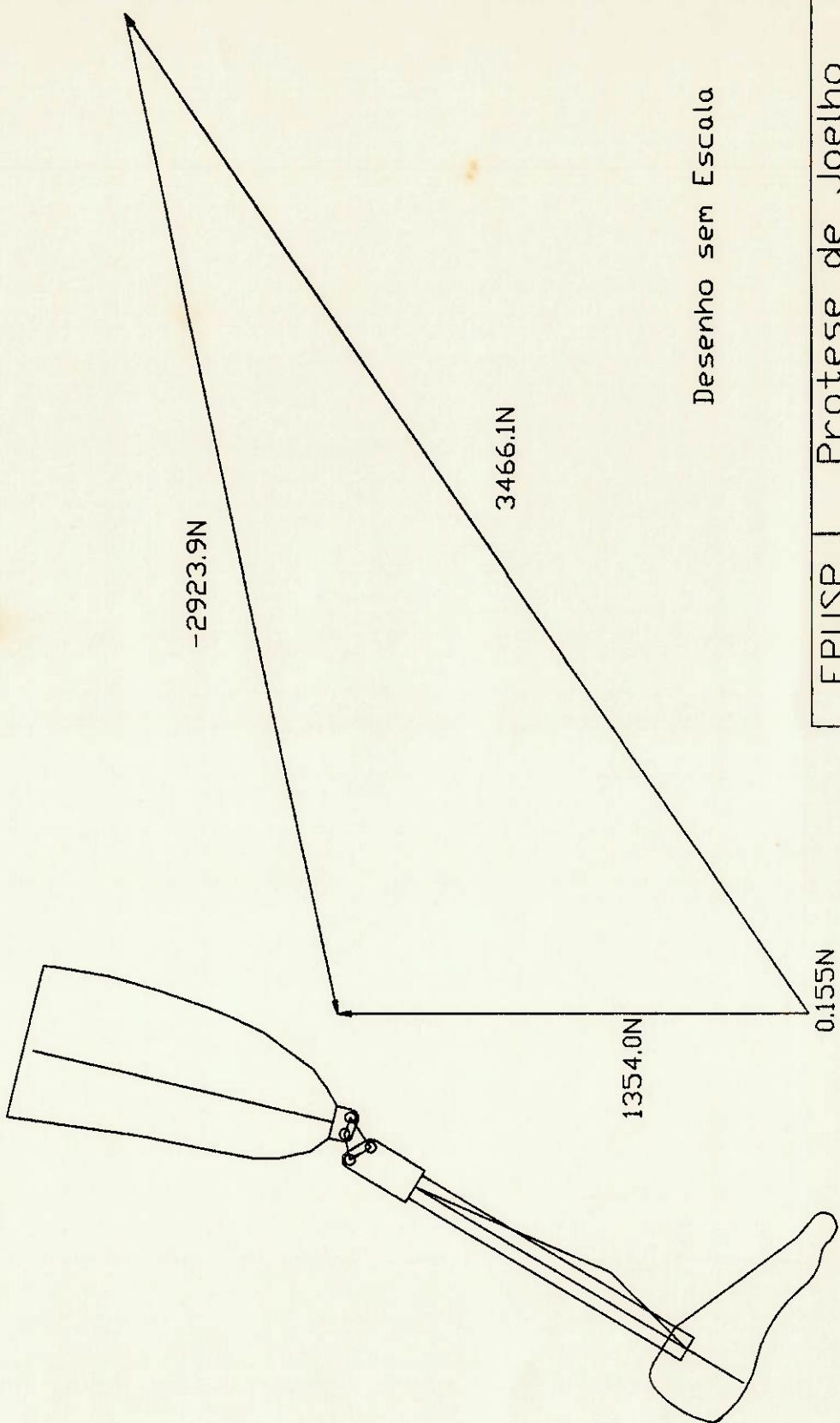
Desenho sem Escala

EPUSP Proteção de Joelho
Escala: Folha: Prof. Mar Madureira
Posição e Força 12



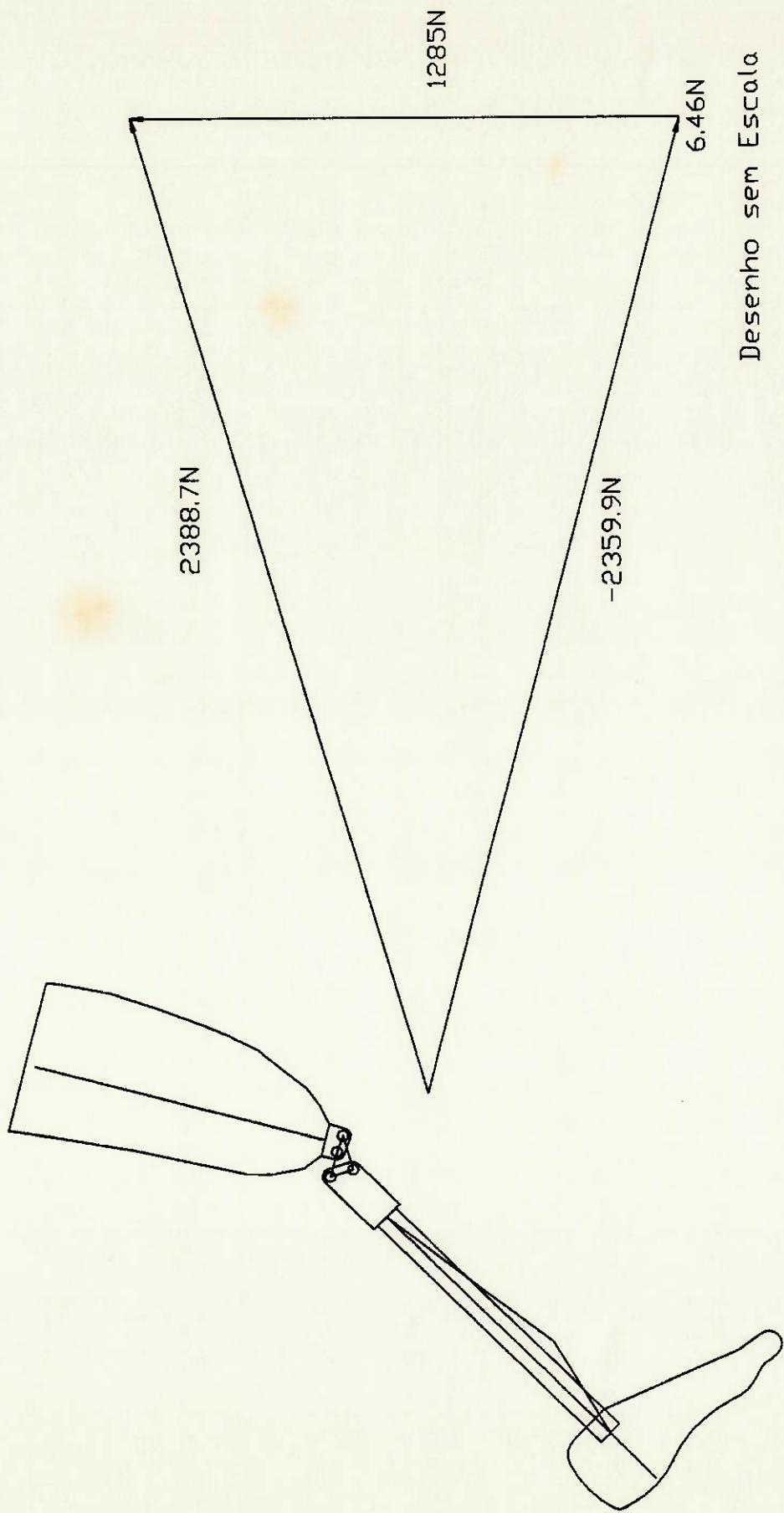
Desenho sem Escala

EPUSP	Proteese de Joelho
Escala:	Folha:
Prof. Ómar Madureira	
Posicao e Forca 13	



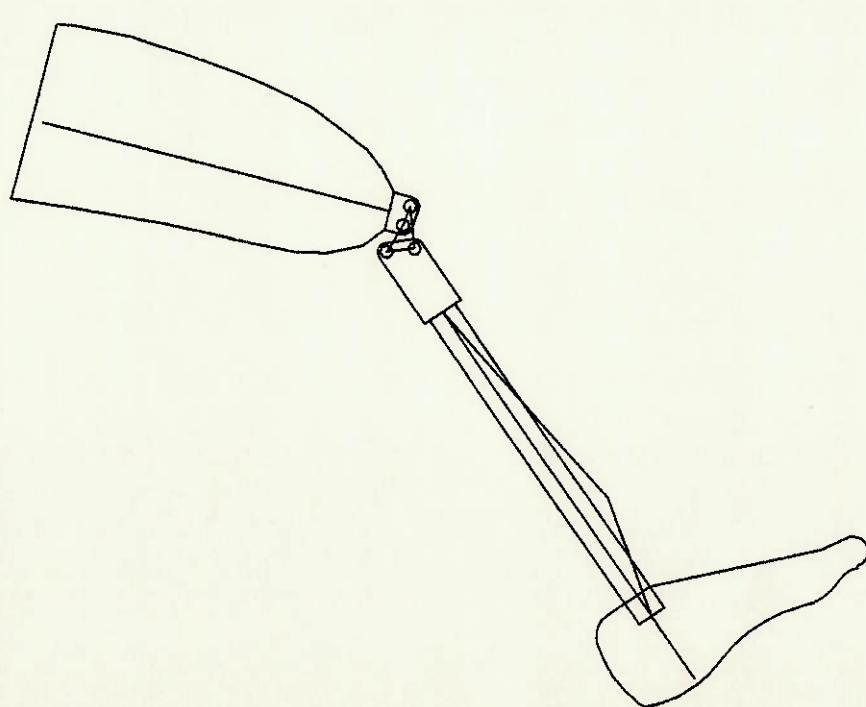
Desenho sem Escala

EPUSP	Protese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Ómar Madureira
Posição e Força 14	



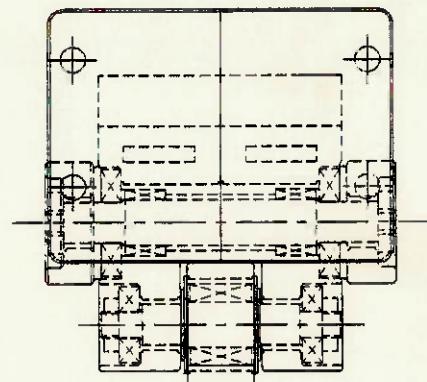
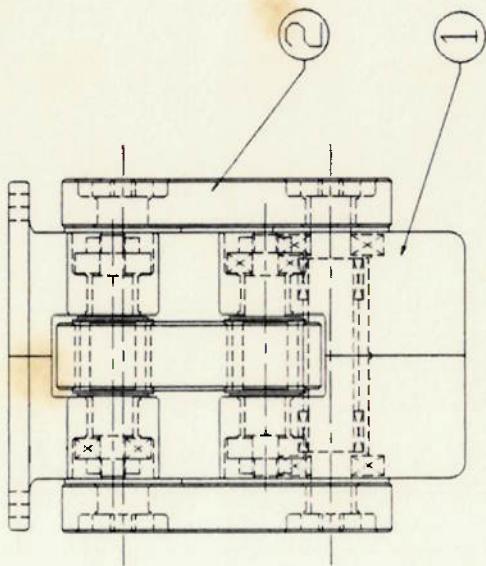
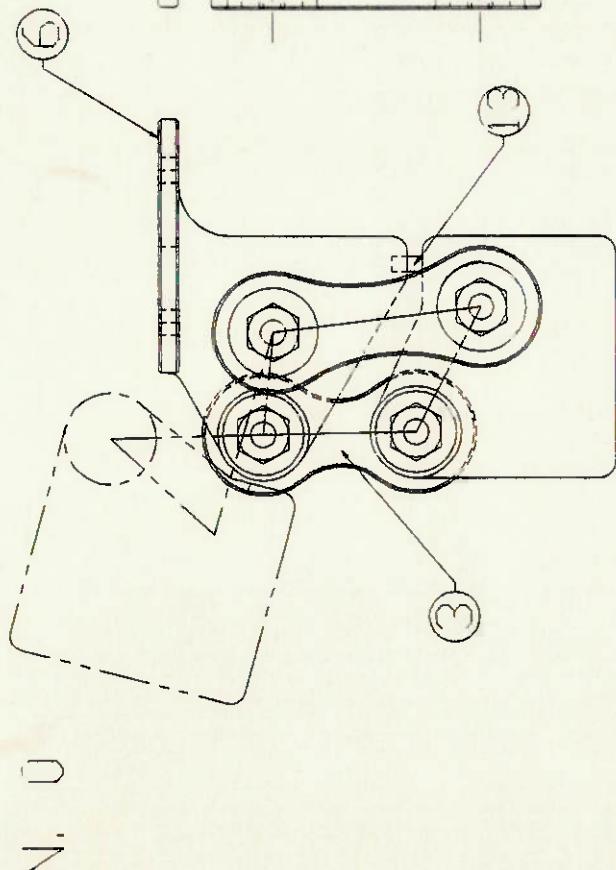
Desenho sem Escala

EPUSP	Protese de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Dr. Mar Madureira
Posição e Força 15	



Desenho sem Escala

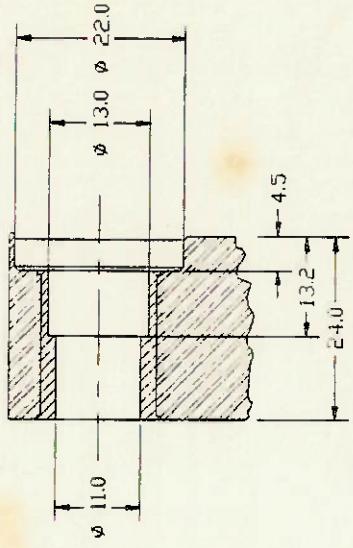
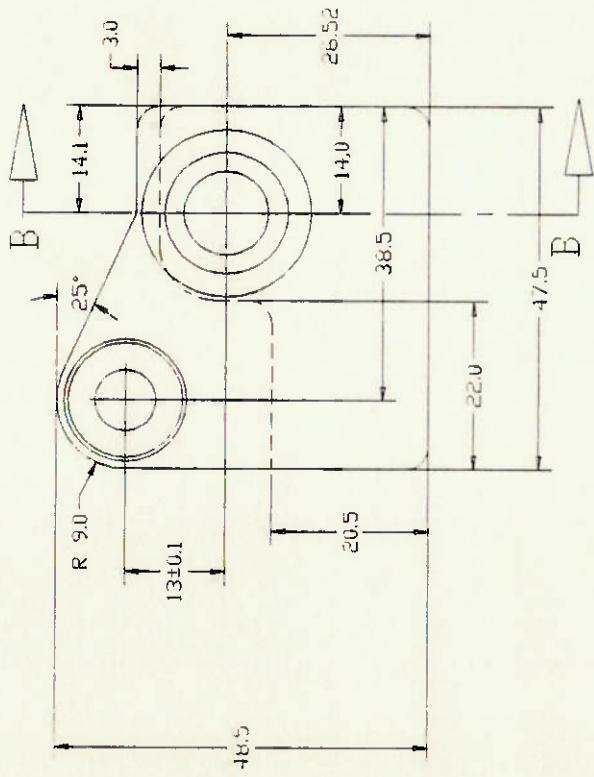
EPUSP	Proteese de Joelho
Escala:	Folha:
	Prof. Ómar Madureira
Posição e Força 16	



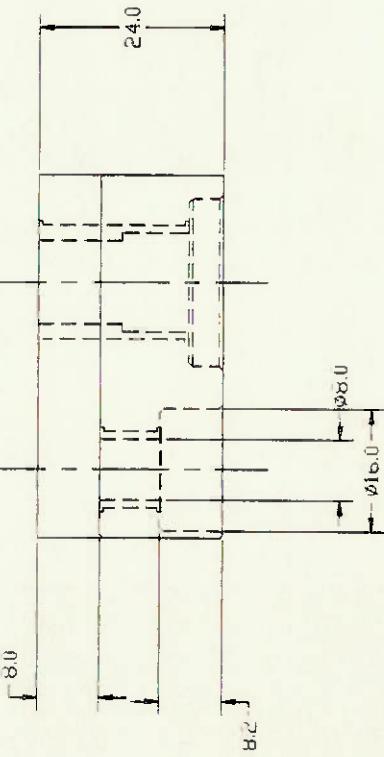
6	ESTRUTURA SUPERIOR	2
13	ENCOSTO	2
3	BARRA TRASEIRA	1
2	BARRA DIANTEIRA	2
19	ESTRUTURA INFERIOR	2
Nº	NOME	QTDE.
EPUSP	Protese de Joelho	
Escola: 11.5	Folha:	Prof. Omar Madureira

Joelho Mecânico - Conjunto

N. 1



CORTÉ B-B



LADO ESQUERDO SIMETRICO

VERTICALMENTE

MATERIAL: FIBRA DE CARBONO

CHANFROS: 0.5X45°

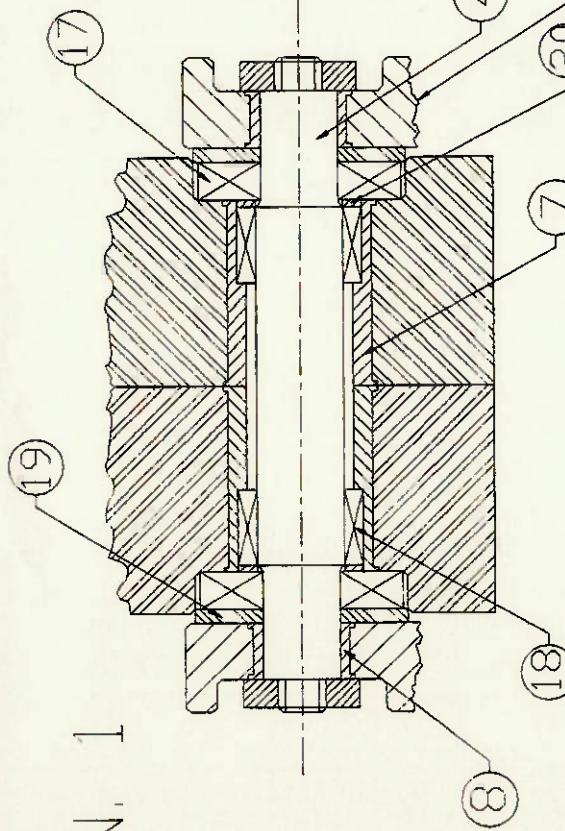
RAIO DE ARRREDAMENTO: 3mm

TOLERANCIAS NAO ESPECIFICADAS: ±0.5

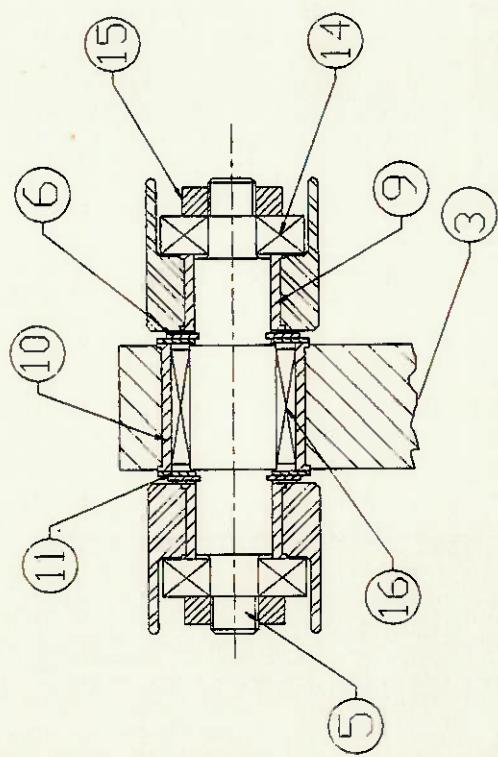
EPUSP	Professor de Jóelho
Escala: 1:1	Folha: Prof. Omar Madieneira

Estudante Inferior

Nº	NAME	QTD
3	BARRA TRASEIRA	1
2	BARRA DIANTEIRA	2
21	ANEL ELASTICO ϕ : 7.7 MM	4
20	ESPACADOR	4
11	VEDADOR EIX. DIANT.	4
18	ROLAMENTO SKF HK0908	4
17	ROLAMENTO SKF AXK0821	4
16	ROLAMENTO SKF HK0912	2
15	PORCA M5	8
14	ROLAMENTO SKF AXK0515	4
12	VEDADOR EIXO TRAS.	4
10	FLANGE DA BARRA TRAS.	2
8	FLANGE DAS BAR. DIANT.	4
7	FLANGE DA ESTR. DIANT.	4
5	EIXO TRASEIRO	2
4	EIXO DIANTEIRO	2
Nº	NOME	QTD
EPUSP	Protese de Joelho	
Escala: 1:25:1	Folha:	Prof. Omar Madureira



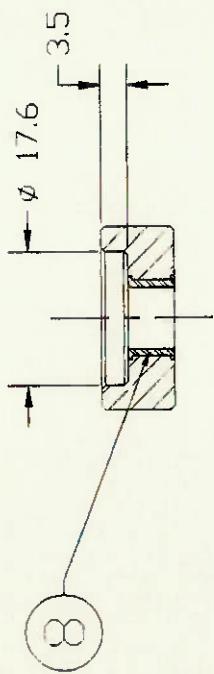
CORTE A-A



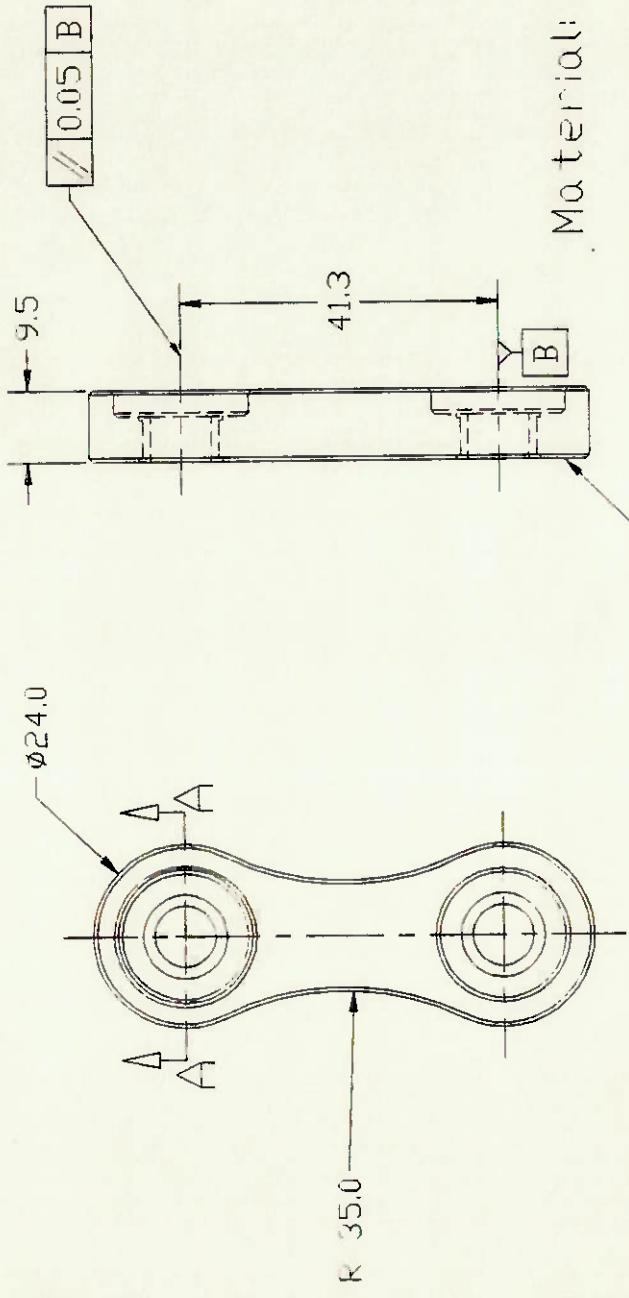
CORTE B-B

Joelho Mecânico - Conjunto

N. 2



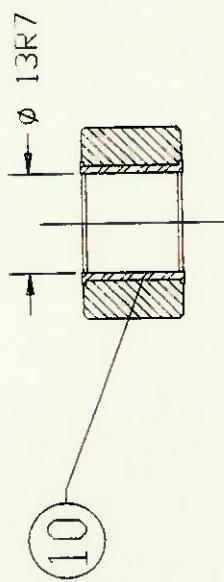
CORTE A-A



CHANFROS : 0.5x45

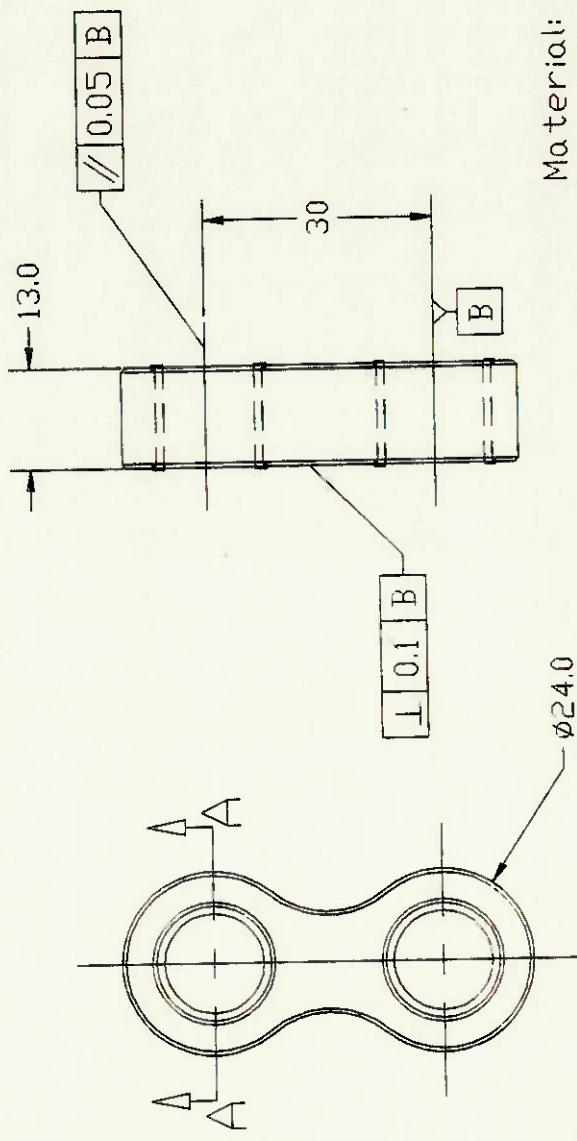
EPUSP	Protese de Joelho
Escolar:	Folha: Prof. Omar Madureira
	Banco Dianteria

N. 3



CORTÉ A-A

CHANFRÓS : 0.5X45



Material: Fibra de Carbono
Protese de Joelho

EPUSP	Protese de Joelho
Escola: 1:1	Folha: Prof. Mar Madureira

BARRA TRAÇADA

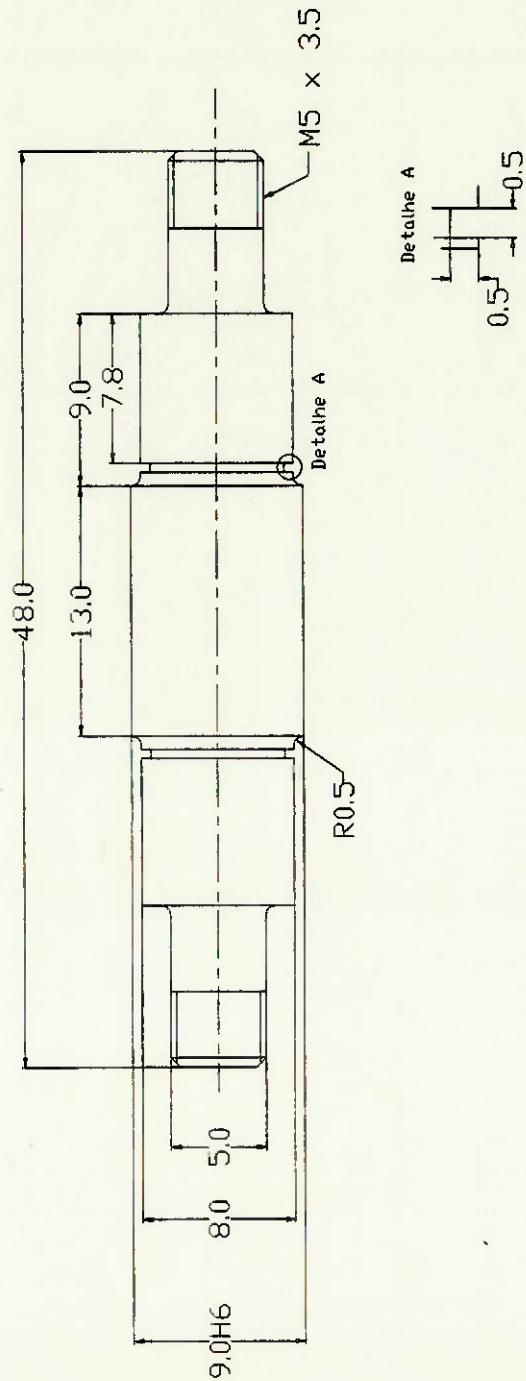
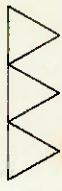
N. 4



Material : Titânio - Liga Alfa-Bêta Ti-6Al-4V

EPUSP	Protese de Joelho
Escala: 2.5:1	Folha: Prof. Omar Madureira
Eixo Dianteiro	

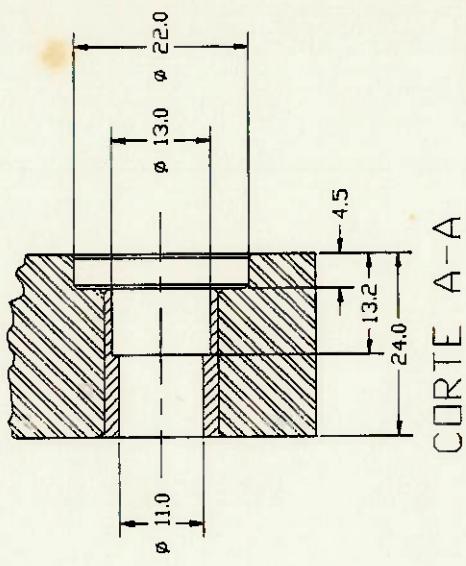
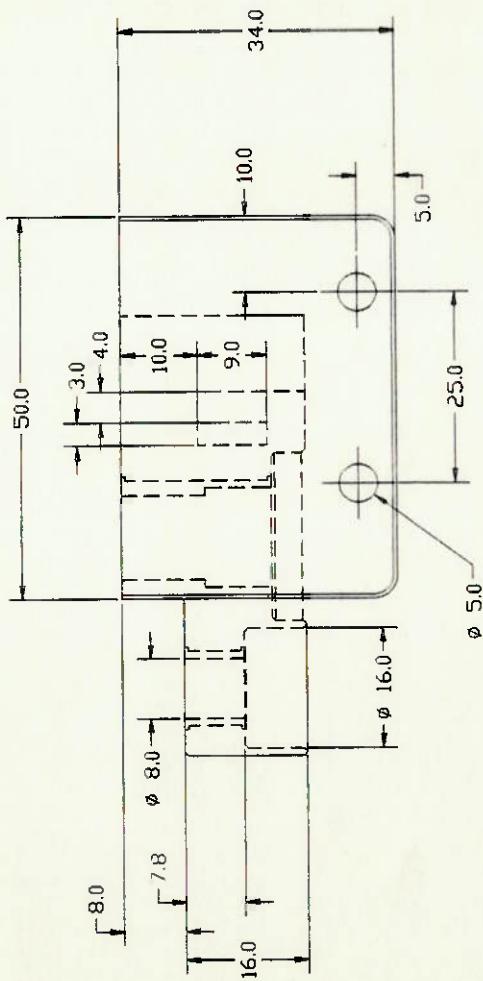
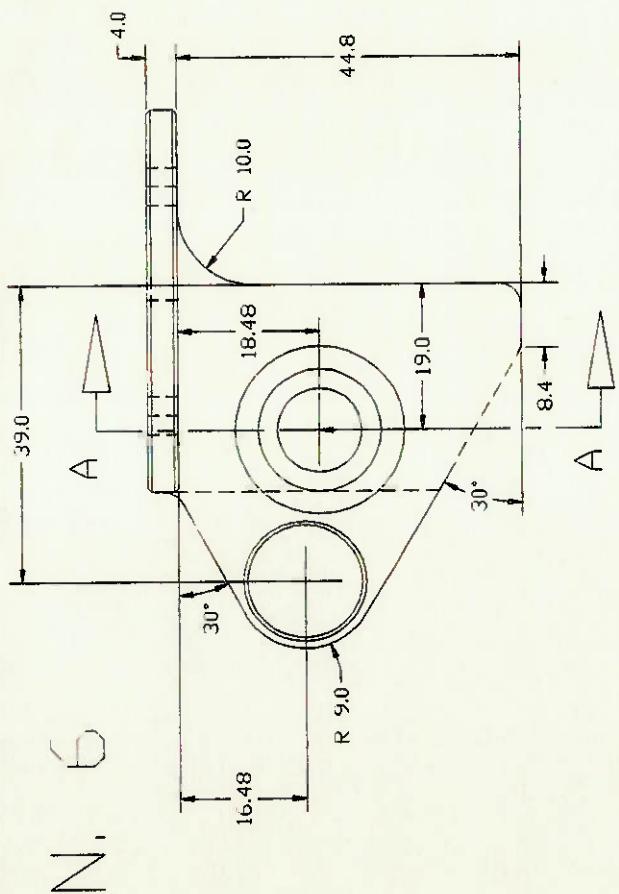
N. 5



Material: Titânio - Liga Alfa-Beta Ti-6Al-4V

EPUSP	Protese de Joelho
Escala: 2.5:1	Folha: Prof. Omar Madureira

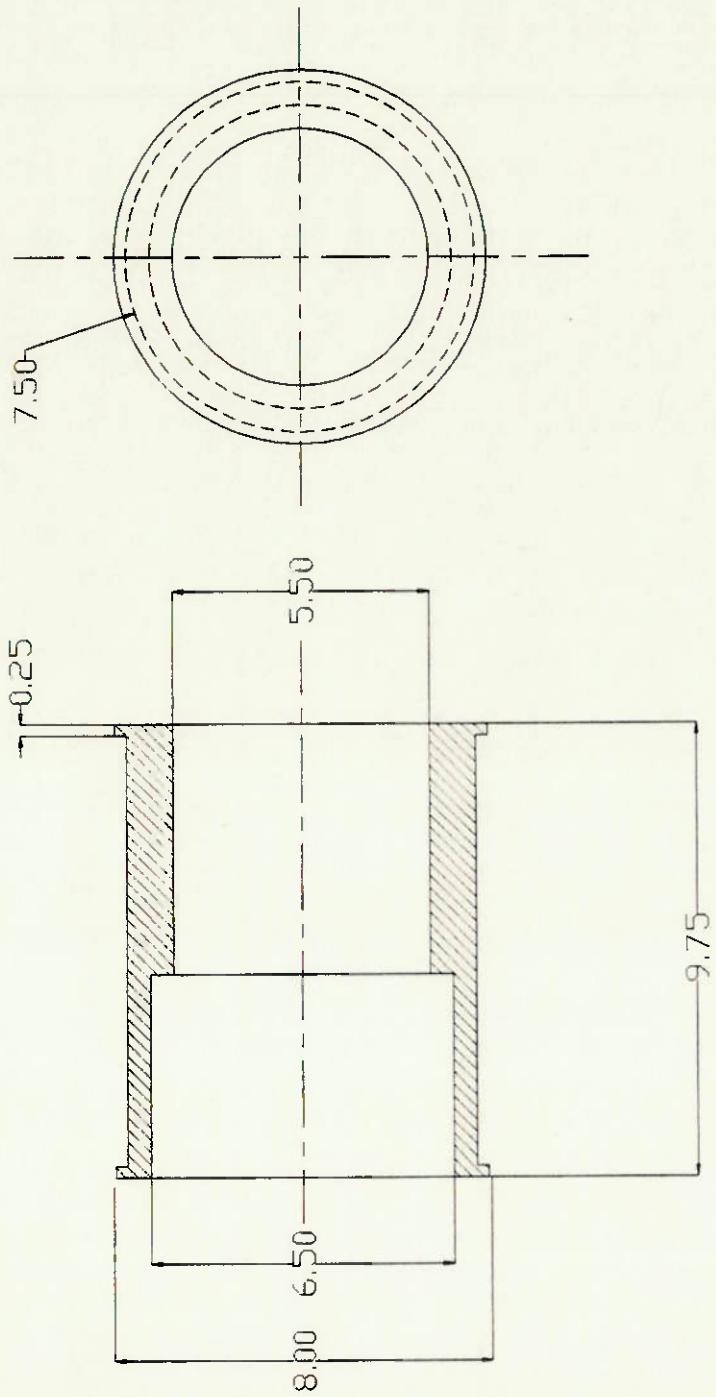
Exo Traseiro



LADO ESQUERDO SIMETRICO
VERTICALMENTE
MATERIAL: FIBRA DE CARBONO
CHANFROS: 0,5X45°
RAIO DE ARREDONDAMENTO: 3mm

EPUSP	Protese de Joelho
Escala: 1:1	Folha: Prof. Mar Madureira
Estrutura Superior	

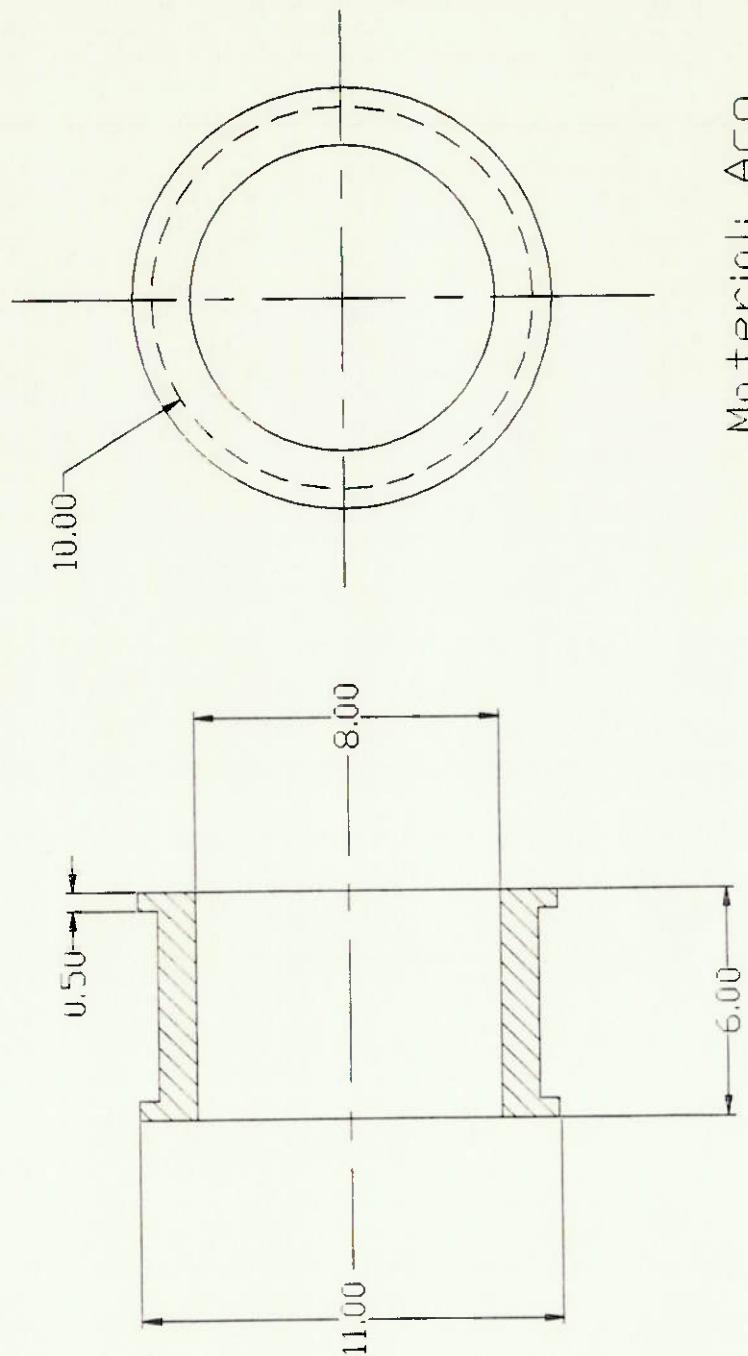
N. 7



Material: Aço

Desenho sem Escala

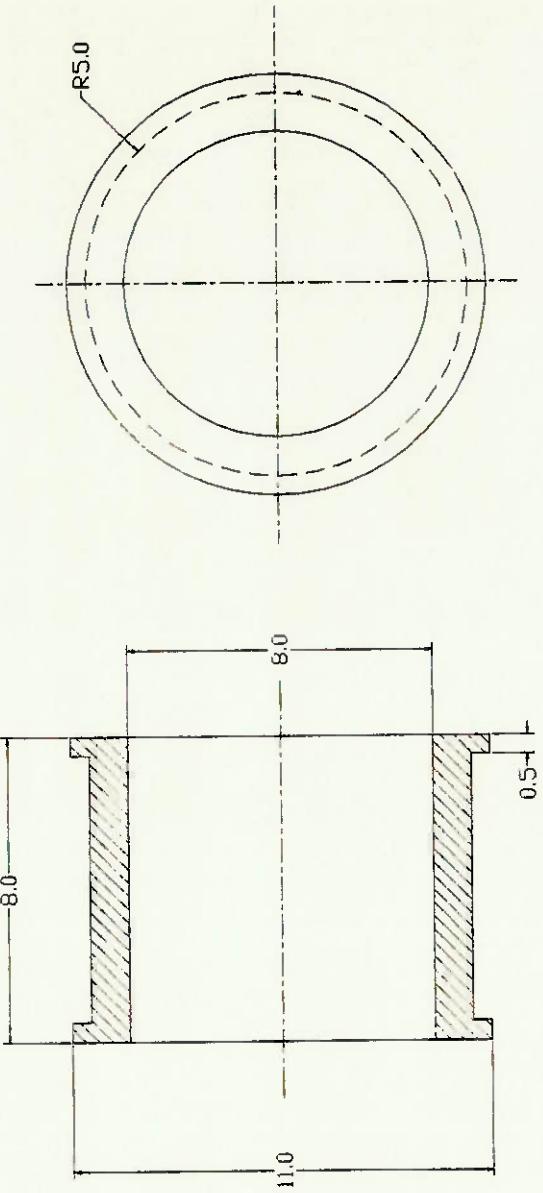
EFUSP	Proteção de Joelho
Escala:	Folha: Prof. Dmar Madureira
Flange do Eixo Diametral	



Material: Aço

EPUSP	Protese de Joelho
Escala: 5:1	Folha: Prof. Omar Madureira
Flange das Barras Diant.	

N.
8

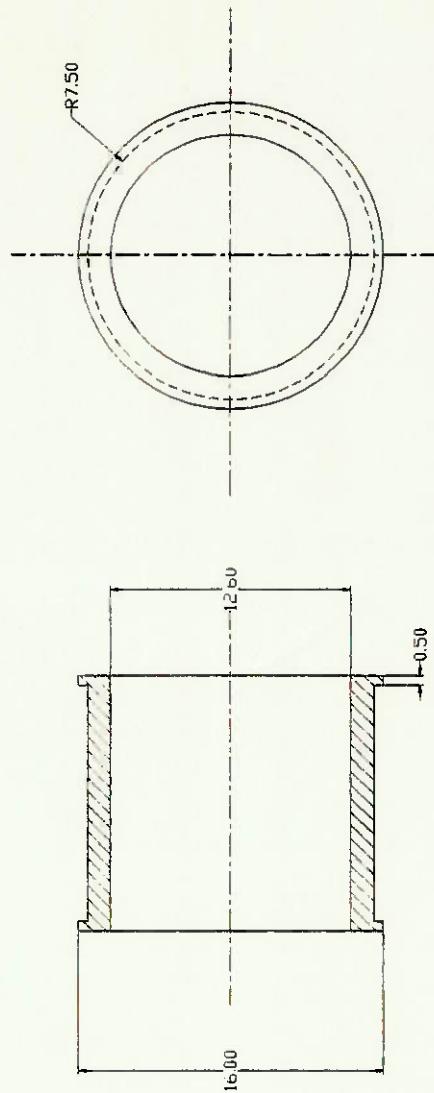


Material: Aço

EPUSP	Protese de Joelho
Escola: 5:1	Folha: Prof. Ímar Madureiro
Flange da Estrutura Traseira	

N. 6

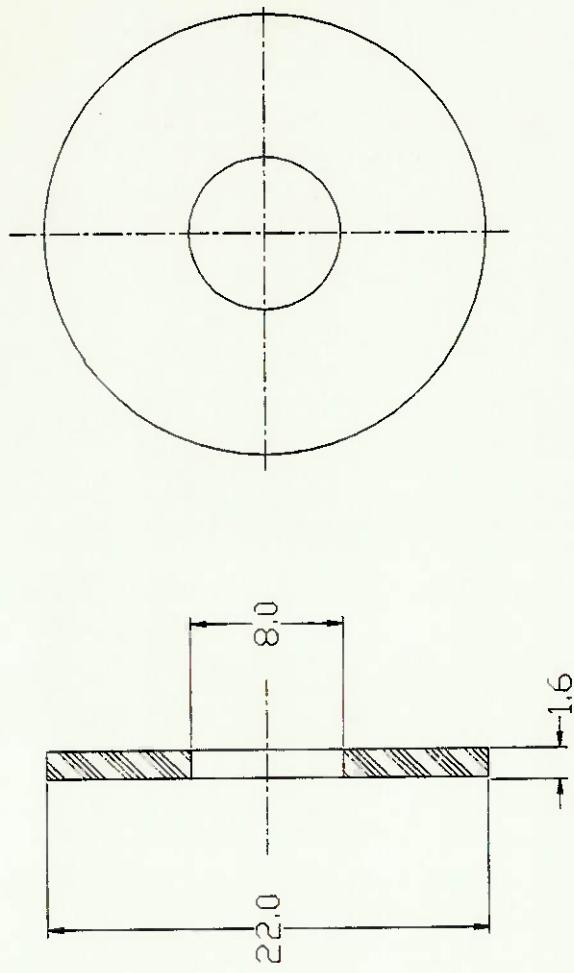
N. 10



Material: Aço

EPUSP	Protese de Jóelho
Escola: 2.5.1	Folha: Prof. Ímar Madureira
Flange da Barra Traçaria	

N. 11

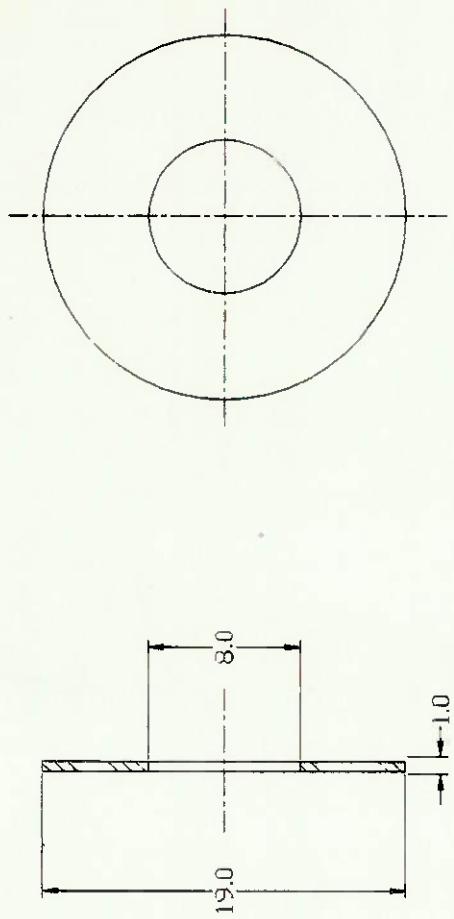


Material: Elastomero

EPUSP	Proteese de Joelho
Escola: 5:1	Folha: Prof. Omar Madureira

Vedor do Eixo Dianteiro

N. 12



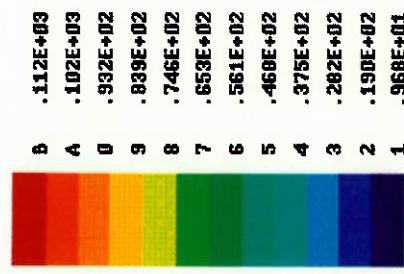
Material: Elastomero

EPUSP	Proteese de Joellino
Escola: 5:1	Folha: Prof. Ómar Madureiro
Vedador do Eixo Traaseiro	

Date: 12/07/95

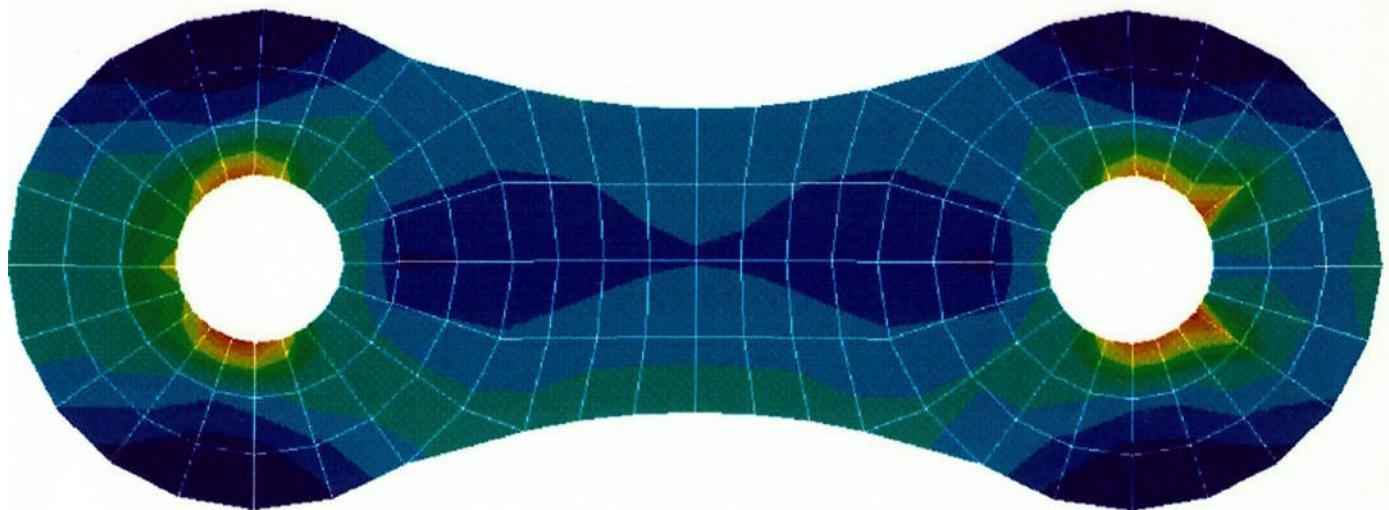
Contour
Node Scalar1

Color Index



Min= .9684E+01
Max= .1210E+03
Min = 9.684000E+00
Max = 1.203872E+02
Min ID= 20
Max ID= 31
Fringe_1:
Stress Invariants
Von Mises
Scalar
At Z1

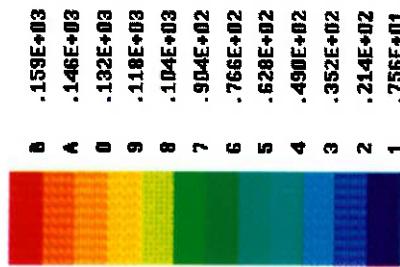
TRCT1
Static Subcase



Date: 12/07/95

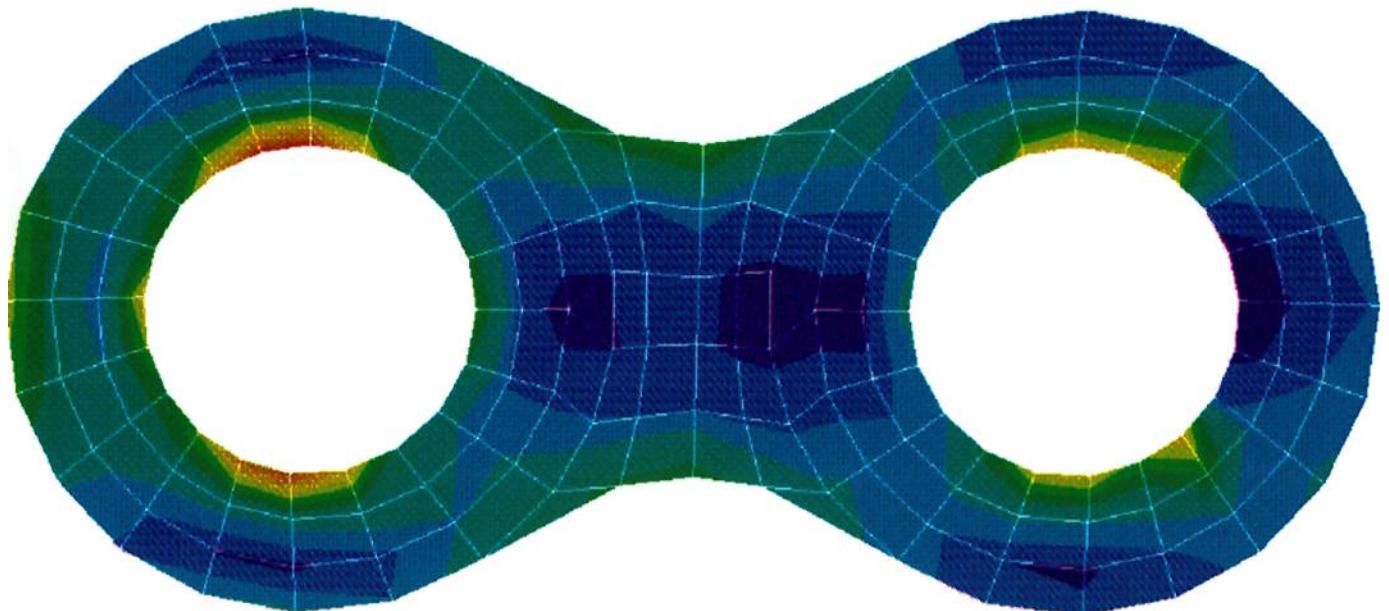
Contour
Mode Scalar1

Color Index



Min= .7565E+01
Max= .1732E+03
Min = 7.564559E+00
Max = 1.732475E+02
Min ID= 14
Max ID= 336
Fringes_1:
Stress Invariants
von Mises
scalar
At 21

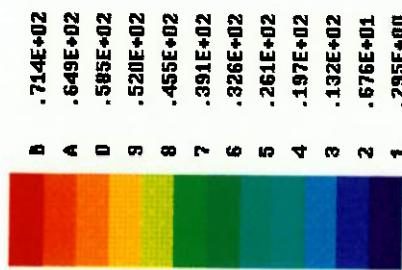
TRAC1
Static Subcase



Date: 12/07/95

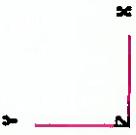
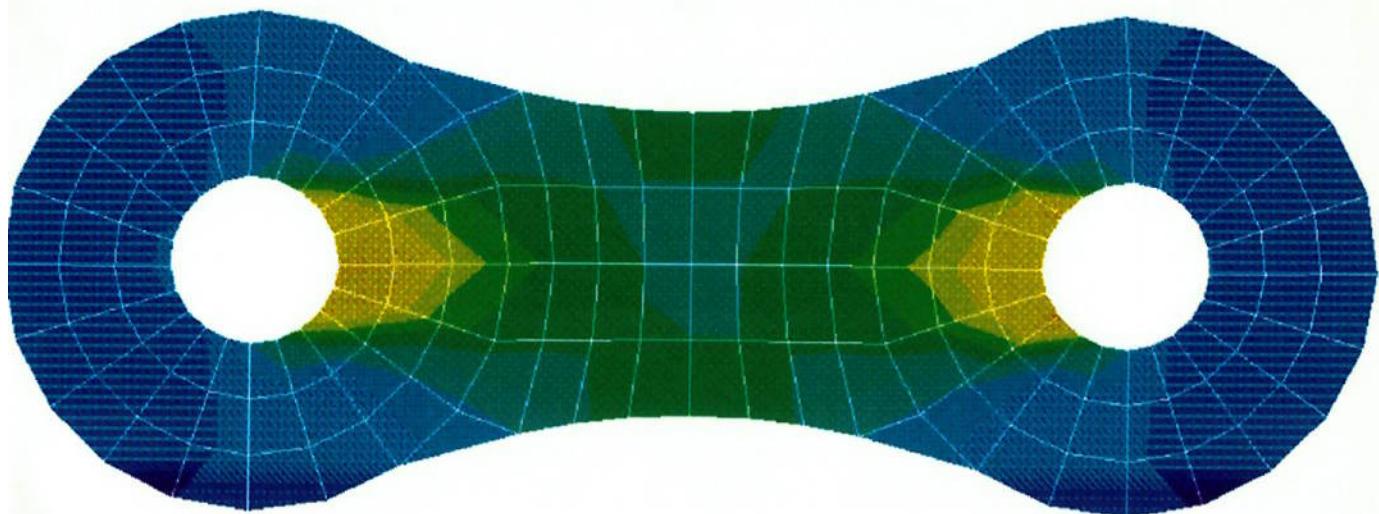
Contour
Node Scalar1

Color Index



Min= .2949E+00
Max= .7785E+02
Min = 2.94928E+01
Max = 7.78548E+01
Min ID= 33
Max ID= 75
Fringe_2:
Stress Invariants
Van Mises
Scalar
At Z1

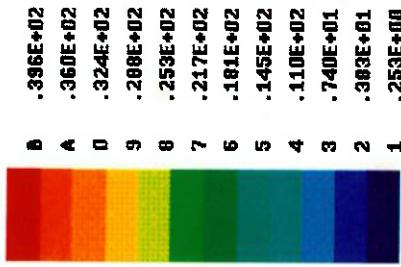
CMP2
Static Subcase



Date: 12/14/95

Contour
Mode Scalar1

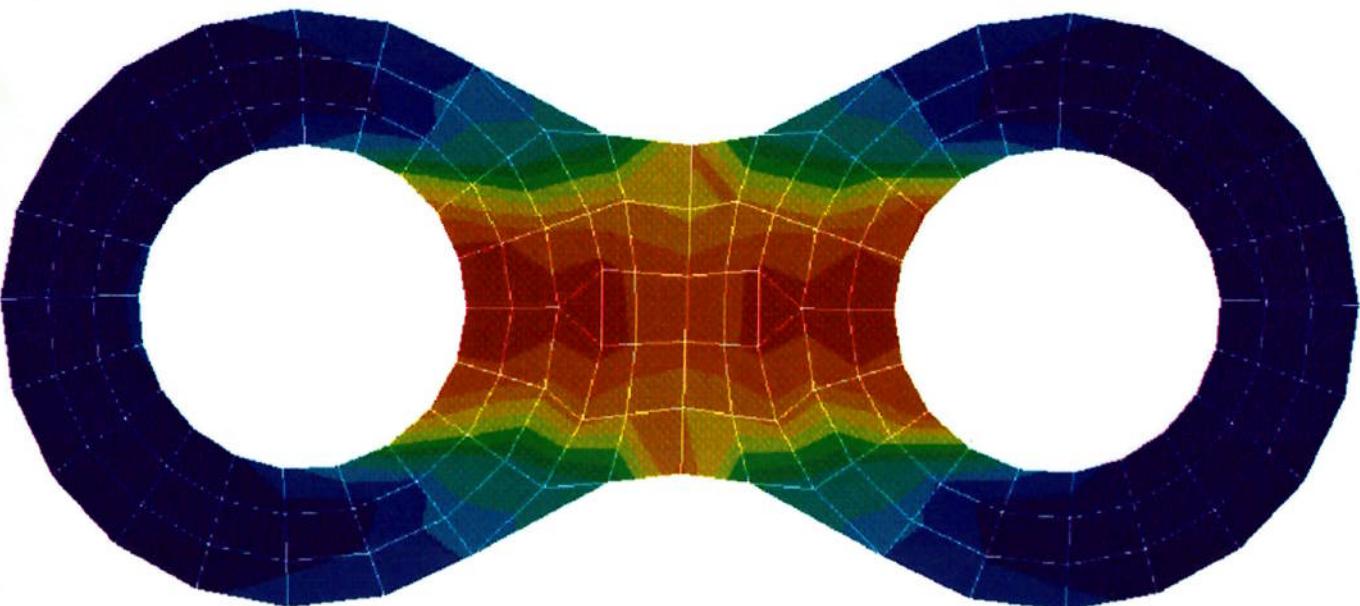
Color Index



Min= .2531E+00
Max= .4313E+02
Min = 2.530843E-01
Max = 4.313479E+01
Min ID= 12
Max ID= 363
Fringe_2:
Stress Tensor

Van Mises
At Z1

t1
Static Subcase



BIBLIOGRAFIA

1. ADAMS, F. - *The Genuine Works of Hippocrates*. William Wood Company - New York, 1886.
2. BICK, E. M. - *Source Book of Orthopaedics*. Baltimore the Williams and Wilkins Company, 1937.
3. BOWKER, J. H.; MICHAEL J. W. - *Atlas of Limb Prosthetics. American Academy and Rehabilitation Principles*. Mosby Year Books, Inc. - St. Louis, 1992.
4. MAQUET, P. G. J. - *Biomechanics of the knee*. Springer-Verlag, 1976
5. MOHAMMED, H. S.; AL-TURAIKI, B. Sc. - *The Human Knee*. The Joint Centre for Research in Prosthetics and Orthotics - Riyadh, Saudi Arabi, 1990.
6. SANDOR, G. N.; ERDMAN A. G. - *Advanced Mechanism Design*. - Prentice Hall, Inc. - New Jersey, 1984.
7. DEPARTMENT OF DEFENSE OF UNITED STATES OF AMERICA - *Human Engineering Design Criteria for Military Systems, Equipment and Facilities* - NASA - Johnson Space Center - Houston, Texas, 1989.
8. JUVINALL, R. C. ; MARSHEK, K. M. - *Fundamentals of Machine Component Design* - John Wiley & Sons, Inc. - New York, 1991.
9. NIEBEL, B. W. ; DRAPER, A. B. ;WYSK, R. A. - *Modern Manufacturing Process Engeneering* - McGraw - Hill Publishing Company - New York, 1989.
10. HOLOWENKO, A. R. - *Dynamics of Machinery* - John Wiley & Sons, Inc. - New York, 1955.
11. LANGLEY, M. - *Carbon Fibres in Engeneering* - McGraw - Hill Publishing Company - New York, 1973.

Um brinde a: Mina do Oller Junior, Os Rolamentos do Ivan, Alceu (Que Alceu?), Maitê e Simonão OverTrash, Japonês, Gabrié, Gustavo e Todos os Piratas, Marcinha, Luciano Meu, a Gostosinha da Mina Dele, Flash (*in Memoriam*), Gu, Hique, Vitão, Flávia, , Os Irmão do Oller Junior, Polegar, Dominó, Trilogia do Aquele, O Canal Cinquenta, A Festa do Joaquim, Barbahala, New York, São Paulo, Love Story, Puma Xalé, Carpe Diem, Pink Panther, Café Cento e Oito, a Gostosona da Cíntia, Rafael, Moreninha, Número 3, Brama Chopp, Horácio, Moinho, FAAP, Zaka, Tonhão, Marcelinho Carioca, Iguatemi, Bote do Tio Bigode, Saulão, PC(É Pirata), Bad-Bad, Maria, Bigode e o Xerox, Muller, Velloso, Cafu, Antônio Carlos, Cléber, Roberto Carlos, César Sampaio, Edilson, Mazinho, Zinho, Rincon, Edmundo, Evair, Zinho e Rivaldo, Luxemburgo, Ronaldo, Vitor, Célio Silva e Henrique, Elivéltion, Zé Elias, Julio César, Souza, Clóvis, Fabinho, Antenor, Zé Sérgio, Valdir Perez, Getúlio, Otiaviano (Que Otaviano ? O amigo do Alceu. Que Alceu Caralho !), Chicão, Morumbi, Pacaembu e Parque Antártica, A Noiva do Ronaldo do Corinthians, Irmão do Flash, PCzinho, Ana, A cunhada do Oller Junior, A Igreja Universal do Reino do Aquele, A Festa da Paulista, da Pinheiros, da ESPM, da Poli, da ABC, da Fármacia, da FAU, da ECA, da FEA, da GV, ao Zokezuels, Ao exame médico da GM, Churrasco da GV, A mina do Cachorro Quente, Cervejada da Mecânica, Cristina Bock, Jairzinho e Passa sem Olhar, Monte Verde, Guarujá, Alfenas, Fama e Poços de Caldas, A Mina do Shampoo, a Pracinha, ao Orelhão do Palmeirense e ao Danone de Morango, A Britada e A Trilogia do Aquele, ao Mineiro, O Mijo do Zacka e Tum-Tum-Tum Anal Putrefation, As Mina de Conchas e o Peido do Mau-Mau, ao Trovão Azul e Treta Verde, Namoradinha de verão e o churrasco, ao cabelo de Viadinho, ao Vinho do Vô do Yuri, ao IntegraPoli, A Cervejada Unificada e o Bandejão do PC, a Glicose do IVAN, Ao Orelhão do Zacka, ao Portão da Civil do Japônes, O Sítio do Ivan, Eliana, Luciana, Juliana, Mariana, Clariovana, a casa da mãe Joana, Maru Juana ,Wilson "Raposão" So lonely Simonal, Renatão, my sexy drive in, a Manuela com u e um l só", (mas Manuel, e o chairo?), o Joaquim "Ricardo" de Campos, o Zé Maria, a Maria José, o negão, a mulher do vizinho, o papagaio, o aleijadinho e o gênio da

lâmpada, "Cri em ti" Cristiane, "pau no seu cu menina", a irmã do Lauro, Fernandinha "é o lobo", GreenJelly(Little Pig, Let me in), Claudinha "a Otra", aos garçons do Barbahala: Costa, Valter, Viviane..., Batman e Bono, aos inventores da cerveja e do fim de semana, ao Timão e ao verdão, a pasta de dente da LaBasque e o chopp da pizza Hut do Iguatemi, Steven Tyler & Joe Perry, produtora vagabunda, a mulher gorda e feia do Disk Fantasia, o pessoal do pagode, (Porteiro) "consumação mínima uma cerveja e mesa só lá em cima", Francis Ford Coppola, a cerveja Sol, Miller, Bud, Antartica, Brahma, Kaiser, Belco, Xingu, Heineken, Cerpa, Polar, Oscar Wilde (Que que esse cara tá fazendo aí?), "tira essa boca daí!!", Não achei meu pau no lixa", Jurassic Fei, CP, FGV, IPMF, Tião Macalé, (Modelinha, deixa eu faê seu book...), House of Lords, Bran Stoker, Winnie Cooper, Kevin Asnold, Paul Salaminho Pfeifer, Neil Gaiman, (A patricinha, o irmão do gustavo, o goiabão e o filho do Dunha), o Mário e o Abreu, mulheres de Alfenas, a caricatura da Lucélia Santos, Bianca, Maguila, os macacos da dinamarca, mamãe, The Rolling Lemons, Keith Richards, Jesus e o milagre do desaparecimento do lenço, vou cuspir para não babar, Fernandinha 1,2,3, o crocodilo e todas as que quiserem aprender a pescar, o Tupã disfarçado, e chutou, bateu, sentou na traaavee!!!, , the wandering spirits, Pooorcos no Eeespaçou, o joguinho do copo (vai tê que bejá o Sartori), o óculos do Takuo, Joan Severance, MARÚ, (UH-Uh-Uh, pau no seu rabo, e eu gosto de rima) salários e a pergunta que não se cala: onde estará o peixinho?

*“No fim, tudo dá certo. Se não deu,
é porque não chegou ao fim”*

Fernando Sabino, “Vivência”,
em *O tabuleiro de damas*