

RAFAEL OLIVIO MARTINS

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA
EM DOIS PACIENTES COM FRATURAS
DIAFISÁRIAS DE FÊMUR TRATADAS POR
OSTEOSSÍNTESE COM PLACA DCP**

**Trabalho apresentado à Universidade
Federal de Santa Catarina, para a
conclusão no Curso de Graduação em
Medicina.**

FLORIANÓPOLIS

1999

RAFAEL OLIVIO MARTINS

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA MARCHA
EM DOIS PACIENTES COM FRATURAS
DIAFISÁRIAS DE FÊMUR TRATADAS POR
OSTEOSSÍNTESE COM PLACA DCP**

**Trabalho apresentado à Universidade
Federal de Santa Catarina, para a
conclusão no Curso de Graduação em
Medicina.**

Coordenador do Curso: Prof. Dr. Edson José Cardoso

Orientador: Prof. Dr. José Francisco Bernardes

Co-orientador: Prof. Dr. Abel R. V. Rosário

**FLORIANÓPOLIS
1999**

Martins, Rafael Olivio. *Avaliação biomecânica da marcha em dois pacientes com fraturas diafisárias de fêmur tratadas por osteossíntese com placa DCP* - Florianópolis, 1999. P32.

Trabalho de conclusão no Curso de Graduação em Medicina, - Universidade Federal de Santa Catarina

1. Fraturas de fêmur.
2. Marcha.
3. Biomecânica.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. Abel do Rosário, ao Professor Dr. José Francisco Bernardes, ao Professor Mário César de Andrade e a colega Adriane Muniz, pelos valorosos esforços para a realização deste trabalho.

ÍNDICE

| | |
|-------------------------------|-----------|
| INTRODUÇÃO..... | 01 |
| OBJETIVOS..... | 03 |
| MÉTODO..... | 04 |
| RELATO DOS CASOS | 10 |
| DISCUSSÃO..... | 24 |
| CONCLUSÕES..... | 28 |
| REFERÊNCIAS..... | 29 |
| NORMAS ADOTADAS..... | 30 |
| RESUMO..... | 31 |
| SUMMARY | 32 |

INTRODUÇÃO

As fraturas diafisárias de fêmur passaram por diversas formas de tratamento, onde a terapêutica conservadora até o início do século resultava em lesões incapacitantes e que freqüentemente causavam a morte¹.

Com o advento da segunda guerra mundial, o tratamento cirúrgico resultou em diminuição da morbidade e mortalidade, onde a consolidação era o principal objetivo. Em 1958, o grupo AO na Suíça, estabeleceu 4 princípios básicos: redução anatômica, osteossíntese rígida, menos traumática, com movimentação precoce, ativa e indolor^{2, 3}.

Os princípios básicos atualmente ainda são válidos, porém sofreram algumas modificações visando a redução estável e menos traumática, sem a preocupação da restituição de cada fragmento. Considera-se indispensável a mobilização precoce e funcional, objetivando a diminuição do tempo de imobilização, afastamento das atividades profissionais e retorno precoce as atividades desportivas².

A existência das complicações no tratamento das fraturas diafisárias com placas de compressão dinâmica (DCP), levou ao desenvolvimento de outros materiais de síntese como: as placas em ponte, placas de compressão dinâmica com pouco contato com a cortical, hastes e mais recentemente as hastes com bloqueio(*interlocking nail*)^{3, 4}.

Garcia e cols., em 1995, após avaliação prospectiva clínica de 60 casos de fraturas diafisárias de fêmur durante o período de reabilitação assistida,

concluíram que todos os pacientes apresentaram padrão de marcha normal, mobilidade dos quadris e joelhos normais, assim como a sensibilidade e força muscular do membro operado .

A recuperação funcional da marcha é o último e mais complexo estágio a ser vencido por estes pacientes, pois envolve um conjunto de movimentos onde participam os componentes essenciais para execução da locomoção que podem estar comprometidos, em virtude da própria energia do trauma, procedimento cirúrgico, tempo de imobilização, uso de órtese de apoio, ausência ou tratamento fisioterápico inadequado.

Alterações de marcha neste tipo de situação, estão relacionadas a disfunção primária atribuída a fraqueza muscular, mobilidade articular restringida e ou dor ⁶. As adaptações posturais e dinâmicas surgem com objetivo de manter o equilíbrio da locomoção.

A biomecânica oferece como meio alternativo, a partir da dinamometria, medir as forças exercidas entre o corpo e o meio ambiente⁶. Pode-se avaliar objetivamente o padrão de marcha após o trauma , com análises físicas de sistemas biológicos ⁷.

Como complemento na prática clínica, surgiu o interesse de novas técnicas fidedignas, para quantificar qual a real capacidade do membro comprometido e coletar melhores parâmetros para avaliação do desempenho deste membro.

O sistema de plataforma de força montada sob uma esteira ergométrica permite quantificar as forças externas como forma de calcular as forças internas ⁸, correlacionando a clínica apresentada pelo paciente, formulando hipóteses e qualificando o comprometimento da marcha .

2. OBJETIVOS

2.1 - Geral

O objetivo geral deste trabalho é analisar a cinética da marcha em pacientes submetidos a osteossíntese de fratura de fêmur com placa DCP.

2.2 - Específicos

Correlacionar achados clínicos com a avaliação da marcha em plataforma de força acoplada a esteira ergométrica, em pacientes com fratura de fêmur submetidos a osteossíntese com placas DCP.

Demonstrar a utilização da dinamometria na avaliação pós-operatória de pacientes submetidos a cirurgias de fêmur com placas DCP.

3. MÉTODO

Realizou-se um estudo descritivo de uma amostra de dois pacientes, com fraturas diafisárias cominutas de fêmur fixadas com placas DCP no Hospital Regional de São José - Dr. Homero de Miranda Gomes, no ano de 1995.

3. 1. Característica da amostra:

TABELA I: Caracterização da amostra em relação a idade, sexo, peso, altura e o membro com fratura diafisária de fêmur fixado com placa DCP.

| PACIENTE | IDADE | SEXO | PESO (kg) | ALTURA (m) | LADO OPERADO |
|----------|-------|------|-----------|------------|--------------|
| A | 38 | M | 71 | 1,78 | ESQUERDO |
| B | 40 | F | 69 | 1,68 | BILATERAL |

TABELA II: Causa do trauma, ocorrência de lesões associadas e de complicações pós-operatórias, no paciente A com fratura unilateral e no paciente B com fratura bilateral.

| Paciente | Trauma | Lesões associadas | Complicações |
|----------|--------------------------|-------------------|----------------------------------|
| A | Acidente motociclístico | Clavícula D | Perda da redução cirúrgica |
| B | Acidente automobilístico | Fratura ulna E | Perda da redução cirúrgica no MD |

D: direito ; E: esquerdo ; MD: membro direito

3. 2. Avaliação clínica:

Foi desenvolvido um protocolo de estudo clínico das queixas individuais de cada paciente, correlacionando a ocorrência de complicações pós operatórias e o tempo médio de tratamento das fraturas. Determinou-se o tempo decorrido para o início da carga total do membro operado, ou seja, o período em que o paciente permaneceu no leito ou andou com o apoio de órtese e o tempo de reabilitação assistido por profissional competente.

Realizou-se inspeção da marcha e exame físico ortopédico, avaliando-se a mobilidade articular passiva, exame neurológico e força muscular comparado ao lado contralateral.

Avaliou-se com radiografias de controle o membro operado, e escanometria dos membros inferiores.

3. 3. Avaliação dinamométrica:

Para análise da marcha considerou-se fatores intervenientes como: diferentes velocidades de caminhada, sexo, características anatômicas e musculares e condições experimentais como a adaptação a esteira.

O estudo biomecânico experimental da marcha foi realizado com duas plataformas com sensores de carga de cristais piezelétrico marca KISTLER modelo 9810S1, acoplada a uma esteira ergométrica com controle de velocidade de 0 a 20 km/h com inclinação que pode variar de -5° a 20° . A plataforma de força fornece valores das forças de reação ao solo e momentos.

Os sinais adquiridos pelos transdutores são enviados por intermédio de cabos e interruptores a um amplificador de sinais. O sinal é então enviado para um conversor A/D e o programa de funções GAITWAY^{RM} versão 1.08 que permite análise, tratamento e armazenamento dos dados de pesquisa.

A avaliação foi realizada em ambiente fechado, de aproximadamente 60m², no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física e Desportos na Universidade do Estado de Santa Catarina.

Os pacientes foram posicionados sobre a plataforma. Após um período de adaptação ao equipamento, a velocidade foi aumentada gradualmente entre 4 km/h e 6 km/h onde obteve-se várias tomadas de tempo de 12 segundos. Cada paciente permaneceu em média 10 minutos sobre a esteira rolante.

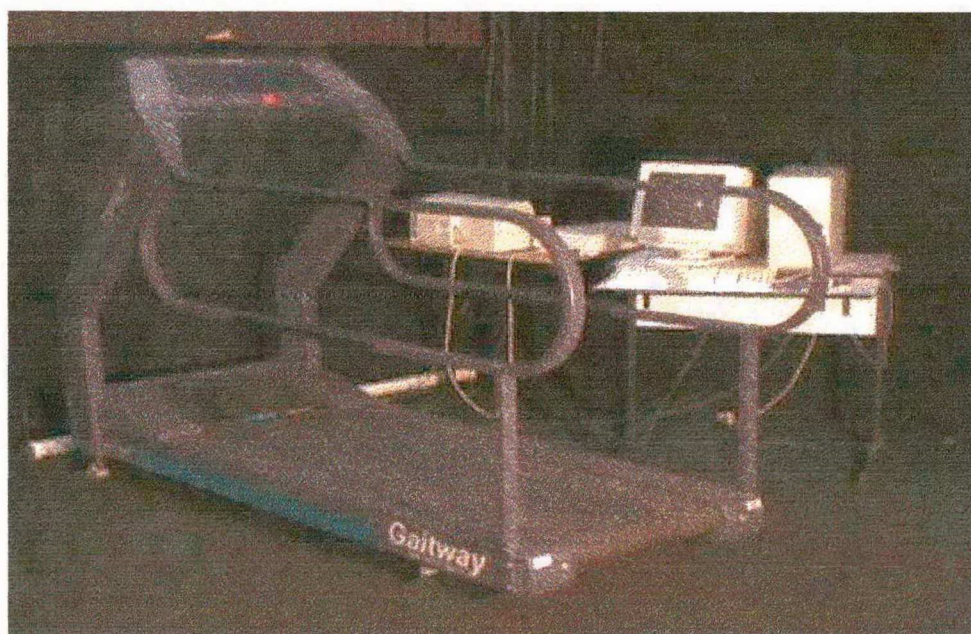


Figura 1 – Plataforma de força montada em esteira ergométrica

3. 4. Caracterização das variáveis:

As grandezas físicas relevantes analisadas foram as variáveis da força: taxa de aceitação do peso, impulso e taxa de retirada do pé. O estudo temporal foi exemplificado pelo índice do tempo de contato dos pés ao solo. Utilizou-se o índice de assimetria para melhor compreensão dos resultados. A definição destas variáveis cinemáticas segue a seguir:

3. 4. 1. Variáveis força:

- A) Primeiro pico de força: força máxima absoluta da curva força X tempo, na primeira metade de tempo de contato dos pés. Corresponde ao choque do calcâneo.
- B) Segundo pico de força: força máxima da curva força X tempo na segunda metade de tempo de contato completo do pé.
- C) Força de apoio médio ou suporte médio: é a força mínima absoluta entre o primeiro e segundo pico de força máxima.
- D) Impulso: corresponde a área total sobre a curva, ou seja, as somatórias das forças em função do tempo entre o contato inicial e final do pé.
- E) Taxa de aceitação do peso: corresponde a inclinação da curva força X tempo durante a fase de carga, entre 10% e 90% do ponto do primeiro pico de força.
- F) Taxa de retirada do pé: inclinação da curva força x tempo, durante a fase de descarga. Obtêm-se a um ponto entre 90% a 10% do segundo pico de força.

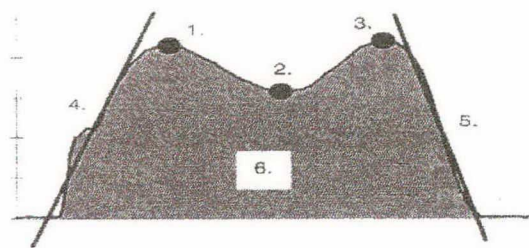


Figura 2: Curva força X tempo: 1- primeiro pico de força; 2- força de suporte médio; 3- segundo pico de força; 4- taxa de aceitação do peso; 5- taxa de retirada do peso; 6- impulso

3. 4. 2. Variáveis tempo:

- A) Tempo de contato: tempo decorrido entre o início de contato do pé até a retirada do antepé. Indica o tempo de força que é aplicada pelo pé.
- A) Tempo da passada: é o tempo que compreende o início do contato do calcanhar de um pé até o próximo contato do calcanhar do mesmo pé.
- B) Tempo do passo: tempo que compreende o início do contato do calcanhar do pé até o próximo contato do pé contralateral.
- D) Tempo de duplo apoio: é o período onde o peso é sustentado por ambos os pés durante um passo.
- E) Tempo de simples apoio: é o período de tempo durante um passo no qual o passo do corpo é suportado somente por um pé.

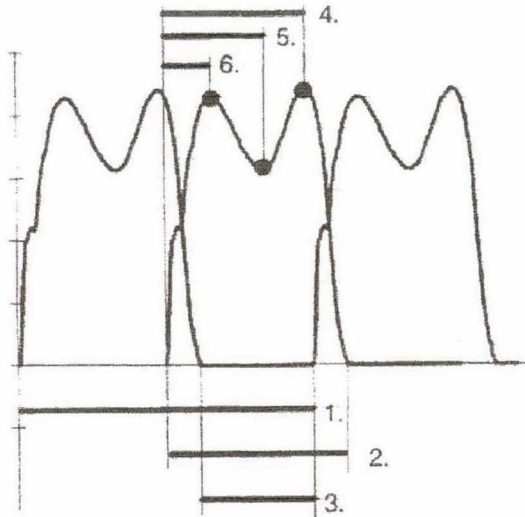


Figura 3: Curva força X tempo: 1- tempo da passada; 2- tempo de contato; 3- tempo de simples apoio; 4- tempo do segundo pico de força; 5- tempo da força de suporte médio; 6- tempo do primeiro pico.

3. 4. 3. Índice de assimetria

O índice de assimetria compara o pé direito com o pé esquerdo para a todos os parâmetros numéricos. É expresso como um percentual favorecendo tanto o pé direito como o pé esquerdo . Um índice positivo indica um valor maior para os parâmetros do pé esquerdo e um índice negativo indica um valor maior para os parâmetros do pé direito.

4. RELATO DOS CASOS

4.1. Avaliação clínica

TABELA III: Queixa principal, período de acompanhamento fisioterápico e tempo decorrido para deambulação com carga total no paciente A e B com fraturas consolidadas de diáfise do fêmur

| Paciente | Queixa principal | Período de fisioterapia | Período para início da carga total |
|----------|--|-------------------------|------------------------------------|
| A | Dor lombar e sensação de desconforto no membro operado | 1 mês | 8 meses |
| B | Dor durante a deambulação no membro direito | 6 meses | 18 meses |

TABELA IV: exame físico ortopédico por segmentos dos membros inferiores, do paciente A e B avaliando mobilidade passiva, exame neurológico e equilíbrio.

| | Paciente A | | Paciente B | |
|-------------------|------------|----------|------------|----------|
| | Direito | Esquerdo | Direito | Esquerdo |
| Quadril | | | | |
| - Flexão | 125° | 120° | 110° | 115° |
| - Extensão | 15° | 15° | 15° | 10° |
| - Abdução | 30° | 40° | 30° | 20° |
| - Adução | 20° | 20° | 20° | 15° |
| - RI | 20° | 35° | 30° | 15° |
| - RE | 40° | 30° | 40° | 10° |
| Joelho | | | | |
| - Flexão | 120° | 130° | 110° | 120° |
| - Extensão | 0° | 0° | 0° | 0° |
| Tornozelo | | | | |
| - Dorsoflexão | 20° | 20° | 20° | 20° |
| - Flexão plantar | 40° | 40° | 40° | 40° |
| Neurológico | | | | |
| - Reflexo patelar | + | + | + | + |
| - Reflexo aquileu | + | + | + | + |
| - Romberg | negativo | | positivo | |
| sensibilizado | | | | |

TABELA V: exame físico ortopédico do paciente A e B, pesquisando força muscular dos segmentos dos membros inferiores.

| | Paciente A | | Paciente B | |
|------------------|------------|----------|------------|----------|
| | Direito | Esquerdo | Direito | Esquerdo |
| Quadril | | | | |
| - Flexão | N | N | N | N |
| - Extensão | N | N | D | D |
| - Abdução | N | N | D | D |
| - Adução | N | N | N | N |
| - RI | N | N | N | N |
| - RE | N | N | N | N |
| Joelho | | | | |
| - Flexão | N | N | N | N |
| - Extensão | N | N | N | N |
| Tornozelo | | | | |
| - Dorsoflexão | N | N | N | N |
| - Flexão plantar | N | N | N | N |

N: força normal D: força diminuída

O paciente A referiu dificuldade para correr enquanto o paciente B relatou impossibilidade para correr. Nenhum dos dois pacientes praticava esportes antes ou após o trauma. Os dois pacientes negaram doença orgânica sistêmica.

O paciente A durante a inspeção não se observou claudicação, enquanto o paciente B demonstrou alteração da marcha com um alargamento da base de sustentação e claudicação com trendelemburg bilateral. Este paciente foi incapaz de manter-se estaticamente com o apoio do peso em um membro apenas.

Os pacientes mostraram fraturas consolidadas e com material de síntese no membro operado ao controle radiográfico. O paciente A apresentou na escanometria aumento do comprimento do membro operado e na perimetria circunferência média ao nível médio da coxa menor que o membro não operado. No paciente B com fratura bilateral, o membro direito era relativamente maior em comprimento e menor em circunferência que o membro esquerdo.

TABELA VI: Diferenças entre comprimento dos membros inferiores e circunferência ao nível médio da coxa.

| PACIENTE | COMPRIMENTO (cm) | CIRCUNFERÊNCIA (cm) |
|----------|------------------|---------------------|
| A | ME MAIOR 0,5 | ME MENOR 1,5 |
| B | MD MAIOR 0,4 | MD MENOR 2.8 |

*MD: membro direito

4. 2. Avaliação Biomecânica:

Avaliou-se o gráfico força X tempo e o índice de assimetria para as ariáveis taxa de aceitação do peso, impulso, taxa de retirada do pé e tempo de contato dos pés.

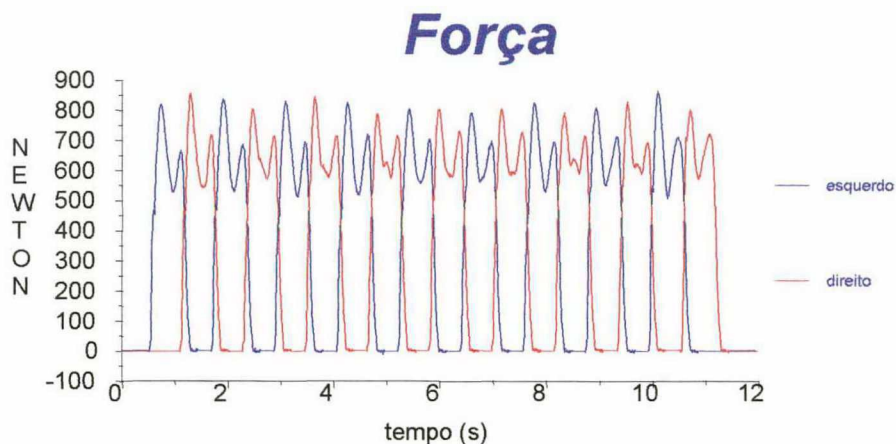


Figura 4: Gráfico força vertical (Newtons) resultante no instante de apoio e retirada dos pés do paciente A, na velocidade de 4 km/h no intervalo de tempo de 12 segundos

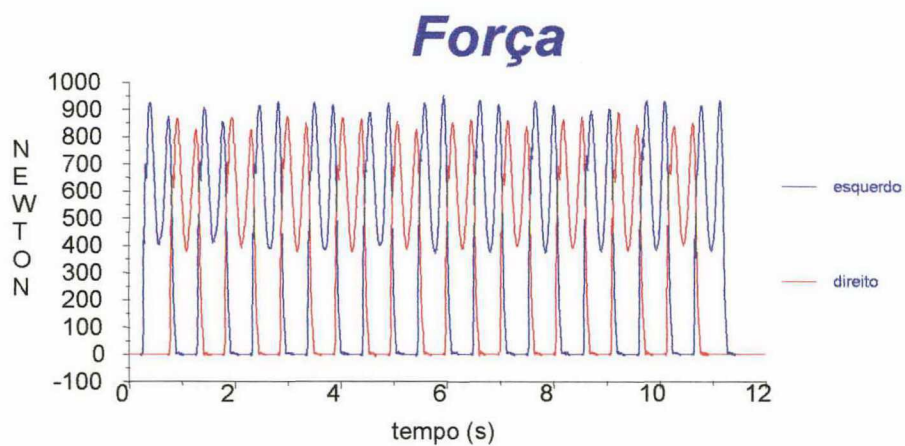


Figura 5: Gráfico força vertical (Newtons) resultante no instante de apoio e retirada dos pés do paciente A, na velocidade de 6 km/h no intervalo de tempo de 12 segundos.

Avg: -12.23
SD: 9.30

Índice de aceitação peso



Figura 6: Gráfico do Índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de aceitação do peso do paciente A na velocidade de 4 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior no solo.

Avg: 1.37
SD: 10.97

Índice de aceitação peso

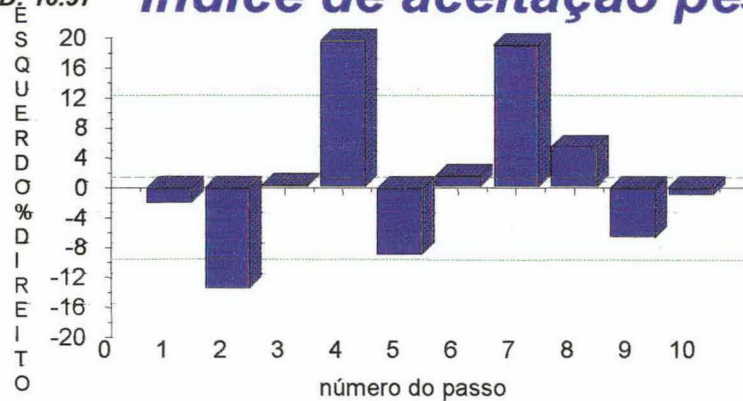


Figura 7: Gráfico do Índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de aceitação do peso do paciente A na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior impacto no solo.



Figura 8: Gráfico do índice de assimetria(%) gerado pelo impulso dos pés para o paciente A na velocidade de 4 km/h de acordo com o número de passos demonstrando em qual pé se depositou maior força em função do tempo.

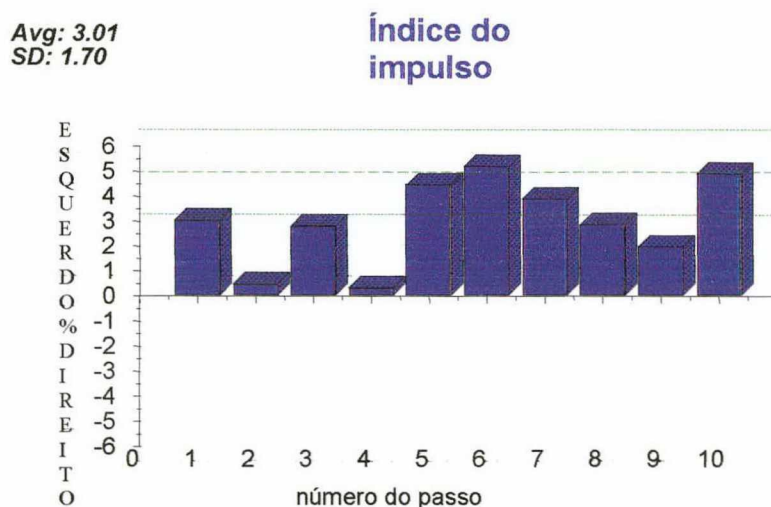


Figura 9: Gráfico do índice de assimetria(%) gerado pelo impulso dos pés para o paciente A na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando em qual pé se depositou maior força em função do tempo.

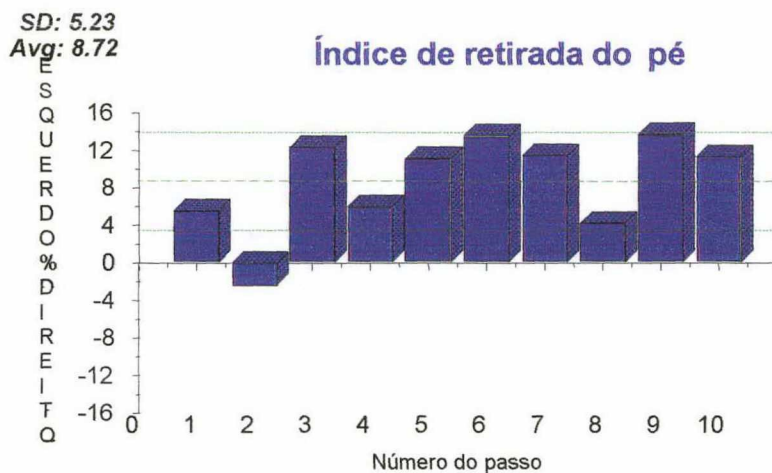


Figura 10: Gráfico do Índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de retirada do pé do paciente A na velocidade de 4 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior propulsão.



Figura 11: Gráfico do índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de retirada do pé do paciente A na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior propulsão.

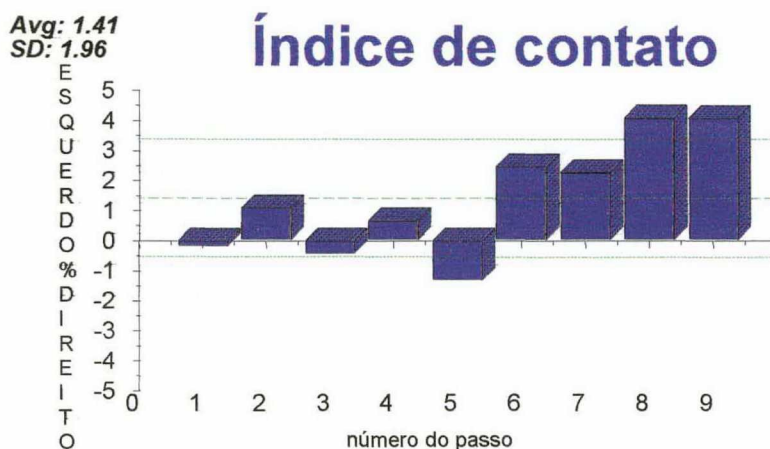


Figura 12: Gráfico do índice de assimetria(%) do tempo de contato dos pés para o paciente A na velocidade de 4 km/h, demonstrando qual o pé permaneceu por maior tempo no solo.

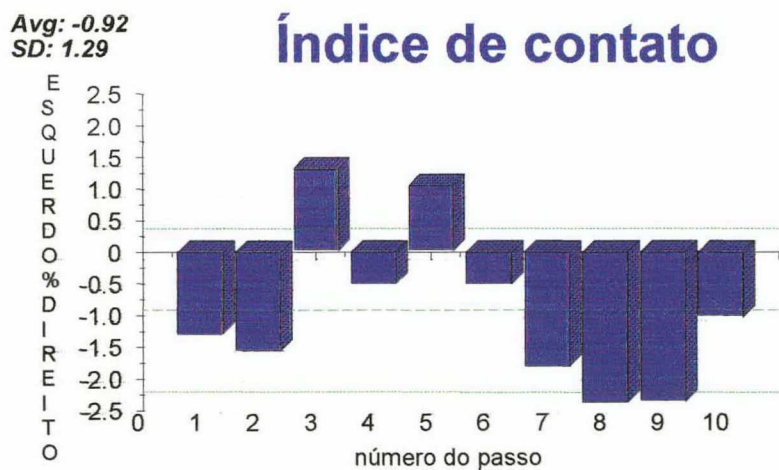


Figura 13: Gráfico do índice de assimetria(%) do tempo de contato dos pés para o paciente A na velocidade de 6 km/h, demonstrando qual o pé permaneceu por maior tempo no solo.

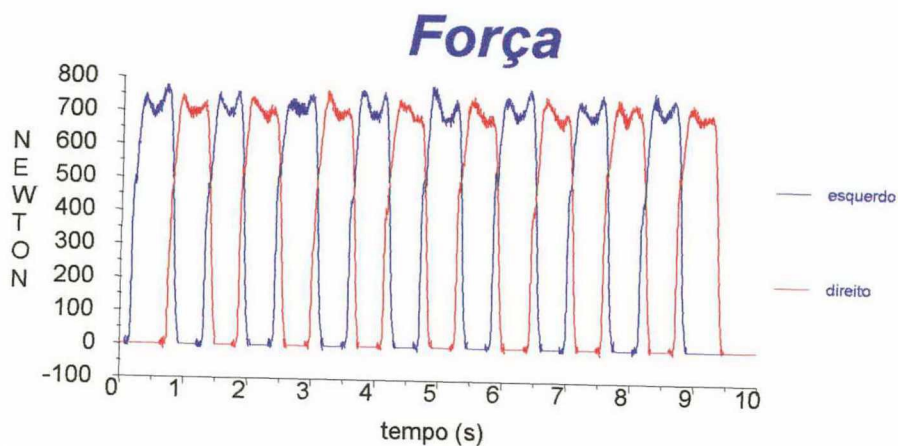


Figura 14: Gráfico força vertical (Newtons) resultante no instante de apoio e retirada dos pés do paciente B, na velocidade de 4 km/h no intervalo de tempo de 10 segundos.

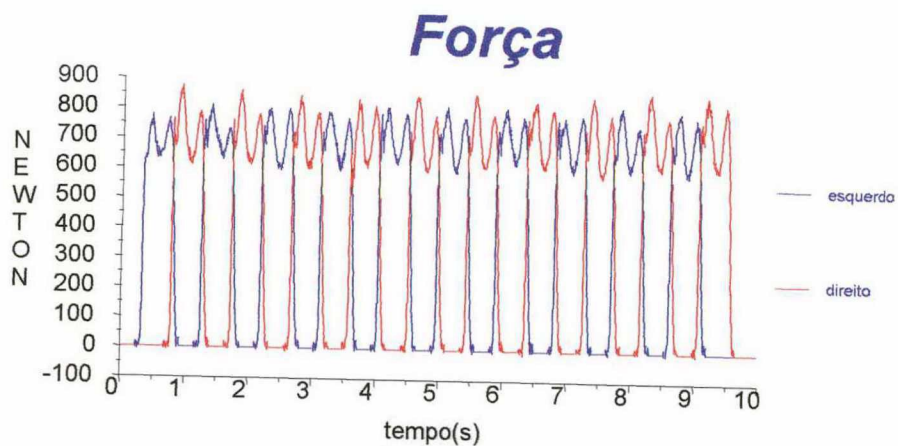


Figura 15: Gráfico força vertical (Newtons) resultante no instante de apoio e retirada dos pés do paciente B, na velocidade de 6 km/h no intervalo de tempo de 10 segundos.

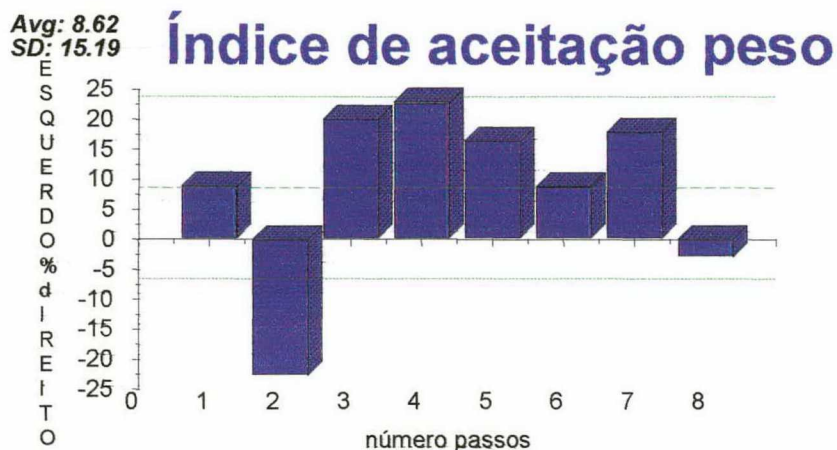


Figura 16: Gráfico do Índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de aceitação do peso do paciente B na velocidade de 4 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior impacto no solo.

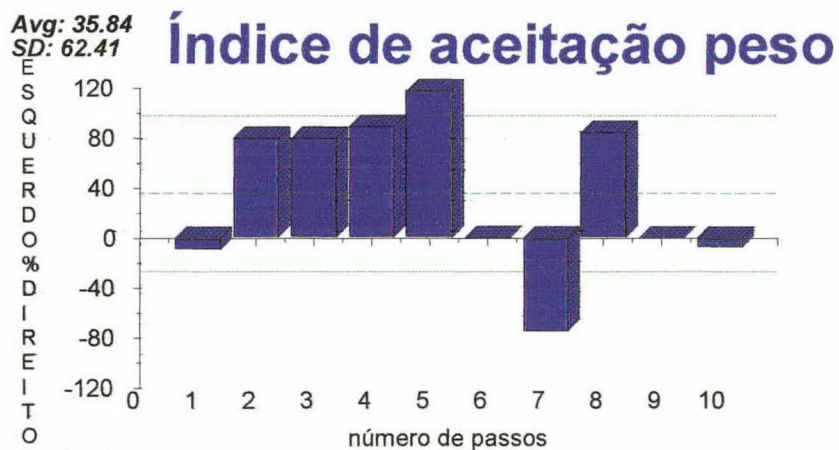


Figura 17: Gráfico do Índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de aceitação do peso do paciente B na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior impacto no solo.

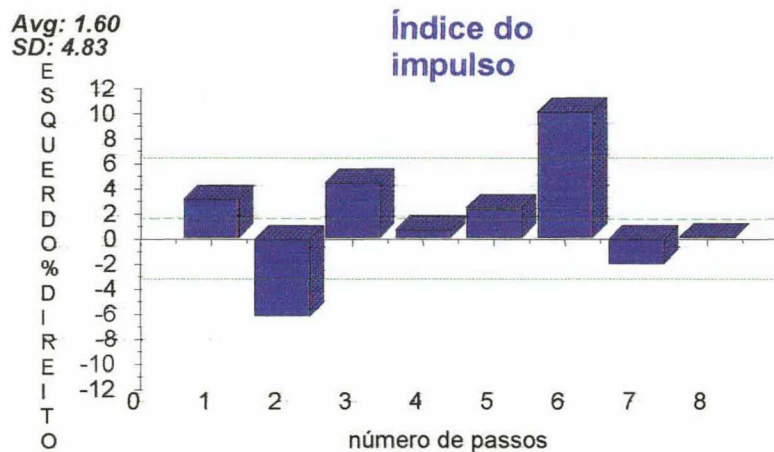


Figura 18: Gráfico do índice de assimetria(%) gerado pelo impulso dos pés para o paciente B na velocidade de 4 km/h de acordo com o número do passo, demonstrando em qual pé se depositou maior força em função do tempo.

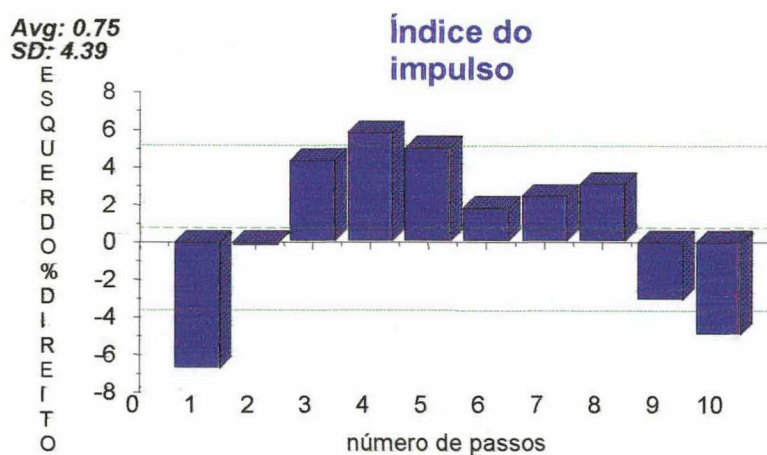


Figura 19: Gráfico do índice de assimetria(%) gerado pelo impulso dos pés para o paciente B na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando em qual pé se depositou maior força em função do tempo.

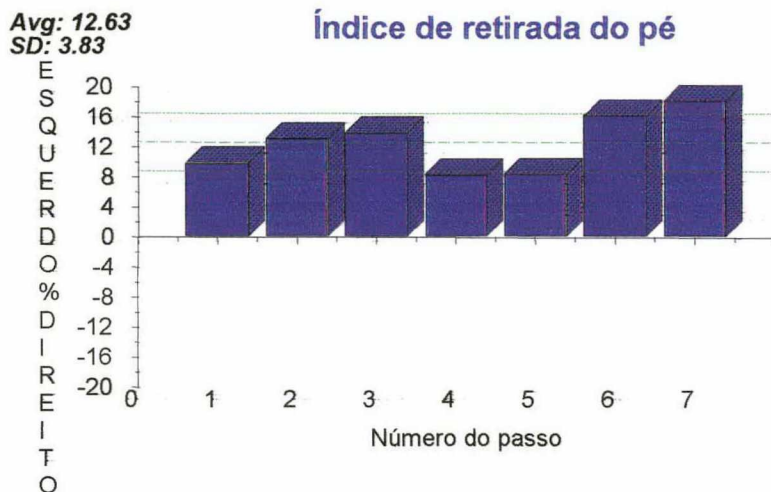


Figura 20: Gráfico do índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de retirada do pé do paciente B na velocidade de 4 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior propulsão



Figura 21: Gráfico do índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de retirada do pé do paciente B na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior propulsão



Figura 22: Gráfico do índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de retirada do pé do paciente B na velocidade de 4 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior propulsão.



Figura 23: Gráfico do índice de assimetria (%) dos pés para a taxa de retirada do pé do paciente B na velocidade de 6 km/h de acordo com o número de passos, demonstrando o pé que sofreu maior propulsão.

5. DISCUSSÃO

A marcha se caracteriza por um movimento contínuo e dinâmico onde os eventos ocorrem simultaneamente, sendo difícil sua descrição estática e exata de todos os seus momentos.

O ciclo da marcha é caracterizado como uma seqüência alternada de duas fases: fase de apoio com períodos de suportes simples e duplos com duração respectivamente de 0 a 12% e de 48% a 60%; fase de balanço ou oscilação com duração de 40%. Estes intervalos são separados por dois eventos distintos, o instante em que o pé toca o solo e o instante que o pé deixa o solo¹⁰. Durante a fase de apoio o membro estabiliza o corpo enquanto o outro membro, durante a fase de balanço, realiza a progressão do corpo.

A marcha possui 4 mecanismos patológicos básicos: deformidade, fraqueza muscular, alteração sensorial e dor¹¹. As fraturas diafisárias de fêmur promovem alterações osteomusculares, e dependendo da evolução de cada paciente, estes diferentes mecanismos podem estar atuantes.

Os dois pacientes avaliados clinicamente, com fraturas tratadas com o mesmo material de síntese, embora um paciente com fratura bilateral com alterações de marcha e equilíbrio, e o outro paciente com fratura unilateral e exame físico normal, mostraram sinais característicos durante a aquisição dos dados. A ausência de carga prolongada e a reabilitação inadequada são fatores que podem contribuir para a existência de alterações no pós trauma.

Observando-se o comportamento da força vertical, destacam-se dois picos de força e uma depressão. O primeiro pico de força tem sua origem no contato imediato com o solo, e determina o impacto⁹, a partir da variável taxa de aceitação do peso, ou seja, a sobrecarga recebida pelo membro, que foi maior no membro não operado do indivíduo A. O indivíduo B, com fratura bilateral demonstrou menor sobrecarga no membro mais doloroso.

O segundo pico de força corresponde a fase ativa do movimento, com inclinação determinante da variável taxa de retirada do pé, quando a parte anterior de um dos pés está em contato com o solo⁹. Nesta fase, por ação da musculatura extensora, ocorre a propulsão¹¹. Observou-se no paciente A que houve propulsão maior no membro operado, enquanto no paciente B a propulsão foi maior no mesmo membro que depositou maior impacto.

A deflexão de força entre os dois picos de força ocorre no período de apoio, importante para estabilidade e equilíbrio do corpo, e delimita em função do tempo de contato do pé, o impulso resultante do somatório das forças^{9, 11}. O paciente A, demonstrou tendência a simetria do tempo de contato no solo, enquanto o paciente B, permaneceu maior tempo em contato com o membro que recebeu menor impacto e maior propulsão.

Com o aumento da velocidade da marcha o período de duplo apoio diminui, ao ponto de desaparecer durante a corrida. Os picos de força vertical também aumentam, conseqüentemente tem-se diferentes padrões de força vertical para diferentes velocidades, e com avanço do centro de pressão mais rápido ocorre substituição da fase de apoio por uma maior fase de flutuação^{9,12}.

Na avaliação durante o aumento da velocidade, a força vertical sofreu algumas alterações, onde o indivíduo A diminuiu o impacto, aumentou a propulsão no membro não operado e diminuiu o índice de assimetria de contato em relação ao membro contralateral. Por outro lado, o indivíduo com

fratura bilateral sofreu um aumento do impacto sobre o membro que já recebia um impacto maior em velocidade menor, com alterações menos significativas em relação ao impulso e força de propulsão, mas com o maior tempo de contato para o pé sobre regime de maior impacto.

Durante a fase de apoio o quadril mantém o tronco e o centro de pressão avança sobre o suporte do pé. Os extensores do quadril associados aos isquiotibiais desempenham a desaceleração do membro. A musculatura abduutora contrabalança a queda da pelve contralateral induzida pelo alinhamento medial do peso do corpo¹¹.

O joelho é a base para estabilidade durante a fase de apoio e os músculos juntamente com o ligamento cruzado anterior, agem diretamente no controle do mecanismo extensor, para conter a absorção do choque¹¹. Os pacientes A e B demonstraram maior impacto em decorrência de uma deficiência da desaceleração e conseqüentemente uma menor absorção do choque.

A dorsoflexão do tornozelo durante a fase de apoio, embora menos aparente é o movimento mais significativo durante a marcha, realizando a progressão e a estabilidade durante o suporte simples do centro de pressão¹¹. A diminuição do pico de suporte do pé, demonstrado no paciente B, indica a queda do membro com diminuição do arco de movimento do pé.

Os músculos controlam a absorção do choque e promovem a progressão do suporte sobre os pés durante a fase de apoio, conservando energia. A magnitude de pressão dos pés no solo é contra-balanceada pela intensidade da força pela área de contato com o solo e depende do tempo de contato dos pés¹¹.

Na dependência das alterações da velocidade cada segmento se move vigorosamente e na fase de apoio o movimento relativo de cada parte do corpo em relação ao centro de gravidade é menor¹². Na velocidade maior o

número de passadas é maior, diminui o espaço entre cada passada como também o tempo de contato dos pés. A tendência a simetria das curvas durante o aumento da velocidade ocorre por maior troca de energia entre o corpo e o solo aumentando o equilíbrio em cada passada¹².

Cada grupo muscular tem mecanismos compensatórios que resultam em uma estabilização postural¹². Nos pacientes avaliados, o principal problema observado foi uma força muscular insuficiente, principalmente nos membros operados com um padrão energético inadequado para suprir as necessidades de uma marcha normal.

A excessiva tensão dos tecidos é a causa primária de dor musculoesquelética¹¹. Reflexamente, um membro insuficiente e doloroso tende a permanecer menos tempo em contato com o solo, resultando em padrões de sobrecarga para os membros inferiores em pacientes submetidos a cirurgia de fêmur.

6. CONCLUSÕES

O estudo biomecânico em pacientes com alterações ortopédicas, possibilita determinar as diferenças de sobrecarga no padrão de marcha em ~~traumatismos dos membros inferiores~~. O desenvolvimento de técnicas modernas para qualificar o movimento humano, permitem analisar objetivamente as alterações de marcha.

7. REFERÊNCIAS

1. Jones AL, Malta M. Fraturas da Diáfise Femoral Incluindo a Região Subtrocanterica. In: Levine AM, Atualização em Conhecimentos Ortopédicos: Trauma. São Paulo: Atheneu; 1998. p. 125-33.
2. Almeida MG, Rocha MAP, Lima NC, Cavalcante RF. Falha da fixação com placas nas fraturas diafisárias de fêmur: Avaliação das causas. Revista Brasileira de Ortopedia 1994. 4: 321-5.
3. Hungria JSN. Fraturas diafisárias de fêmur. Ainda há indicação para uso de placas? Revista Brasileira de Ortopedia 1996. 6: 444-8.
4. Osório L, Osório GE, Amaral FG, Chambriand C, Couto P. Tratamento das fraturas cominutas do fêmur pelo método placa em ponte. Revista Brasileira de Ortopedia 1994. 11: 855-60.
5. Garcia D, Pilar MD, Pérez. Rehabilitacion de las fracturas de fêmur: informe de 60 casos. Ver. Mex. Ortop. Traum.; 9(6): 340-3, 1995.
6. Rose J, Gamble JG. Marcha Humana. Segunda edição. São Paulo: Editorial Premier; 1998.
8. Amandio CA. Considerações metodológicas da biomecânica: áreas de aplicação para análise do movimento humano. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica 1997; 11-5.

9. Amandio CA. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP; 1996.
10. Rossi WR. Marcha Normal. In: Hebert S, Xavier R, Pardini AGJ, Barros TEP e cols., Ortopedia e Traumatologia: Princípios e Prática. Segunda edição. Porto Alegre: Artmed; 1998 p. 46-1.
11. Perry J. Gait Analysis, normal and pathological function. Thorofare NJ: Slack. 1992.
12. Dutra EDF, Roesler H, Maciel L, Zaro MA. Plataforma de força montada para instrumentação de esteira ergométrica para avaliação da marcha humana. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica 1997. 216-21.
13. Correa SC, Amandio AC, Glitsch U, Baumann W. Estudo das diferenças de energia mecânica entre o andar e o correr na esteira rolante. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica 1997. 240-45.

NORMAS ADOTADAS

Para realização deste trabalho foram seguidas as normas estabelecidas pela resolução número 001/97, do Colegiado do Curso de Graduação em Medicina da Universidade Federal de Santa Catarina, deliberadas em sessão do dia 21.08.1997, presidida pelo professor Edson José Cardoso.

Para as referências bibliográficas, foram seguidas as normas estilo Vancouver, conforme a quinta edição dos Requisitos Uniformes para Originais submetidos a Revistas Biomédicas, publicado pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Biomédicas, com algumas adaptações pela resolução acima citada.

RESUMO

A recuperação funcional da marcha é mais complexo estágio a ser vencido por pacientes com fraturas diafisárias de fêmur. A locomoção pode estar comprometida, em virtude do próprio trauma, cirurgia, imobilização, uso de órtese ou tratamento fisioterápico inadequado.

Objetivos: Correlacionar a evolução clínica com resultados biomecânicos obtidos pela plataforma de força acoplada a esteira ergométrica, demonstrando a utilização do método na avaliação pós operatória de pacientes com osteossíntese de fêmur. **Método:** Realizou-se um estudo descritivo de uma amostra de dois pacientes com fraturas diafisárias de fêmur com placas DCP, no Hospital Regional de São José-Dr. Homero de Miranda Gomes, no ano de 1995. A avaliação foi realizada em duas etapas: 1) avaliação clínica das alterações anatômicas dos membros inferiores e influências no desempenho da marcha; 2) avaliação de parâmetros biomecânicos da marcha em plataforma de força acoplada a esteira ergométrica. **Relato de Caso:** O primeiro paciente avaliado com fratura de fêmur unilateral, demonstrou mobilidade articular e força muscular preservados, porém com alterações biomecânicas sugestivas de maior sobrecarga no membro não operado. O segundo paciente, com fratura bilateral, demonstrou alterações de mobilidade e força ao nível dos quadris, com alteração de equilíbrio e claudicação. A avaliação biomecânica da marcha demonstrou alterações de sobrecarga no membro com maior tempo de apoio. **Conclusões:** A força de reação ao solo possibilita um parâmetro externo da estrutura do movimento, determinando as diferenças de sobrecarga para os membros inferiores, permitindo a prevenção de efeitos deletérios após o trauma.

SUMMARY

The functional recovery of the gait is the most complex apprenticeship to be won by patients with fractures femur diaphysis. The locomotion can be committed by the trauma, surgery, immobilization, crutch use or inadequate physiotherapeutic treatment.

Objectives: To correlate the clinical evolution with results biomechanics obtained by the platform of coupled force the gaitway ergometrics, demonstrating the method in the operation of patients evaluation femur surgery. **Method:** There has been done took place a descriptive study of a patient sample of two with fractures femur diaphysis with plates DCP, of Hospital Regional de São José, in the year of 1995. The evaluation was accomplished in two stages: 1) clinical evaluation of alterations of the inferior members; 2) evaluation of biomechanics parameters of the gait in platform of coupled force the gait ergometrics. **Report of case:** The first patient evaluated with fracture of unilateral femur, demonstrated mobility to articulate and preserved muscular strength, even with suggestive biomechanics alterations of larger overload in the not operated member. The second patient, with a bilateral fracture, demonstrated mobility alterations and strength at the level of the hips, with balance alteration and limp, with biomechanics of the gait with overload alterations in the member of larger time of support. **Conclusions:** By force of reaction to the soil facilitates an external parameter of the structure of the movement, determining the overload differences for the inferior members, allowing the prevention of deleterious effects after the trauma.

**TCC
UFSC
CC
0248**

Ex.1

N.Cham. TCC UFSC CC 0248

Autor: Martins, Rafael Ol

Título: Avaliação biomécanica da marcha



972808573

Ac. 253070

Ex.1 UFSC BSCCSM