



KLAUS KLEBER DA SILVA ZAPELINI

ESTUDO DE MÉTRICAS PARA A QUANTIFICAÇÃO DE  
ASSIMETRIA NA MARCHA, BASEADAS EM VARIÁVEIS  
CINEMÁTICAS

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
1999

KLAUS KLEBER DA SILVA ZAPELINI



ESTUDO DE MÉTRICAS PARA A QUANTIFICAÇÃO DE  
ASSIMETRIA NA MARCHA, BASEADAS EM VARIÁVEIS  
CINEMÁTICAS

Monografia apresentada como  
exigência final para a obtenção do grau  
de Bacharel em Treinamento em  
Esportes, desenvolvida na Faculdade  
de Educação Física da Unicamp, sob  
orientação do Prof. Dr. Ricardo M. L.  
Barros

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
1999

“ Talvez não tenhamos conseguido fazer o melhor, mas lutamos para que o melhor fosse feito... Não somos o que deveremos ser, não somos o que iremos ser, mas graças a Deus, não somos o que éramos.”

Martin Luther King

## RESUMO

O presente trabalho tem por objetivo discutir algumas variáveis utilizadas para a quantificação de diferenças biomecânicas na análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. Partindo-se do princípio que a quantificação de alterações na marcha é um poderoso instrumento tanto para a pesquisa quanto para aplicações clínicas, propõe-se a análise dos resultados fornecidos por diferentes medidas quantitativas. A comparação das métricas será feita através da avaliação dos resultados da análise cinemática 3D de um sujeito adulto (24), sem qualquer histórico de problema no aparelho locomotor, com a análise de um sujeito adulto (24), com histórico de intervenção cirúrgica no joelho esquerdo – decorrente de acidente automobilístico. A metodologia utilizada consiste de duas câmeras de vídeo que registram o mesmo movimento para cada sujeito por alguns segundos. Uma vez obtida as seqüências de imagens digitais descomprimidas no disco rígido, estas imagens podem ser medidas em um programa desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da UNICAMP, chamado Vídeo Digital para Biomecânica (Dvideow). Este software permite a medição de coordenadas, calibração de câmeras, reconstrução de coordenadas tridimensional. Os cálculos de distâncias ou ângulos de interesse foram processadas no software MATLAB. Uma vez obtidas as coordenadas tridimensionais de cada ponto, utilizou-se diferentes métricas. Para o estudo dos resultados, várias métricas foram utilizadas, aplicadas as variáveis encontradas. A cada métrica apresentada, discutiu-se a sua adequação na interpretação dos resultados. Estes, mostram que as métricas não são equivalentes e, em muitos casos, induzem a diferentes interpretações.

SUMÁRIO	Pág.
1.Introdução.....	08
2.Objetivo.....	11
3.Revisão de Literatura.....	12
4.Material.....	16
5.Metodologia.....	17
6.Resultados.....	24
7.Conclusão.....	29
8.Bibliografia.....	31

Lista de Figuras	Pág.
Figura 1 - Ambiente de aquisição das imagens.....	21
Figura 2 - Convenções adotadas.....	22
Figura 3 - Cubo metálico para calibração.....	23
Figura 4 - Dados brutos do sujeito normal.....	24
Figura 5 - Dados brutos do sujeito operado.....	24
Figura 6 - Dados suavizados das curvas.....	26
Figura 7 - Área do sujeito normal.....	27
Figura 8 - Área do sujeito operado.....	27
Figura 9 - Curva das diferenças.....	27
Figura 10 - BOXPLOT.....	27

## AGRADECIMENTOS

- ❖ Especialmente à **DEUS**, por ter iluminado meu caminho e dado forças para continuar perseverante para a realização deste trabalho.
- ❖ A meu pai Wanderlei, minha mãe Tereza, minha irmã Tatiane, meu irmão Fabrício, que sempre me apoiaram na conquista deste meu ideal.
- ❖ A uma pessoa muito especial, minha namorada Ana Lícia, pela compreensão e colaboração, nesta reta final de minha formação.
- ❖ Aos professores, que colaboraram, e muito, para a ampliação de meus conhecimentos, colaborando para o exercício dessa minha nova profissão.
- ❖ Aos funcionários da Faculdade de Educação Física, que se mostraram sempre prestativos nos momentos necessários.
- ❖ Aos meus colegas de sala, que estarão sempre presentes em minhas lembranças.
- ❖ A todos, que direta ou indiretamente, contribuíram para minha formação.
- ❖ Ao pessoal do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica, que sempre me acolheram de braços abertos quando precisei.
- ❖ Em especial, ao Professor Doutor Ricardo Machado Leite de Barros que, devido ao seu profissionalismo, sua capacidade, colaboração, compreensão, paciência e disponibilidade, me ensinou e orientou a verdadeira forma de se realizar um trabalho científico.

## 1.INTRODUÇÃO

A marcha humana tem tido uma atenção especial pelos estudiosos da área da biomecânica devido a sua grande importância para o movimento humano.

A marcha, objeto de estudo do trabalho, tem como característica mais marcante das outras formas de locomoção o duplo apoio. Ele é caracterizado pela fase em que os dois pés se encontram em contato com o solo, um no início do contato (retro-pé) fase de restrição e o outro no final (ante-pé) fase de impulsão.

Um ciclo completo da marcha possui duas fases distintas: uma fase de apoio e uma fase de oscilação. Esta última se divide em três partes: ; a) aceleração, b) oscilação intermediária, c) desaceleração.

SALGADO (1995) divide a fase de apoio no ciclo da marcha em 4 fases; a) apoio de calcanhar, b) aplanamento do pé, c) acomodação intermediária e d) impulso.

Uma das formas de se estudar a marcha, é através da biomecânica.

Segundo AMADIO (1980), biomecânica é uma ciência que trata de análises físico-matemáticas de sistemas biológicos e, conseqüentemente, de movimentos humanos. Esses movimentos são analisados através de leis e normas mecânicas relacionados a parâmetros específicos do sistema biológico.

A biomecânica tem várias áreas de atuação utilizando-se de diferentes métodos para se abordar as diversas formas de movimentos. Sua contribuição não esta direcionada apenas à área esportiva, mas também objetivando auxiliar médicos e fisioterapeutas na avaliação e recuperação de lesões.



O avanço tecnológico caracteriza o atual momento da biomecânica atuando nas seguintes áreas:

- Locomoção humana;
- Esporte;
- Clínica e reabilitação;
- Ortopedia e traumatologia;
- Instrumentação e métodos;
- Modelagem e simulação computacional;
- Tecidos e biomateriais;
- Músculo - esquelético;
- Cardiovascular e respiratória, e
- Ocupacional e ergonomia.

Dentro destas área de atuação é muito importante não só ter o objeto de estudo bem definido, mas também ter um método que possa investigar o movimento de forma a garantir a maior confiabilidade dos dados obtidos pela pesquisa.

Estas áreas de atuação tem características distintas no seu estudo de movimento, utilizando-se de metodologias, técnicas, protocolos e procedimentos próprios

Alguns métodos utilizados para abordar diferentes formas de movimento são: antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia.(WINTER 1979: AMADIO 1989: BAUMANN 1995).

Algumas metodologias biomecânicas buscam variáveis adequadas a representação e interpretação do movimento humano, nos contextos de pesquisa, clínicos e de reabilitação. NORIMATSU et al. (1985), trabalharam no tema específico da análise do caminhar para aplicações clínicas. Em

trabalhos anteriores, reportados no VIIIth Congress of Biomechanics em Nagoya em 1981, concluíram que uma frequência de 24 frames por segundo e cinco ciclos de passada completa são suficientes para a análise cinemática, que utiliza de variáveis como posições, velocidade e aceleração dos segmentos, lineares ou angulares, para descrever um dado movimento.

É importante, na análise cinemática do movimento humano, encontrar variáveis dependentes e independentes no movimento estudado. Desta forma, é possível estabelecer padrões ótimos de movimentação ( técnica esportiva), padrões normais e anormais ( diagnóstico e reabilitação), comparação entre diferentes sujeitos, comparação de um mesmo sujeito antes e depois de uma determinada intervenção entre algumas outras possibilidades.

Contudo, para que se possa quantificar as alterações observadas em qualquer das possíveis aplicações da análise biomecânica, é necessário definir as métricas que serão usadas para estabelecer as comparações. As métricas podem ser relativamente simples, como por exemplo, o tempo de único apoio, comprimento da passada, podendo ainda ter uma interpretação reveladora quando escolhida de maneira adequada em função do fenômeno estudado. No entanto, o problema não é apenas adequar a variável ao fenômeno. É, principalmente, analisar se a métrica utilizada é adequada para o estudo da problemática.

Diante disto, surgiu o interesse em estudar algumas métricas que fossem adequadas e pudessem quantificar alterações de assimetria/simetria bilateral na marcha decorrentes de uma lesão, contribuindo assim, com um trabalho multidisciplinar.

## 2. OBJETIVO

O trabalho tem por objetivo discutir e propor métricas para a quantificação de diferenças biomecânicas na análise cinemática tridimensional de movimentos humanos, em especial na análise de simetria/assimetria bilaterais na marcha em dois sujeitos, sendo um sem nenhum histórico de problema no membro inferior (o qual chamaremos de sujeito normal), e um outro que, devido a um acidente, apresenta uma pequena alteração em sua marcha (que será chamado de sujeito operado).

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

Serão citados aqui, típicos trabalhos que utilizaram a análise cinemática para estudos relacionados ao diagnóstico de patologias e sua evolução.

“OTIS et al. (1993) trabalharam com a comparação de performance de marcha entre pessoas normais e sujeitos com artroplastia total do joelho, estes últimos em situação pré e pós-operatória. O objetivo foi comparar a performance da marcha na situação pré e pós-operatória dos pacientes ao padrão de sujeitos normais.”

“Os autores utilizaram o sistema VA Rancho Gait Analyzer para calcular o tempo de único apoio, para cada membro inferior, para cada sujeito, em diferentes velocidades. O tempo de único apoio, foi escolhido, segundo os autores por ser uma medida que reflete: 1) a habilidade do paciente para suportar carga em cada um dos membros inferiores, 2) a simetria da marcha quando comparando os dois lados de um sujeito, e 3) o grau de ritmo da marcha bípede normal quando examinada em relação a velocidade. Foi examinada também a velocidade “natural” do caminhar, a qual é um indicador da performance e eficiência da marcha.”

“Plotando o percentual do tempo de único apoio (percentual em relação ao ciclo da passada) no pré operatório e no pós operatório para sujeitos normais e pacientes, distinguindo lado afetado e não afetado, os autores afirmam que os resultados mostraram claramente a viabilidade da utilização da variável tempo de único apoio, em relação à velocidade como medida utilizável em situação clínica.”

“GRIEVE, 1968; MITCHELSON, 1975; OEBERG & LAMOREUX, 1979 , afirmam que as figuras de Lissajous foram amplamente utilizadas para análises qualitativas. Foram os trabalhos mais recentes ( KOLSTAD & WINGREN & OEBERG, 1982; MILFORD & MINNS & BROWN, 1983) que mostraram algumas possibilidades de uso desses diagramas de maneira quantitativas. Ainda segundo os autores, somente os trabalhos de HERSHLER & MILNER ( 1980 ) fizeram uma ampla proposta de utilização de parâmetros numéricos derivados de diagramas angulares.”

“O trabalho de WAGENAAR & BEEK (1992) apresenta-se como uma ampliação das possibilidades de utilização do diagrama ângulo-ângulo, mostrando uma maneira simples de encontrar um parâmetro que pode ser utilizado para distinguir situações normais e patológicas. O autor considerou que dentro de uma marcha confortável as variações de velocidade não afetariam seus resultados.”

“As considerações de ordem metodológicas levantadas por LAFORTUNE et al. merecem especial atenção. A construção de um modelo tridimensional para a representação de cada articulação, não relatada em nenhum os trabalhos listados, mostrou-se justificável a partir das evidências numéricas.”

“LAFORTUNE et al. (1992), realizaram análise cinemática tridimensional do movimento do joelho durante o caminhar. O objetivo foi fornecer uma precisa descrição dos momentos lineares e angulares entre tibia e fêmur durante o caminhar.”

“ARNELL & JOHNSON & OSBORNE (1985) discutiram o uso de diagramas ângulo-ângulo para análise quantitativa durante a locomoção.”

“Os diagramas angulares ou figuras de lissajous são construídos plotando-se as variações angulares de duas articulações em um mesmo gráfico.”

“O objetivo de ARNELL et al. foi, portanto, investigar parâmetros que podem ser derivados de diagramas angulares, para definir e interpretar seus relacionamentos para variáveis biomecânicas e conhecer a relevância clínica desses relacionamentos.”

“Trabalhando a marcha de sujeitos normais e pacientes com evidência radiológicas nos membros inferiores foram coletadas posições angulares em função do tempo no plano sagital. As variáveis registradas foram os ângulos do quadril (fêmur-pelve), joelho (tíbia-fêmur), tornozelo (tíbia-pé) e a relação do ângulo do joelho/ângulo do quadril.”

“Tendo obtido os diagramas ângulo-ângulo, da mesma forma que NORIMATSU et al., que permitem apenas uma avaliação qualitativa dos resultados, ARNELL et al. propõem que sejam tomados os valores médios da raiz quadrada da área da figura de Lissajous como função do perímetro da mesma figura como parâmetros quantificador. Plotando esse novo parâmetro (raiz quadrada da área contra perímetro) para pacientes e sujeitos normais fica evidenciado a formação de clusters associados a padrões normais e o afastamento em relação ao clusters indica o padrão anormal. Os autores acrescentam que a quantificação das deficiências deve ser feita pelo distanciamento em relação ao cluster, porém não apresenta esse tipo de resultado em seu trabalho.”

Pode-se dizer que a investigação de novas maneiras de interpretar os dados brutos obtidos pela cinemática do movimento humano é bastante rica,

além de indicar que há ainda muito para ser feito neste campo de investigação.

## 4.MATERIAL

- 4.1 Duas câmeras de vídeo, HI-8, sistema PAL;
- 4.2 Dois tripés;
- 4.3 Pano preto;
- 4.4 Carpete preto;
- 4.5 Computador;
- 4.6 Calibrador;
- 4.7 Lápis especial para pintura sobre a pele;
- 4.8 Tinta
- 4.9 Paquímetro;
- 4.10 Traçador de altura;
- 4.11 Fita VHF.



## 5. METODOLOGIA

### 5.1 Caracterização dos sujeitos.

Para a realização deste trabalho foram escolhidas duas pessoas, uma que não tivesse qualquer histórico de problema no aparelho locomotor e um outro com um histórico de lesão articular de joelho.

O primeiro, um sujeito adulto com 24 anos, 1.73m, 60 kg de massa, com histórico de intervenção cirúrgica no joelho esquerdo, decorrente de um acidente automobilístico, que implantou um parafuso de fixação na patela, que denominaremos sujeito operado ou será representado por (JO). O sujeito realizou sessões de fisioterapia durante três meses após a cirurgia. Os dados foram coletados um ano após o término do tratamento. Ainda era possível perceber qualitativamente uma ligeira alteração na marcha.

O segundo, um sujeito adulto com 24 anos, 1.75m, 75kg de massa, sem qualquer histórico de problema no aparelho locomotor e praticante de atividade física regularmente, que passamos a denominar de sujeito normal ou representado por (KL).

### 5.2 Caracterização do sistema.

O sistema utilizado foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP conforme descrito em Barros et al., 1997.

Características do sistema:

- Possibilidade de medição automática de coordenadas de marcas fixas ao corpo do sujeito em seqüência de imagem, sob certas condições de aquisição;
- Flexibilidade que o sistema fornece por permitir a medição manual integrada com a medição automática e possível;
- Cálculo de coordenadas espaciais a partir de suas projeções, bem como a correspondente avaliação dos dados obtidos;
- Simplicidade de operação e baixíssimo custo do sistema.

O sistema de análise cinemática tridimensional utiliza duas câmeras de vídeo, Hi-8, sistema PAL, que registra o mesmo movimento para cada sujeito por alguns segundos. Os registros feitos por cada câmera são convertidos para formato digital em um conversor A/D para sinal de vídeo ( Frame Grabber), capaz de armazenar todos os quadros do vídeo em tempo real (com compressão) no disco rígido do computador, proporcionando o registro do movimento em uma freqüência de 25 Hz tendo como tempo de aquisição um ciclo completo de passada.

Uma vez obtidas as seqüências de imagens digitais descomprimidas no disco rígido, estas imagens podem ser lidas e apresentadas no monitor do computador no programa desenvolvido no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da UNICAMP, chamado Vídeo Digital para Biomecânica (Dvideow). Este software permite visualização, animação, medição de coordenadas bidimensionais de pontos anatômicos do corpo do sujeito, reconstrução tridimensional de coordenadas, sincronização de registros e cálculos de distâncias ou ângulos de interesse, de maneira manual, automática ou integrada, em seqüência de imagens.

Par que seja possível a obtenção de coordenadas tridimensionais de pontos de interesse são necessários dois procedimentos.

- primeiro calibração das câmeras;
- segundo a reconstrução propriamente dita das coordenadas tridimensionais a partir das marcações das coordenadas bidimensionais (tela do computador). Esse procedimento foi proposto por ABDEL-AZIZ & KARARA (1971) e é conhecido como DLT (Direct Linear Transformation).

Um problema inerente ao uso de câmeras de vídeo padrão é a impossibilidade de sincronização externa dos registros, sem alteração da eletrônica original de fábrica. Esta limitação pode tornar-se uma fonte importante de erros quando da reconstrução das coordenadas espaciais, um vez que os registros das projeções não ocorrem simultaneamente.

A solução para tal problema foi proposto por ( BARROS & BRENZIKOFER, 1993) e consiste em determinar os parâmetros de sincronização das câmeras: diferença inicial em tempo e diferença na frequência de aquisição, a partir de processos de otimização. Esta solução encontra-se implementada em forma de rotinas no software Dvideow.

Característica fundamental do sistema é a flexibilidade que permite para obtenção das projeções bidimensionais dos pontos de interesse. Elas podem automaticamente obtidas por meio de técnicas de extração de padrões em imagens digitais implementadas no programa, ou por identificação direta ponto-a-ponto pelo operador. O software também permite a utilização mista dos procedimentos manual e automático.

O software de medição e reconstrução tridimensional de coordenadas lê a seqüência de quadros fornecidas pelo conversor A/D e descomprimidas em formato de imagem BMP ou DIB, de 24 Bits de profundidade de cor.

As coordenadas tridimensionais dos pontos de interesse para cada sujeito, em função do tempo, foram processadas nos softwares MATLAB e ORIGIN.

### 5.3 Ambiente de aquisição das imagens.

Foi utilizado o Laboratório de Instrumentação para Biomecânica para a aquisição das imagens dos dois sujeitos, onde foram realizadas algumas modificações quanto ao piso e ao fundo, devidamente controladas, para melhor identificação dos pontos marcados nos sujeitos. Colocou-se um tapete preto no chão de maneira que não interferisse no desenvolvimento da marcha, e um pano preto ao fundo, afim de melhorar a visualização, identificação e digitalização dos pontos nas seqüências de imagens adquiridas quando realizadas no computador.

Duas câmeras foram dispostas de maneira que conseguissem ao mesmo tempo registrar lateralmente pelo menos 5 ciclos completos de marcha sem que perdesse a nitidez dos pontos marcados nos sujeitos. A iluminação natural do local foi suficiente sem que fosse necessário a utilização da iluminação artificial (figura 1).

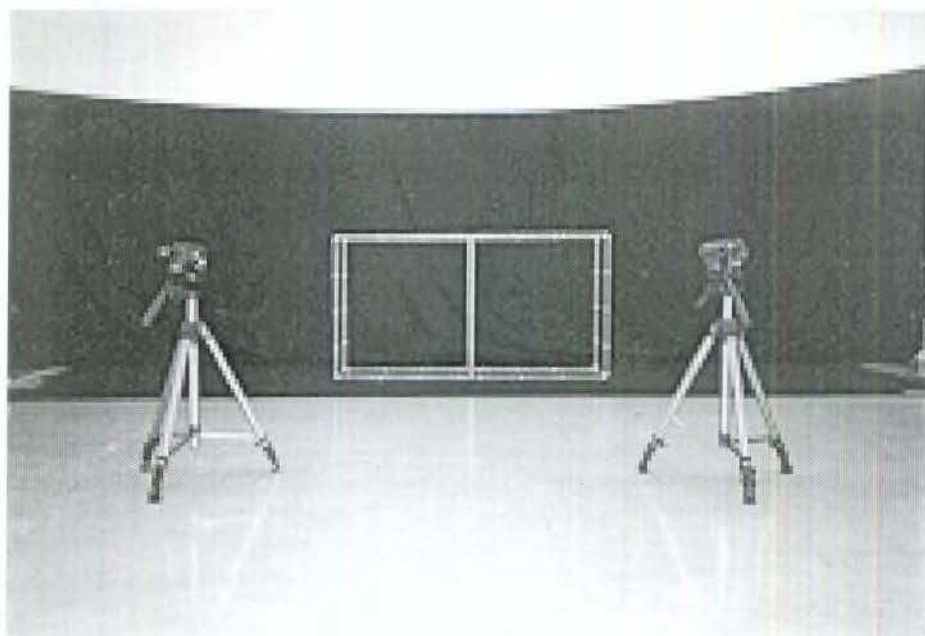


FIGURA 1 – Ambiente de aquisição das imagens

#### 5.4 Marcação, ângulo de estudo e convenções adotadas.

Os dois sujeitos utilizaram sunga de banho preta para facilitar a marcação dos pontos definidos.

Para que se fosse possível a orientação e visualização na marcha dos pontos definidos em cada sujeito foram feitas marcações com lápis especial para pintura sobre a pele. Utilizou-se duas cores para melhorar a visualização e definição dos pontos escolhidos.

Foi feito uma bolinha central de cor preta e uma circunferência ao redor de cor branca para realçar a marcação e facilitar a digitalização das imagens no computador.

Demarcou-se três pontos de interesse, de maneira a permitir a posterior determinação de trajetórias e ângulos de interesse. Os três pontos indicados procuraram estimar externamente a posição do trocanter maior, epicondilo

lateral e do maléolo lateral, no membro direito e esquerdo de cada sujeito (figura 2).

O ângulo utilizado para estudo das métricas foi determinado pelo prolongamento do segmento formado entre os pontos do trocanter maior e o epicôndilo lateral em relação aos pontos epicôndilo lateral e maléolo lateral (figura 2).

As convenções utilizadas para orientação dos segmentos no espaço foram:

- Y - orientação vertical
- X - orientação horizontal
- Z - orientação de profundidade

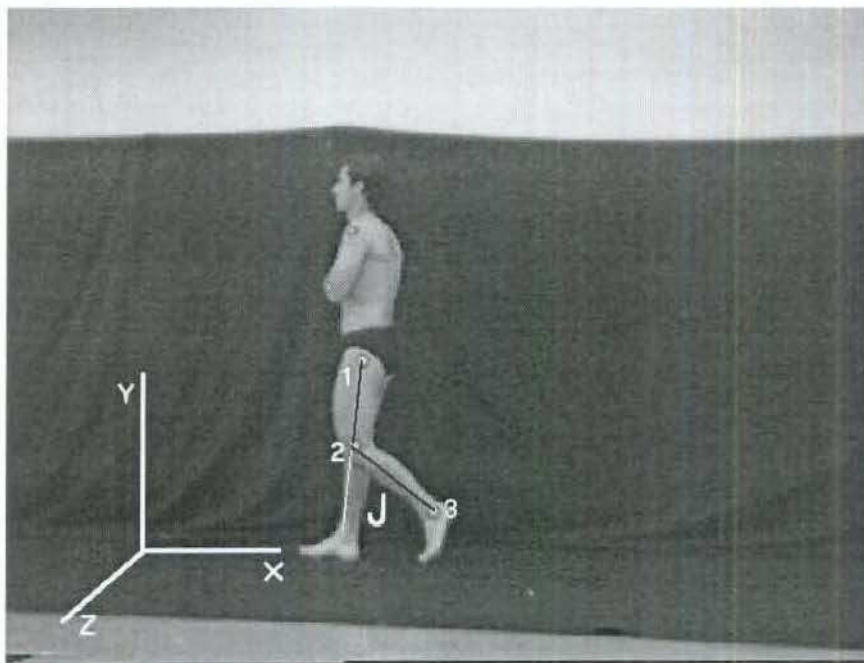


FIGURA 2 – Convenções adotadas

### 5.5 Calibração.

Foi feito um cubo metálico com ótima rigidez e com algumas marcações de cor diferente para facilitar a visualização dos pontos quando feito a filmagem do calibrador, estes pontos foram escolhidos de maneira que durante a calibração obtivesse uma melhor precisão dos dados do calibrador. A distâncias entre estes ponto foi obtida através da medição com paquímetro e traçador de altura.

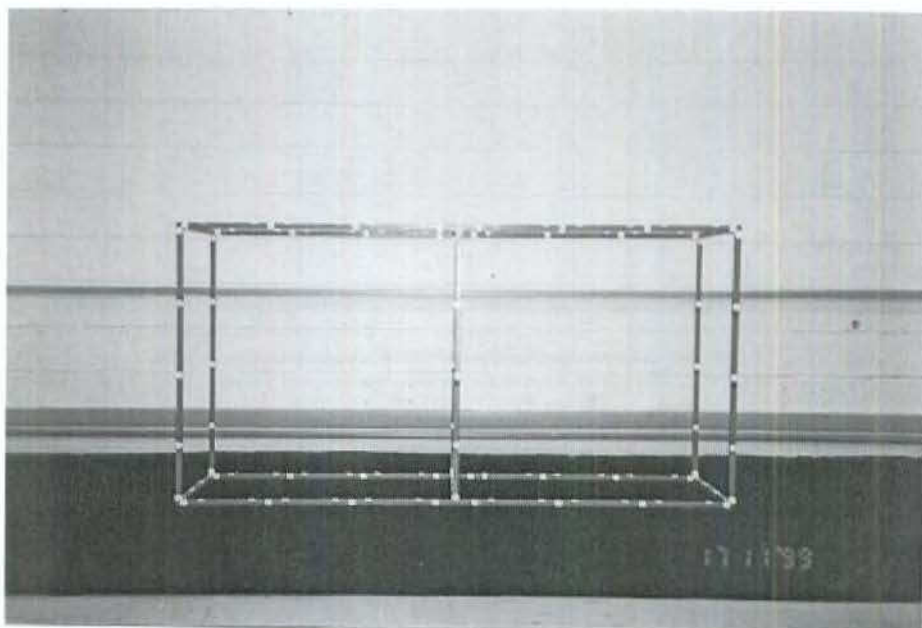


Figura 3 – Cubo metálico para calibração

### 5.6 Número de repetições.

Cada sujeito caminhou por cinco vezes com o lado direito voltado para a câmera e repetiu mais cinco passagens com o lado esquerdo. Destas cinco passagens três foram utilizadas para o estudo, a primeira e a última foram descartadas.

## 6. RESULTADOS

O primeiro resultado que iremos apresentar são os dados brutos da variação angular ( $J$ ) em função da percentagem do ciclo da passada, calculado a partir das coordenadas espaciais dos pontos marcados, para cada membro - direito e esquerdo - de cada sujeito, em cada tentativa (figura 4 e 5).

Estes gráficos possibilitaram uma primeira avaliação da fidedignidade dos dados obtidos, visto que tratam-se de dados brutos fornecidos pelo sistema. Para que seja evidenciado as alterações associadas ao fenômeno de interesse, simetria/assimetria bilateral, adotaremos alguns procedimentos de normalização.

O primeiro procedimento que efetuamos foi a filtragem dos dados, a fim de minimizar os efeitos dos erros de medição das projeções dos dados de interesse, tipicamente erros de alta frequência. Para isso usamos um filtro digital, Butterworth de quinta ordem.

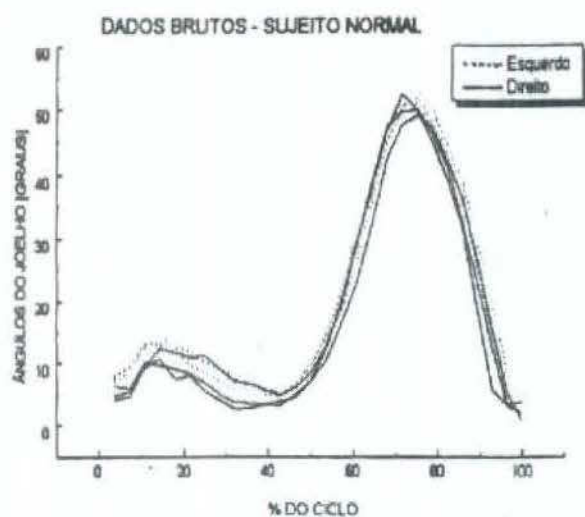


Figura 4: Dados brutos das variações do ângulo do joelho, em três repetições de marcha do sujeito normal.

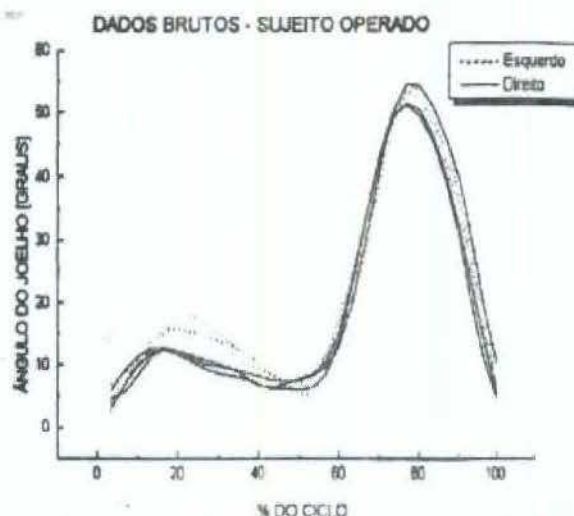


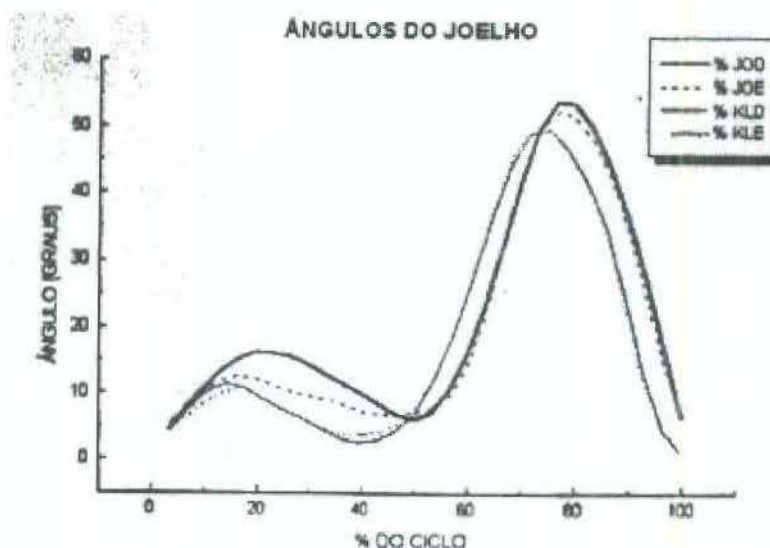
Figura 5: Dados brutos das variações do ângulo do joelho, em três repetições de marcha do sujeito operado.



O segundo procedimento foi o cálculo das curvas angulares médias das três repetições efetuadas por cada sujeito, para o ângulo do joelho direito e esquerdo. Com isso, embora com um número pequeno de repetições, procurou-se obter curvas melhor representativas da marcha do sujeito.

O próximo procedimento buscou eliminar a diferença dos ângulos iniciais (J) entre os segmentos coxa e perna, em cada membro ( direito e esquerdo ), para cada sujeito. Esta diferença entre os ângulos iniciais pode ser verificada observando-se os dados brutos de angulação do lado direito do sujeito normal. (figura 4) Os gráficos apresentam valores sistematicamente menores para os ângulos medidos no lado esquerdo. Isto deve-se a impossibilidade operacional de posicionar as marcações sobre a pele do sujeito, de maneira a garantir o mesmo ângulo inicial no membro direito e esquerdo. Para eliminarmos essa diferenças, calculamos o valor médio das diferenças entre as curvas do lado direito e esquerdo e adicionamos esse valor as curvas do lado esquerdo. O valor encontrado foi 2.1 graus. Para o sujeito operado a diferença encontrada não foi significativa.

A figura 6 mostra os resultados dos valores dos ângulos do joelho direito do sujeito normal (KLD), joelho esquerdo do sujeito normal (KLE), joelho direito do sujeito operado (JOD) e joelho esquerdo do sujeito operado (JOE), depois de realizarmos os procedimentos de normalização, anteriormente descritos.



**Figura 6 :** Dados suavizados das curvas médias das variações do ângulo do joelho do sujeito operado e normal.

Na comparação dos resultados utilizaremos duas métricas aplicadas as variáveis encontradas. A cada métrica utilizada discutiremos a sua adequação na interpretação dos resultados. A primeira métrica trata-se da razão das áreas ( $\&$ ) sob as curvas formadas pelos ângulos do joelho, para o lado direito e esquerdo de cada sujeito. No sujeito normal (figura 7) a razão entre as áreas do lado direito e esquerdo foi de  $\& = 0.1\%$  caracterizando uma marcha simétrica.

Com relação ao sujeito operado (figura 8) chegou-se a um valor de  $\& = 8.6\%$ . Este valor pode ser interpretado como sendo uma medida da assimetria da marcha do sujeito operado.

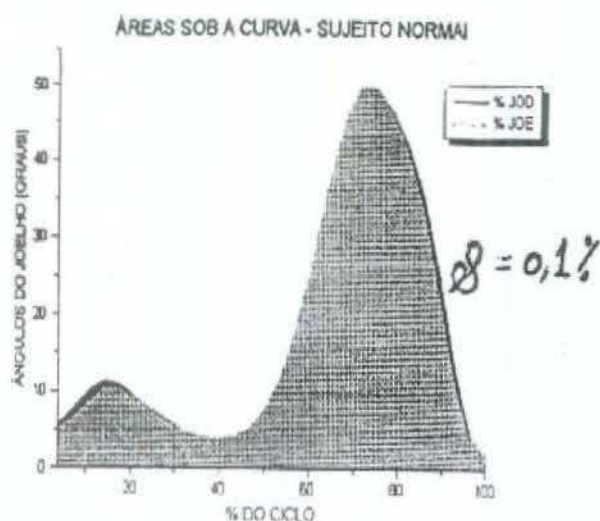


Figura 7: Áreas sob as curvas médias do ângulo do joelho, para o sujeito normal.

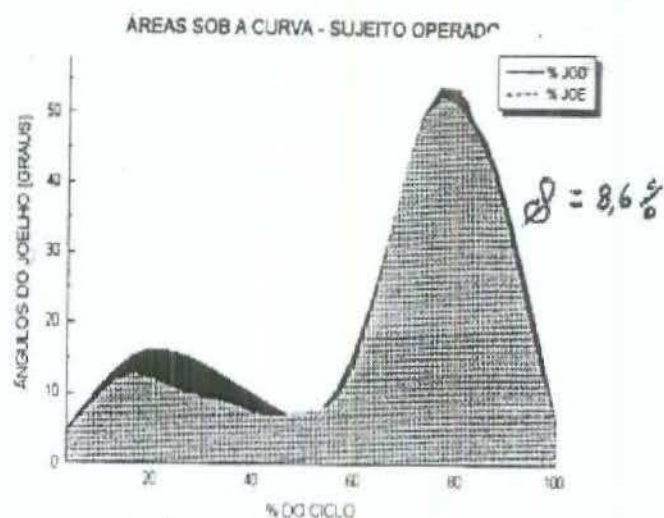


Figura 8: Áreas sob as curvas médias do ângulo do joelho, para o sujeito operado.

A segunda métrica empregada foi a medida da diferença entre as curvas do lado direito e esquerdo de cada sujeito, depois de normalizadas. Conforme pode ser visto na figura 9, esta métrica nos dá tanto valores quantitativos para as diferenças em cada instante da marcha como indica com clareza em que fase do ciclo as diferenças se acentuam.

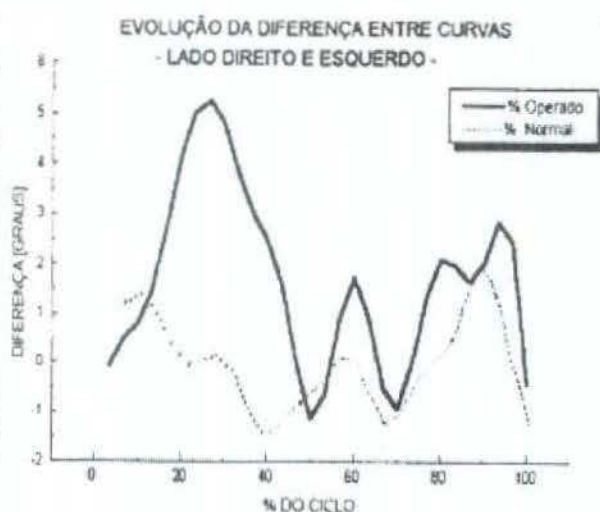


Figura 9

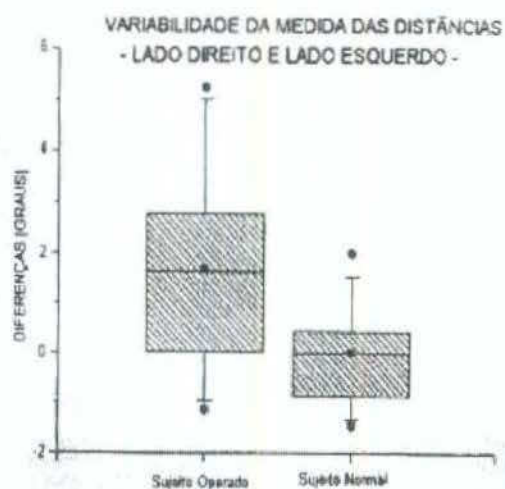


Figura 10

A figura 10 mostra, por meio do BOXPLOT, a variabilidade da diferença entre as curvas da marcha do sujeito normal e do sujeito operado. As medidas (medias +- desvio padrão) obtido para as diferenças entre as curvas ( $\delta$ ) foram para sujeito operado ( $\delta = 1.7 \pm 1.8$ ) e para o sujeito normal ( $\delta = 0.0 \pm 0.9$ ). Os resultados indicam a assimetria na distribuição de valores para o sujeito operado e simetria nos valores do sujeito normal, conforme obtido na métrica das áreas. Pode-se perceber na figura 9 que esta diferença fica mais acentuada na fase de apoio. Uma provável explicação para isto é o fato do sujeito evitar o maior flexão do joelho operado durante o apoio.

## CONCLUSÃO

A partir da realização deste trabalho, procurou-se apresentar a discussão de algumas métricas, que foram obtidas através de metodologias de baixo custo operacional, simples operação, permitindo realizar, em pouco tempo, as análises desejadas.

A primeira conclusão que podemos tirar dos resultados, diz respeito a necessidade de tratamento e a normalização dos dados, para que possamos comparar resultados. Um exemplo disso é a necessidade de filtragem dos dados brutos adquiridos, de maneira que possamos trabalhar, tanto quanto possível, apenas com o fenômeno de interesse. A necessidade de normalização dos dados evidenciou-se através da presença de um erro sistemático das medidas dos ângulos do joelho, devido a impossibilidade de posicionamento de marcas nos dois lados do corpo do sujeito, exatamente com o mesmo ângulo inicial. Caso este procedimento não tivesse sido efetuado, as medidas das diferenças entre as curvas seriam afetadas por este erro sistemático.

A segunda conclusão diz respeito a adequação da métrica das áreas (&) para a avaliação das simetrias/assimetrias da marcha. Os resultados mostraram que a métrica permitiu quantificar a alteração estudada na relação inter-segmentos de um mesmo sujeito e as relações intra-sujeitos. Pudemos medir a assimetria da marcha do sujeito operado e ao mesmo tempo, usar a medida na comparação com o valor obtido para o sujeito normal.

A terceira conclusão refere-se também a adequação da métrica das diferenças entre as curvas (&). Esta medida possibilitou, além da quantificação das diferenças, identificar em que fase do ciclo da marcha a assimetria ficou mais

acentuada. Esta métrica também nos ofereceu um valor absoluto, ou seja, a média das diferenças, comparável pela sua ordem de grandeza.

Os resultados e conclusões relativos a adequação das métricas propostas devem agora, serem estudados em uma situação onde o maior número de sujeitos sejam avaliados. É possível investigar também, a utilização destas métricas aplicadas a outras variáveis cinemática da marcha.

## 8. BIBLIOGRAFIA

- Abdel - AZIZ, Y. I.; KARARA, H.M. (1971). *Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates Into Object-space Coordinates*. Proc. ASP/UI Symp. On Close-range Photogrammetry (Urbana, 1975). American Society of Photogrammetry, Falls Church (Va/USA), pp. 1-18
- AMADIO A . C., ET AL. *Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento*. SP, Ed. Laboratório de Biomecânica-EEFUSP, 1993.
- ARNELL, P., JOHNSON, F., OBORNE, J. (1995) *The use of Diagrams for Quantitative Evaluation of Joint Function During Locomotion*. Biomechanics IX-A, International Series on Biomechanics, Nagoya, pp 544-550.
- BAJD, T. KRALJ, A. (1982) *Standing-Up of a Healthy Subjects and A Paraplegic Patient*. J. Biomechanics, vol. 15, 1, pp 1-10.
- BARROS, R. M. L. *Metodologia para descrição tridimensional do movimento humano. A partir de câmeras de vídeo Não Sincronizadas*. Tese de Mestrado, Faculdade de Educação Física, UNICAMP, 1993, Campinas, Brasil.
- BARROS, R., BRENZIKOFER, R., BAUMANM, W., FIGUEROA, P. (1997) *Concepção e Implantação de um Sistema para Análise Cinemática Tridimensional de Movimentos Humanos*. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas. (submetido).
- BAUMANN, W.: *Métodos de Medição e Campos de Aplicação da Biomrcânica: Estado de Arte e Perspectivas*. VI Congresso Brasileira de Biomecânica. Brsilia. Conferência (1995).
- FRACCAROLI, R. Mecânica da Marcha. In: *Biomecânica Análise dos Movimentos*, 2 ed., RJ, Ed. Cultura médica, 1981, p. 59-65.
- HALL, S. Biomecânica e Introdução à Solução de Problemas. In: *Biomecânica Básica*, SP, Ed. Guanabara, 1993. p. 80-89.
- LAFORTUNE, M. A ., CAVANAGH, P. R., SOMMER, H. J. KALENAK, A .(1992). *Three-Dimensional Kinematics of the Human Knee During Walking*. J. Biomechanics, 25, 4, pp 347-357.
- LIMERICK, R. B., ABERNETHY, B., NEAL, R.J. (1993) *Relative Phase Quantifies Innterjoint Coordination*. J. Biomechanics, vol. 26, 1 , pp 91-94.

- NORIMATSU, T. YOH, S. M., FUJITA, M., NAGATANI, Y, MATSUSAKA, N., SUZUKI, R., OKUMURA, Y, OKAJIMA, T. (1995). *The Application of Walking Analysis to Clinical Examination*. Biomechanics IX-A, International Series on Biomechanics, Nagoya, pp 1215-1223.
- OTIS, J. C., FABIAN, D. F., BURSTEIN, A . H., INSALL, J.N. (1993) Biomechanica VII-B, International Series on Biomechanics, pp 1215-1223.
- SALGADO, "S.I. Análise da Marcha. In: *Reeducação Funcional Propioceptiva do Joelho e Tornozelo*. SP, Ed. Louise, 1995. P. 21-39.
- WAGENNAR, R. C.; BEEK, W. J. (1992). *Hemiplegic Gait: A Kinematic Analysis Using Walking Speed as Basis*. J. Biomechanics, vol 25, pp. 1007-1015.
- WINTER, D. A . (1979). *Biomechanic of Human Moviment*. Ontario, Canadá: John Wiley e Sons, Inc.
- ZAPELINI, K., BOMBARDI, M., BARROS, R., BRENZIKOFER, R., CUNHA, S., FILHO, E.C. (1996). *Estudos de Métricas para a Quantificação de Assimetrias na Marcha, Baseadas em Variáveis Cinemáticas*. VII Congresso de Biomecânica, Campinas, SP, p. 310-314.