



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO DESLOCAMENTO AO PASSO E**  
**DAS FORÇAS SOBRE AS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO**  
**PÉLVICO DE BEZERROS DURANTE O APOIO**

**LUCIANA DE MELO GOMIDES**

**Belo Horizonte**  
**2013**

Luciana de Melo Gomides

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO DESLOCAMENTO AO PASSO E  
DAS FORÇAS SOBRE AS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO  
PÉLVICO DE BEZERROS DURANTE O APOIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas  
(Universidade Federal de Minas Gerais)

Co-orientadores:

Prof. Dr. Rafael Faleiros  
(Universidade Federal de Minas Gerais)

Prof. Dr. Hans Menzel  
(Universidade Federal de Minas Gerais)

Belo Horizonte  
Escola de Engenharia da UFMG

2013



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário  
 31270-901 - Belo Horizonte - MG  
 Tel. : +55 31 3499.5145, Fax: +55 31 3443.3783  
 E-mail: [epgmec@demec.ufmg.br](mailto:epgmec@demec.ufmg.br)

**"ANÁLISE CINEMÁTICA DO DESLOCAMENTO AO PASSO E DAS  
 FORÇAS SOBRE AS ARTICULAÇÕES DO MEMBRO PÉLVICO DE  
 BEZERROS DURANTE O APOIO "**

**LUCIANA DE MELO GOMIDES**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Projeto Mecânico**".

Dissertação aprovada em 12 de julho de 2013.

Por:

**Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas**  
 Orientador - Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG

**Prof. Dr. Rafael Resende Faleiros**  
 Departamento de Clínica e Cirurgias Veterinárias/UFMG

**Prof. Dr. Luciano Brito Rodrigues**  
 Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia - UESB

**Prof. Dr. Max de Castro Magalhães**  
 Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG

Às três pessoas mais importantes da minha vida: à minha mãe, grande guerreira e inspiradora, ao meu pai e ao meu noivo, dedico.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas, pela confiança, compreensão e paciência, por ter acreditado neste trabalho e me dado forças para não desistir nos momentos mais difíceis.

Aos co-orientadores pela participação e colaboração fundamental: Prof. Dr. Hans Menzel, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da UFMG, e Prof. Dr. Rafael Faleiros, da Escola de Veterinária, da UFMG.

Aos meus pais, que com sacrifício e empenho foram responsáveis pela minha educação.

Ao meu noivo, Leandro Mol, parceiro e grande colaborador, pelo apoio incondicional e força em todos os momentos.

A todos da veterinária que me ajudaram em várias etapas deste trabalho: Prof. Roberto Baracat e Eliane Gonçalves, pelo apoio a este estudo, permitindo que fossem utilizadas as dependências do Hospital Veterinário para a realização das imagens de tomografia computadorizada. Agradeço, de maneira especial, Paula Mayer e Rodrigo Valadares, pelas exaustivas horas de trabalho na aquisição das imagens, e ao Prof. Luiz Lago e Juarez pela confiança e ajuda com os animais da fazenda.

Aos bolsistas de iniciação científica, Paulo Lanza e Victor Martins, da Escola de Veterinária, Rubia Fadul, da EEFETO, e ao Guilherme, da Escola de Engenharia.

Aos colegas Ismênia, Fabrício, André, Leopoldo, Max, Luciano e Andrés pela ajuda essencial com a aquisição dos dados cinéticos e cinemáticos e na elaboração do programa. Ao prof. Dr. Arnaldo Prata do CEFET-MG pela ajuda com tomógrafo e imagens de TC.

Ao Sr. Raimundo, dono da fazenda em Pará de Minas, que gentilmente forneceu membros pélvicos de cadáveres de animais para este estudo.

Ao Prof. Dr. Luciano Menegaldo, do Instituto Militar de Engenharia, pelos ensinamentos.

Um trabalho de mestrado multidisciplinar conta com a participação de muitas pessoas, o que torna difícil a tarefa de agradecer a todas elas. Gostaria que todos com quem eu mantive e mantenho contato soubessem que foram, de alguma maneira, responsáveis por esta etapa na minha vida, alguns de forma mais direta, outros de indireta. A todos, meu muito obrigada:

Patrícia Victoy Guimarães, Prof.<sup>a</sup> Maria Lucia, Prof. Juan Carlos Rubio, Bruno Pinheiro, Alciana Ribeiro, Ronaldo, Rosalvo, Raimundo, Maria Isabel Santos, Prof.<sup>a</sup> Paula, Grieg, Denise, Roberto Pesci, Luiz Irias, Athos Obvioslo, Vinicius Leal, Isadora Costa, Nelson Júnior, Patrícia Dias Barbosa, Cid Carvalhais, Edilson de Almeida, Orlando Gomes, Hermano, Marcos Barbosa, Ana Flávia Oliveira, Herbert Nick, Patrícia Pereira, Patrícia Amaral, Ana Paula Melo, Ângela Ferreira, Alexandre Melo, Flávia Ferreira, Alfeu de Melo...

*Se os sonhos são pequenos,  
nossas possibilidades de sucesso serão limitadas.  
Desistir dos sonhos é abrir mão da felicidade,  
porque quem não persegue seus objetivos  
está condenado a fracassar.*

Augusto Cury

*Valeu a pena? Tudo vale a pena  
Se a alma não é pequena.  
Quem quer passar além do Bojador  
Tem que passar além da dor.  
Deus ao mar o perigo e o abismo deu,  
Mas nele é que espelhou o céu.*

Fernando Pessoa

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	10
LISTA DE TABELAS .....	13
LISTA DE GRÁFICOS.....	14
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....	15
LISTA DE UNIDADES .....	16
RESUMO .....	17
1 INTRODUÇÃO.....	19
1.1 Apresentação do problema .....	19
1.2 Objetivos.....	21
1.2.1 Objetivo geral .....	21
1.2.2 Objetivos específicos.....	22
1.3 Desenvolvimento do trabalho .....	22
1.4 Organização da dissertação .....	22
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	24
2.1 Marcha .....	24
2.2. Modelos biodinâmicos.....	25
2.3 Parâmetros inerciais.....	42
2.3.1 O crescimento animal .....	43
2.3.2 Parâmetros inerciais do corpo como um todo .....	46
2.3.3 Parâmetros geométricos dos segmentos corporais .....	48
2.3.4 Segmentação de cadáveres .....	49
2.3.5 Fotogravimetria .....	56
2.3.6 Tomografia computadorizada.....	58
2.3.7 Outros métodos.....	62
3 METODOLOGIA.....	64
3.1 Desenvolvimento do modelo para o cálculo das forças internas.....	65
3.1.1 Manipulação dos arquivos de dados .....	70
3.1.2 Obtenção da aceleração a partir dos deslocamentos.....	71
3.1.3 Solução das equações e apresentações dos resultados .....	71

3.2 Procedimento experimental e equipamentos utilizados.....	72
3.2.1 Variáveis cinemáticas .....	73
3.2.2 Variáveis cinéticas: Plataforma de força AMTI.....	75
3.3 Determinação dos parâmetros inerciais pelo método da tomografia computadorizada .....	76
3.3.1 Segmentação das imagens de tomografia computadorizada .....	79
3.3.2 Modelo tridimensional dos segmentos do membro pélvico .....	81
3.3.3 Modelo tronco de Elipse.....	83
3.3.3.1 Construção do modelo .....	84
3.3.3.2 Distribuição de massa nos segmentos .....	86
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	87
4.1 Parâmetros Inerciais .....	87
4.2 Análises cinemática e cinética.....	93
5 CONCLUSÕES E SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS.....	103
ABSTRACT.....	105
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	107
APÊNDICES.....	114

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	Gráficos com as componentes da força de reação do membro pélvico bovino medidos com plataforma de força por van der Tol et al. (2003 e Rodrigues (2008).....	25
FIGURA 2.2	Problemas básicos de dinâmica dos corpos rígidos.....	27
FIGURA 2.3	Gráficos normalizados no tempo, extraídos do trabalho realizado por Alkjær et al. (2001).....	28
FIGURA 2.4	Diagrama de corpo livre durante o contato do segmento com o solo. ....	31
FIGURA 2.5	Diagrama de corpo livre bidimensional para um segmento típico proposto por Nigg & Herzog (1994).....	35
FIGURA 2.6	Pontos articulares dos membros pélvico e torácico de porcos proposto por Thorup et al. (1994).....	36
FIGURA 2.7	Momentos nas articulações de porcos .....	37
FIGURA 2.8	Definição dos pontos articulares para obtenção do modelo de barras através da técnica de cinematografia para membro de bovinos, proposto por Herlin e Drevemo (1997).....	42
FIGURA 2.9	Curvas alométricas de crescimento bovino: ossos, músculo e gordura por Cruz (2008).....	44
FIGURA 2.10	Pêndulo para a aquisição de centro de massa e momento de inércia do corpo inteiro.....	47
FIGURA 2.11	Determinação do peso de segmentos corporais.....	49
FIGURA 2.12	Modelo de 15 segmentos de Hanavan (1964) .....	52
FIGURA 2.13	Mecanismo do tipo pêndulo de inércia, proposto por Lephart (1984), para obtenção do tensor de inércia de segmentos corporais congelados.....	54
FIGURA 2.14	Modelo de regressão para obtenção dos parâmetros inerciais de 26 segmentos de cavalos proposto por Buchner et al.(1997) .....	55
FIGURA 2.15	Técnica da fotogrametria .....	57
FIGURA 2.16	Obtenção de imagens de tomografia computadorizada.....	59
FIGURA 2.17	Tomografia axial Transversal.....	61

FIGURA 2.18	Modelo que utiliza ScanBody 3D proposto por Ma et al. (2011).....	
FIGURA 3.1	Definição de planos e posições anatômicas de bovinos .....	65
FIGURA 3.2	Definição dos segmentos do membro pélvico com indicação dos esforços atuantes para construção da rotina de cálculo .....	66
FIGURA 3.3	Pontos anatômicos escolhidos para a análise de dinâmica inversa nesta pesquisa, semelhante aos pontos definidos nos trabalhos propostos por Herlin e Drevemo (1997) e Phillips e Morris (2001) com estudos em bovinos .....	68
FIGURA 3.4	Equipamentos utilizados para aquisição de dados cinemáticos e cinéticos da marcha dos bezerros na Escola de Veterinária da UFMG .....	73
FIGURA 3.5	À direita, bezerro caminhando sobre a passarela. ....	74
FIGURA 3.6	Digitalização dos pontos conectados por barras com o software Simi-Motion 6.0 da EEFETO-UFMG.....	74
FIGURA 3.7	Imagens de tomografia computadorizada do membro pélvico de bezerros obtidas do tomógrafo axial do Hospital Veterinário da Escola de Veterinária da UFMG.....	77
FIGURA 3.8	Aquisição de imagens de tomografia computadorizada de animais vivos no Hospital Veterinário da UFMG .....	78
FIGURA 3.9	Segmentação de imagens de tomografia computadorizada utilizando Invesalius.....	80
FIGURA 3.10	Correção e simplificação da malha dos segmentos distal do membro pélvico de bezerros utilizando MeshLab.....	82
FIGURA 3.11	Modelo Solid Works.....	83
FIGURA 3.12	Modelo de tronco de elipse para o segmento da perna, proposto por Durkin e Dowling (2006) .....	84
FIGURA 3.13	Aquisição dos raios da seção elíptica do modelo proposto para os segmentos do membro pélvico de bezerros machos da raça holandesa .....	85
FIGURA 3.14	Distribuição de massa ao longo do segmento do membro pélvico de bezerros através do software AMIDE.....	86
FIGURA 4.1	Medição do segmento distal do membro pélvico de bezerro .....	87
FIGURA 4.2	Gráficos de distribuição percentual média ao longo do comprimento proximal-distal dos segmentos do membro pélvico de bezerros jovens, obtido de imagens de tomografia computadorizada .....	89

FIGURA 4.3	Gráfico de força de reação com o solo vertical (Próxima-distal) e horizontal (Crânio-caudal).....	97
FIGURA 4.4	Forças de reação vertical .....	98
FIGURA 4.5	Momento médio nas articulações do membro pélvico durante o período de apoio da marcha.....	100

## LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1	Parâmetros de aquisição de imagens utilizados na tomografia computadorizada.....	78
TABELA 4.1	Pontos para medição do raio da elipse em relação ao percentual do comprimento L proximal-distal do segmento.....	90
TABELA 4.2	Raios e massas dos segmentos do membro pélvico para construção do modelo de elipse .....	91
TABELA 4.3	Resultados dos parâmetros inerciais obtidos para o modelo elipse e modelo geométrico. ....	92
TABELA 4.4	Comprimento dos segmentos considerados na análise de dinâmica inversa, massa total e velocidade da marcha de cada animal.....	94
TABELA 4.5	Forças de reação no solo média e desvio padrão nos cinco instantes de contato e força máxima.....	95

## LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 3.1 Escala de Hounsfield .....	79
GRÁFICO 4.1 Deslocamento angular de cada segmento em relação a horizontal .....	96

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMIDE	Analysys Medical Images Data Examiner
AMTI	Advanced Mechanical Tecnology
CG	Centro de gravidade
CM	Centro de Massa
CNR	Consiglio Nazionale delle Ricerche
CTI	Centro de Tecnologia da Informação
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DLT	Transformação Linear Direta
EEFFTO	Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
FRS	Força de Reação do Solo
IMR	Imagens de ressonância magnética
ISTI	Instituto di Scienza e Tecnologie dell' Informazione
MCT	Ministério da Ciência e Tecnologia
PSC	Parâmetros dos Segmentos Corporais
STL	<i>Stereolithography</i>
TC	Tomografia Computadorizada
UCLA	University of California
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UH	Unidades de Hounsfield
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

## LISTA DE UNIDADES

Hz	Hertz
kg	Quilograma
kgf	Quilograma-força
Nm	Newton-metro
m	Metro
mm	Milímetro
s	Segundo

## RESUMO

O objetivo principal deste trabalho é a obtenção das forças internas sobre as articulações, assim como os momentos sobre os segmentos do membro pélvico de bezerros jovens obtidos por meio da análise dinâmica inversa de sua marcha durante o período de apoio ao passo. Para tornar o estudo possível, foi desenvolvido e implementado, em ambiente MATLAB, um modelo biomecânico bidimensional do membro do animal. As variáveis de entradas foram obtidas experimentalmente, sendo os dados cinéticos e cinemáticos coletados através da técnica de cinemetria e da utilização de plataforma de força disponibilizados pelo Laboratório de Biomecânica do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Para aquisição dos parâmetros inerciais (massa, centro de massa e momento de inércia) de cada segmento, foi desenvolvida uma metodologia baseada na construção de um modelo geométrico simplificado de tronco de seção elíptica a partir de imagens de tomografia computadorizada realizadas no Hospital Veterinário da UFMG, para obtenção *in vivo* destes parâmetros. Os resultados obtidos do tronco de seção elíptica mostram que o modelo é uma alternativa menos dispendiosa e fácil para o cálculo dos parâmetros inerciais de bezerros jovens, dispensando quaisquer equipamentos para obtenção dos resultados, apresentando erros médios relativos de no máximo 10,9% para a localização do centro de massa, quando comparados aos valores extraídos no método da tomografia computadorizada, em que a geometria original de cada segmento é obtida da segmentação das imagens e a densidade de cada tecido é atribuída ao modelo obtido. Os resultados da análise dinâmica mostram que essa técnica é apropriada para avaliação das forças e dos momentos resultantes nas articulações do membro pélvico, na medida em que valores encontrados concordam com os resultados obtidos com estudos de outros quadrúpedes (COLBORNE et al., 1998; CLAYTON et al., 2000, 2001; THORUP et al., 2007a; RODRIGUES, 2008). As magnitudes dos momentos dos bezerros apresentados neste estudo foram menores do que as acusadas em cavalos e um pouco maior do que as apresentadas nos porcos, se assemelhando mais a estes últimos. As divergências, no entanto, podem ser atribuídas a diferentes métodos de modelagem e ao tamanho dos segmentos de cada animal. A partir da metodologia apresentada, serão possíveis análises de diversas

situações, comparando-se atividades realizadas segundo diferentes estratégias mecânicas e musculares destes animais.

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Experimentação Animal da UFMG (protocolo 136/09).

***Palavras-chave:*** *Dinâmica inversa; membro pélvico; forças articulares; momentos articulares, bezerros jovens.*

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Apresentação do problema

A Biomecânica é uma ciência multidisciplinar que requer a combinação dos conhecimentos das ciências físicas e da engenharia com as ciências biológicas e comportamentais (CHAFFIN et al., 2001). Tendo essa questão em mente, este estudo é uma proposta da engenharia com o intuito de contribuir para o trabalho em Medicina Veterinária de grandes animais.

O conhecimento do padrão normal da marcha de animais envolve a medida dos parâmetros biodinâmicos, a compilação dos dados, a interpretação das informações, a identificação das alterações do padrão de marcha normal e auxilia na recomendação e indicação das alternativas de tratamento de patologias. É preciso compreender os mecanismos normais da marcha para avaliar suas alterações. O avanço da ciência contribuiu de forma notável para que a avaliação da marcha pudesse ser cada vez mais precisa e clara. (Flower e Cansado, 2008). As características do animal (por exemplo, conformação, tamanho e enchimento do úbere de vacas leiteiras) e ambientais (por exemplo, piso) contribuem para a variação na forma como de sua caminhada. A compreensão de todos estes fatores são importantes para evitar erros em classificações e comparações de indevidas entre os rebanhos.

Em muitos casos clínicos o conhecimento da marcha em bovinos pode beneficiar no diagnóstico e tratamento, dentre os quais se destacam: tratamento e recuperação de fraturas de ossos longos, doenças neurológicas, doenças neuromusculares, lesões medulares traumáticas e congênitas, doenças podais entre outras. Uma análise instrumentada da marcha pode ser utilizada para auxiliar uma indicação cirúrgica, programas de fisioterapia ou uso de bloqueios neuromusculares. Pesquisas na marcha em bovinos tem sido em grande parte impulsionado por um interesse na detecção de claudicação. Claudicação é definido como um desvio na marcha resultante da dor ou desconforto de lesões e doenças de casco ou nos membros, no estudo apresentado por Clarkson et al, 1996 relatou prevalência de que 55% de vacas leiteiras são acometidas por este problema que afeta também a produção de leite do animal, a alimentação e a sua fertilidade se tornando-se uma questão muito onerosa para os produtores (Green et al. , 2002; O'Callaghan , 2002; Hernandez et al., 2005) .

As pesquisas têm mostrado que vários métodos de avaliação da marcha em animais são capazes de distinguir com sucesso a presença ou não de patologias dolorosas. Enquanto os métodos subjetivos permitem uma avaliação imediata no local e não necessitam de equipamentos técnicos, eles mostram variação na confiabilidade do observador e intraobservador que podem ser evitados através de medidas cinéticas e cinemáticas, assim métodos objetivos de avaliação da marcha fornecem dados precisos e confiáveis.

Fraturas em ossos longos em bovinos tem sido uma ocorrência comum e sua recuperação tem se tornado um problema recorrente. Com isso, tornam-se cada vez mais necessários estudos referentes ao tratamento desse tipo de fratura (SPADETO et al., 2010). Fraturas em ossos longos, como fêmur, tíbia e úmero de animais de grande porte, tais como equinos e bovinos, são as mais comuns e usualmente ocorrem devido a injúrias de alto impacto, quedas de locais altos, atropelamentos e feridas por projéteis balísticos (ROMANO et al., 2008).

A perda da função de um dos membros do sistema de locomoção dos animais de grande porte quase sempre é incompatível com a vida, levando a problemas recorrentes no pós-operatório e durante a reabilitação. O tratamento desse tipo de fratura sempre representou um maior desafio para o médico veterinário, uma vez que o peso elevado do animal torna inviável a permanência em estação por longos períodos, pois a pressão sob sua musculatura pode causar lesões graves quando esses animais permanecem em decúbito<sup>1</sup> por longos períodos (McCLURE et al., 1998). Pesquisas têm sido realizadas em busca tratamentos com hastes e próteses de baixo custo e biocompatíveis (VAN DER ELST et al., 1999). Novos materiais têm sido cada vez mais testados e incorporados em procedimentos cirúrgicos. O estudo realizado por (DE MARVAL et. al., 2006) com testes *in vivo* com polipropileno na forma de haste intramedular bloqueada mostrou resultados satisfatórios e promissores em úmeros de bezerros, uma vez que o sistema desenvolvido permitiu a reparação óssea nos animais avaliados, sem apresentar sinal de rejeição tecidual. No entanto, na pesquisa de Spadeto, 2006 hastes intramedulares de poliacetal e poliamida utilizadas em fêmures de bezerros jovens mostram-se frágeis, quebraram e permitiram o desalinhamento ósseo. Os resultados indicam a necessidade de desenvolver mais pesquisas com o intuito de conhecer melhor as forças atuantes nos membros de locomoção dos animais, durante a marcha normal, para melhor dimensionamento do material a ser usado na confecção da haste.

---

<sup>1</sup> Termo médico utilizado para se referir à posição do animal que está deitado, mas não necessariamente dormindo.

A determinação de forças internas assume destacada relevância científica e tecnológica na análise biomecânica. A partir da análise dessas forças, importantes considerações acerca do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor do animal podem ser feitas, contribuindo de forma efetiva na busca de parâmetros para desenvolvimento de novos projetos em Medicina Veterinária. As forças internas podem ser obtidas através de modelos físico-matemáticos aplicados ao corpo. Em função da simplificação da representação do aparelho locomotor, esses modelos permitem o cálculo dessas forças, a partir de variáveis oriundas de testes dinamométricos, cinemáticos e antropométricos.

Nesse ponto, é importante destacar que os bovinos possuem reduzida capacidade de absorção de impactos causados por pisos duros, principalmente considerando-se a pequena área de apoio no solo, a pouca capacidade de amortecimento, especialmente nos membros pélvicos, e o peso excessivo de muitos destes animais. As forças biomecânicas associadas à variação da distribuição de peso em bovinos são menos pronunciadas nos membros torácicos, permitindo uma menor frequência de lesões. Segundo Murray et al. (1996), os membros pélvicos suportam 40% do peso do animal. Porém, os membros pélvicos estão inseridos no corpo por meio da articulação coxofemoral, criando uma estrutura esquelética rígida, perdendo, assim, a capacidade de diminuir os efeitos da variação de distribuição de peso durante a marcha.

Os membros pélvicos têm como principal papel impulsionar o animal para frente (GREENOUGH; WEAVER, 1997). Por isso, sofrem uma maior sobrecarga de peso durante a marcha. Além disso, os membros pélvicos apresentam movimentos de balanço nas ancas de 2,5 cm para cada lado. Todos estes fatores anátomo-mecânicos contribuem para que as patas do membro pélvico sejam mais acometidas por lesões em relação às do membro torácico. Portanto, restringimos nossos estudos ao membro pélvico destes animais (SAGUÉS, 1995).

## **1.2 Objetivos**

Tendo em vista o que exposto anteriormente, os objetivos do presente estudo são:

### **1.2.1 Objetivo Geral**

Este trabalho tem como objetivo principal avaliar as forças e momentos gerados nas articulações e segmentos do membro pélvico de bezerros durante o período de apoio ao

passo, determinados através da dinâmica inversa em duas dimensões, visando à obtenção de dados que passa a contribuir para o desenvolvimento de grande variedade de instrumentos, materiais para implante e técnicas de fixação internas para redução de fraturas de ossos longos nesses animais.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- a) Aprimorar o estudo da marcha de bovinos jovens treinados proposto por Rodrigues (2008) com registro de imagens e medição de componentes de força durante sua marcha com os equipamentos disponibilizados pelo laboratório de Biomecânica do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.
- b) Desenvolvimento de uma rotina de cálculo para obtenção das curvas de força e momento nos segmentos e articulações de bovinos durante sua marcha com os equipamentos disponibilizados pelo laboratório de Biomecânica do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.
- c) Obtenção e parâmetros inerciais para os segmentos do membro de bezerros *in vivo*, de um modelo baseado em imagens de tomografia computadorizada.
- d) Estimar os carregamentos atuantes nas extremidades distais e proximais dos segmentos que compõem o membro pélvico de bovinos jovens em cada fase do período de apoio ao solo durante o passo.
- e) Análise dos resultados comparados com outros estudos da marcha de quadrúpedes.

## 1.3 Desenvolvimento do trabalho

O trabalho foi totalmente desenvolvido na UFMG, onde foram utilizadas as seguintes dependências: *hall*, sala de ferraduria e a sala de tomografia computadorizada da Escola de Veterinária, Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional e o Laboratório do Grupo de Engenharia Biomecânica.

## 1.4 Organização da dissertação

Um estudo biomecânico integra várias áreas do conhecimento. Dessa forma, apesar desta dissertação fazer parte do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, ela possui um caráter multidisciplinar e, por isso, preocupou-se em apresentar os conceitos

fundamentais referentes ao tema, tanto para a área de exatas quanto para de saúde, com o intuito de tornar o estudo bem compreendido por profissionais de ambas as áreas.

Com isso, é necessária a apresentação da organização do presente trabalho: o texto está dividido em seis capítulos, dois apêndices e um anexo. No primeiro capítulo, são apresentados os objetivos gerais e específicos do estudo, assim como a forma de desenvolvimento da pesquisa. Já o segundo, no qual a revisão da literatura é apresentada, está dividido em duas partes: na primeira, tem-se uma revisão de modelos biomecânicos, baseados em análises de dinâmica inversa de alguns trabalhos disponíveis na literatura, enquanto a segunda é dedicada a uma revisão sobre diversos métodos de aquisição de parâmetros inerciais de segmentos de seres vivos.

O terceiro capítulo é referente ao desenvolvimento metodológico, no qual estão detalhadas as atividades realizadas em cada etapa do trabalho. Após essas explicações, necessárias para a compreensão do leitor sobre cada ponto do estudo, o quarto capítulo apresenta os resultados obtidos com o modelo proposto. A seguir, no quinto capítulo, são apresentadas as discussões. Por fim, a sexta e última parte da dissertação, as conclusões, tem o intuito de mostrar as considerações finais do trabalho, além de sugestões para o desenvolvimento de pesquisas futuras.

Após a apresentação das referências, temos a seção do apêndice e o anexo. O apêndice A traz a rotina de dinâmica inversa desenvolvida em ambiente Matlab, enquanto o apêndice B apresenta o projeto da passarela de madeira usado neste experimento.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão da literatura, nesta dissertação, está dividida em duas partes. Em um primeiro momento, estão relacionadas diversas abordagens sugeridas para modelar o problema da força nas articulações. A análise requer, de modo geral, um modelo no qual o membro pélvico do bezerro é representado por uma cadeia de segmentos rígidos interconectados por articulações. A fidedignidade dos valores extraídos do modelo depende do grau de exatidão das características antropométricas do corpo estudado (KINGMA et al., 1996). Por isso, a segunda parte desta revisão apresentará os diversos métodos de obtenção de parâmetros inerciais de segmentos corporais de seres vivos.

### 2.1 Marcha

Marcha é uma sequência repetitiva de movimentos dos membros que move o corpo para frente enquanto simultaneamente mantém a estabilidade no apoio. Na marcha há membros que atuam como um suporte móvel, em contato com o solo, enquanto os outros avançam no ar, formando um conjunto de movimentos corporais que se repetem de forma cíclica e os membros invertem os seus papéis a cada passo (Perry, 1992). A sequência simples do apoio e avanço de um único membro é denominada período de marcha, que compreende o primeiro contato com o solo até o próximo contato deste mesmo membro com o solo.

O período de apoio ao passo da marcha dos membros pélvicos de bovinos está descrito nos trabalhos de Van der Tol et al. (2003) e Rodrigues (2008) através de análises de forças registradas por uma plataforma de força. O ciclo completo da passada de um membro durante o passo é constituído de duas fases: apoio do membro (*stance phase*), quando ocorre a sustentação do peso (*weight-bearing*), e a suspensão do membro (*swing phase*), em que não há sustentação do peso (*non-weight bearing*). A fase de apoio inicia-se com o contato inicial do membro com o solo e termina com o seu desprendimento. Durante a caminhada cinco instantes da força de reação do solo (FRS) foram identificadas durante o contato da plataforma: Contato de talões (*heel strike*), frenagem máxima (*maximum braking*), apoio médio (*Midstance*), propulsão máxima (*maximum propulsion*) e propulsão final (*Push off*), representados pelo FIG 2.1 e descritos a seguir:

- 1) Contato de talões: o momento imediatamente após o impacto da pata com o solo, no qual a sustentação do peso é iniciada pelo membro. Neste instante, a componente vertical da GRF chega a ficar em torno de 30% de seu valor máximo.
- 2) Frenagem máxima: o instante em que o membro está sujeito às máximas forças de desaceleração e onde a componente longitudinal da FRS atinge seu valor mínimo.
- 3) Apoio médio: o momento em que o membro faz a transição da desaceleração para a propulsão. Neste instante, a componente longitudinal da FRS é zero.
- 4) Propulsão máxima: o momento no qual o membro exerce as maiores forças de aceleração e onde a força longitudinal atinge seu valor máximo.
- 5) Propulsão final: instante em que o membro está prestes a se desprender do solo e onde a componente vertical da GRF é reduzida a cerca de 30% do seu valor máximo.

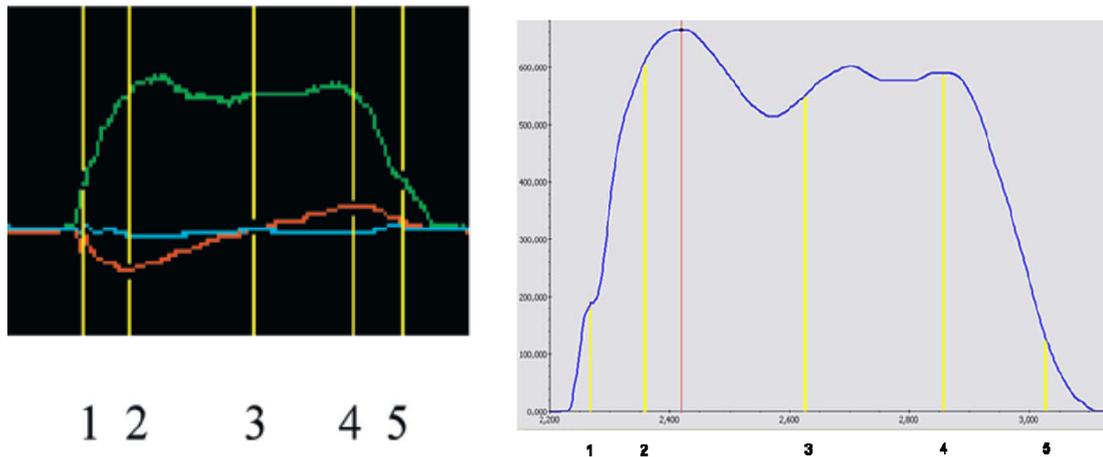


FIGURA 2.1 - Gráficos com os componentes da força de reação do membro pélvico bovino medidos com plataforma de força. À esquerda, van der Tol et al. (2003), e à direita, Rodrigues (2008). Os números indicam os cinco instantes definidos para a análise.

FONTE - VAN DER TOL et al., 2003; RODRIGUES, 2008.

## 2.2 Modelos biodinâmicos

Segundo Hefzy e Grood (1988), os modelos biomecânicos podem ser classificados em dois tipos: modelos físicos, compreendido como as estruturas fabricadas, na maioria das vezes em resina, que simulam aspectos do sistema real, e os modelos matemáticos, que podem ser subdivididos em dois tipos, os anatômicos e os fenomenológicos. Os modelos anatômicos requerem a descrição geométrica das estruturas anatômicas, enquanto modelos fenomenológicos são usados para descrever a resposta sobre a articulação, sem considerar as estruturas reais. Em razão da natureza deste trabalho serão apresentados aqui apenas os modelos matemáticos fenomenológicos.

É importante frisar que grande parte das publicações de estudos da análise de movimento foi proposta para seres humanos, o que, devido à grande semelhança do método, será descrito juntamente com as pesquisas também realizadas em animais, principalmente quadrúpedes, que apresentam o mesmo “perfil” de movimento dos bovinos aqui estudados.

### 2.2.1 Modelos fenomenológicos

Existem duas abordagens clássicas para determinar as forças internas: a medida direta e o procedimento analítico indireto, que utiliza medidas externas e os modelos mecânicos correspondentes. A medição direta está mais associada a procedimentos invasivos, que, por questões éticas, na maior parte das vezes não são permitidos. Por isso, a solução de um problema de dinâmica é resolvida por meio de equações analíticas representativas da situação. Segundo Vaughan (1980), há dois tipos de problemas envolvendo dinâmica dos corpos rígidos. O primeiro é chamado de Problemas de Dinâmica Direta, no qual as forças envolvidas em um sistema mecânico são conhecidas e o objetivo é determinar o movimento resultante da aplicação destas forças. Já no segundo, Problemas de Dinâmica Inversa, as variáveis cinemáticas do movimento são completamente conhecidas. Nele, o propósito é encontrar as forças que causaram aqueles movimentos. Ambos os casos estão ilustrados na FIG 2.2.

O modelo a ser adotado neste trabalho será o da abordagem da Dinâmica Inversa, representado onde serão obtidos os valores de deslocamentos de forma experimental para obtenção das forças internas de cada segmento através das equações de dinâmica. Com isso, a partir dos dados de força e momentos externos, deslocamentos e tempo do movimento serão obtidos os valores de força e momentos internos.

Algumas atividades motoras podem ser representadas em duas dimensões sem grandes prejuízos, como a marcha normal com os segmentos corporais considerados movendo-se em um plano sagital (ANDREWS, 1974). Modelos tridimensionais podem ser desenvolvidos e implementados, embora sejam restritos pelo reduzido número de graus de liberdade das articulações (GLITSCH; BAUMANN, 1997), ou idealizados a partir da composição de diversas análises bidimensionais (ENG; WINTER, 1995).

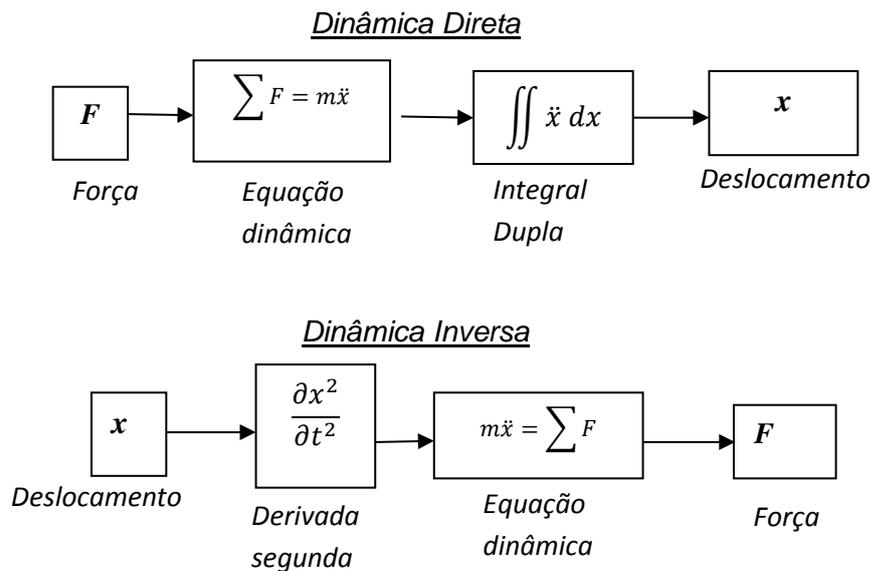


FIGURA 2.2- Problemas básicos de dinâmica dos corpos rígidos  
 FONTE - VAUGHAN, 1980.

Entretanto, modelos 3D aumentam enormemente o número de parâmetros necessários para caracterizar completamente o comportamento cinemático do modelo articular e apresentam problemas significativos, quando calculadas as forças musculares ligamentares e intra-articulares.

Para identificar os segmentos corporais em uma análise tridimensional são necessários, no mínimo, três marcadores e cada um deve ser colocado nos locais corretos. Logo, as referências anatômicas devem ser bem definidas. Os marcadores precisam ser registrados a partir de pelo menos dois ângulos diferentes da câmera, durante a aquisição das imagens, para reconstruir a posição em 3D. Para isso, mais de uma câmera é requerida na análise e sua posição deve ser criteriosamente escolhida, dependendo da análise. Para a visualização dos pontos de referência, é necessária a utilização de mais de três câmeras. É preciso, também, haver um sincronismo entre as câmeras, que devem ter a mesma frequência de aquisição de imagem no mesmo instante. Um número maior de pontos requer um processamento mais demorado da análise. Além disso, o deslocamento dos marcadores durante a marcha passa a acontecer em três dimensões, o que contribui para tornar a análise tridimensional mais complicada.

No entanto, uma comparação de análises de marcha em humanos 2D e 3D mostram uma grande semelhança nos perfis das curvas de momento, como na FIG. 2.3, divergindo nos pontos de máximo e de mínimo (ALKJÆR et al., 2001).

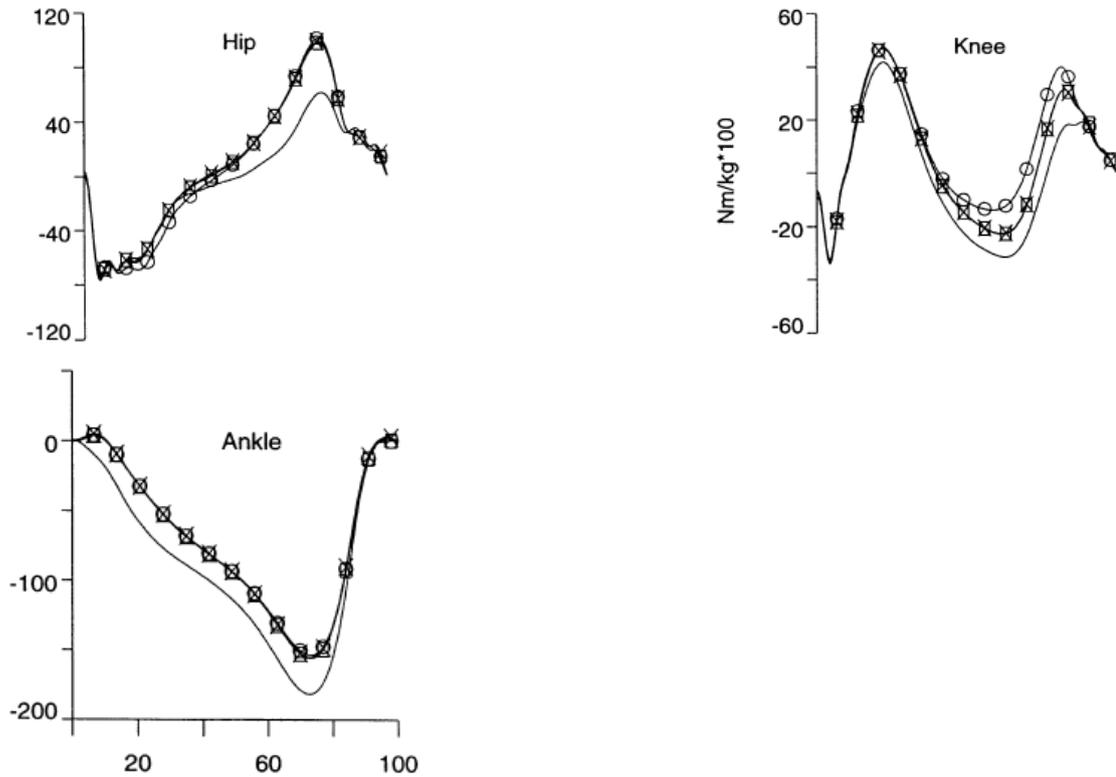


FIGURA 2.3 –Gráficos normalizados no tempo, extraídos do trabalho realizado por Alkjær et al. (2001), mostram os momentos articulares sobre o quadril (hip), joelho (knee) e tornozelo (ankle) de seres humanos, obtidos de uma análise 2-D (linha sólida) e 3D com sistema de referência sobre eixos anatômicos (linha de círculos abertos). A curva com quadrados se refere à medição de momentos articulares sobre um sistema referencial global e a curva x se refere ao cálculo dos momentos utilizando as coordenadas dos centros de rotação do modelo 3D para o 2D.

FONTE – ALKJÆR et al., 2001

Iniciamos, então, com abordagens bidimensionais com seres humanos. Sobre isso, Andrews (1974), em seu livro de sobre análise biomecânica do movimento humano apresenta um modelo, que atualmente continua sendo amplamente utilizado em estudos de análise da marcha de seres vivos, que considera o corpo como um sistema mecânico de  $N$  corpos rígidos  $B_i$  ( $i=1,2,3,\dots,N$ ) interconectados por articulações anatômicas. As características destas articulações variam conforme sua localização no corpo. Cada segmento  $B_i$  é idealizado como um corpo rígido, movendo-se de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Estes princípios especificam que o movimento de  $B_i$  em um referencial inercial  $R$  é regido por duas equações vetoriais. Essas equações são a de translação, referente ao princípio da movimentação do centro de massa  $G_i$  de  $B_i$  em  $R$ :

$$\vec{F}_i = m_i \vec{a}^{G_i} \quad (2.1.1)$$

A equação de rotação referente ao princípio de momento angular de  $B_i$  em torno de  $G_i$  em R:

$$\vec{M}^{Gi} = \dot{\vec{H}}^{Gi} \quad (2.1.2)$$

Onde:

$\vec{F}_i$  é força resultante externa atuando no segmento  $B_i$ ;

$m_i$  é massa do segmento;

$\vec{a}^{Gi}$  é a aceleração do centro de massa do segmento no sistema referencial R;

$\vec{M}^{Gi}$  é o momento das forças resultantes em torno de  $G_i$  de todas as forças externas agindo sobre  $B_i$ ;

$\dot{\vec{H}}^{Gi}$  é a derivada, em relação ao tempo da quantidade de movimento angular de  $B_i$ , girando em torno de  $G_i$  no sistema referencial R.

Considerando o movimento do corpo como bidimensional em um plano X-Y fixo em R, as duas equações vetoriais do movimento (2.1.1) e (2.1.2) foram reduzidas a três equações escalares:

$$\vec{F}_{xi} = m_i \vec{a}_x^{Gi} \quad (2.1.3)$$

$$\vec{F}_{yi} = m_i \vec{a}_y^{Gi} \quad (2.1.4)$$

$$\vec{M}_z^{Gi} = I_z^{Gi} \vec{\alpha}^{Gi} = \dot{\vec{H}}_z^{Gi} \quad (2.1.5)$$

Onde:

$\vec{F}_{xi}$  e  $\vec{F}_{yi}$  representam as componentes de força x e y do vetor  $\vec{F}_i$ ;

$\vec{M}_z^{Gi}$  é a componente z do vetor  $\vec{M}_i^{Gi}$ ;

$\vec{a}_x^{Gi}$  e  $\vec{a}_y^{Gi}$  as componentes de força x e y do vetor  $\vec{a}_i^{Gi}$ ;

$m_i$  Massa do segmento  $B_i$ ;

$I_z^{Gi}$  momento de inércia de  $B_i$  em torno do eixo z de  $G_i$ ;

$\vec{\alpha}^{Gi}$  aceleração angular de  $B_i$  em R.

O lado esquerdo das equações que governam o movimento de  $B_i$  em R contém os fatores de força e momento. A resultante  $\vec{F}_i$  agindo em  $B_i$  é um vetor soma de todas as forças

externas agindo sobre  $B_i$ . O momento resultante  $\vec{M}^{Gi}$  é um vetor soma de todos os momentos em torno de  $G_i$  de cada força externa agindo sobre cada  $B_i$ .

A distribuição das forças externas que contribuem para  $\vec{F}_i$  e  $\vec{M}^{Gi}$  foram classificadas em duas categorias principais: uma primeira categoria (I), incluindo todas as forças distribuídas e remotamente aplicadas, como a distribuição da força peso; uma segunda categoria (II) de distribuição de forças externas, agindo sobre  $B_i$ , incluindo todas as forças devido ao contato do segmento com o meio externo.

Nesse cenário, a categoria (II) foi subdividida em: (a) forças agindo sobre a extremidade distal e proximal do segmento, em função da presença dos segmentos adjacentes; b) outras forças de contato, agindo sobre o segmento, como a força de contato com o solo. Andrews (1974) sugere que sejam retirados da literatura os parâmetros inerciais que aparecem ao lado direito das equações (2.1.3), (2.1.4) e (2.1.5).

Os componentes de aceleração que aparecem ao lado direito das equações (2.1.3) e (2.1.4) serão obtidos através da diferenciação do vetor posição. Usando a cinemetria, por exemplo, que é um conjunto de métodos que permitem a determinação da posição e orientação de segmentos corporais, buscando medir os parâmetros cinemáticos do movimento, baseado em câmeras de vídeo que registram a imagem do movimento ou as coordenadas de pontos de interesse e então através de software específico calculam as variáveis cinemáticas de interesse. Ao filmar uma atividade qualquer e identificar os pontos centrais das articulações em cada quadro do filme, é possível localizar o centro de gravidade de cada segmento corporal. Se o filme for feito com um tempo constante entre os quadros, conseguimos estabelecer a posição de cada ponto de interesse em função do tempo. A partir destes vetores de posição, se tem condição de obter um vetor deslocamento, com o qual se pode obter o vetor velocidade média entre cada dois quadros consecutivos. É possível utilizar os valores calculados de velocidade média para aproximar os valores de velocidade instantânea, quando o número de quadros filmados por segundo é grande o suficiente para que os pontos articulares não se movam muito entre um quadro e o próximo.

De forma similar, chega-se aos valores de aceleração média e aceleração instantânea. Com isso, existe um cenário favorável para medir experimentalmente a posição, em função do tempo do ponto atribuído ao centro de massa de cada segmento, e deduzir os valores de  $\vec{a}_x^{Gi}$  e  $\vec{a}_y^{Gi}$  durante o período de tempo que se quer estudar o movimento de vários segmentos  $B_i$  em  $R$ . Da mesma maneira, se tem condições de obter os valores de aceleração

angular média e usá-los para estimar os valores de aceleração angular instantânea  $\ddot{\alpha}^{Gi}$  que aparece na EQ. (2.1.5).

Para exemplificar o seu modelo, Andrews (1974) sugere a análise de uma situação de caminhada. Destaca-se que um diagrama de corpo livre do segmento mais distal em contato com o solo é mostrado na FIG 2.4.

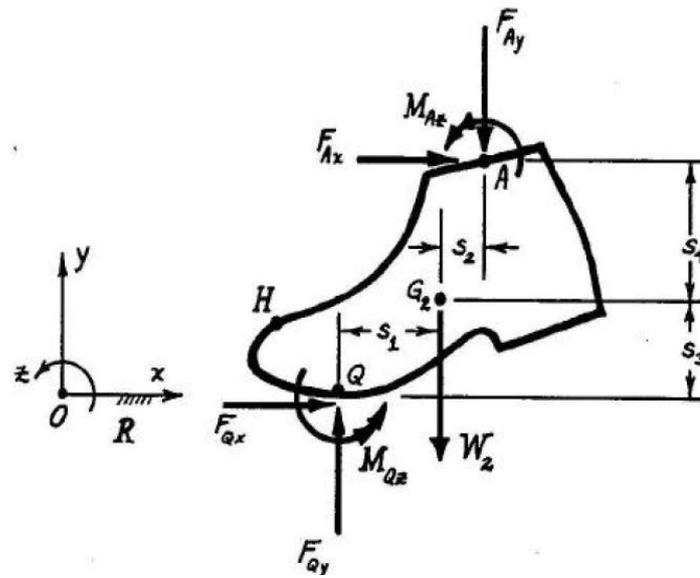


FIGURA 2.4 - Diagrama de corpo livre durante o contato do segmento com o solo.  $F_{Ax}$ ,  $F_{Ay}$ ,  $F_{Qx}$  e  $F_{Qy}$  componentes x e y das forças resultantes agindo sobre as extremidades proximal e distal, respectivamente.  $F_{Qix}$  e  $F_{Qiy}$  componentes x e y da força resultante externa agindo em um ponto arbitrário  $Q_i$ .  $M_{Az}$  e  $M_{Qz}$  momento resultante proximal e distal respectivamente.  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$  e  $S_4$  distâncias perpendiculares entre os componentes da força  $F_{Qy}$ ,  $F_{Ay}$ ,  $F_{Qx}$  e  $F_{Ax}$  e o eixo de rotação.

FONTE – ANDREWS, 1974.

As três equações escalares do movimento correspondendo às equações (2.1.3), (2.1.4) e (2.1.5), aplicadas ao segmento do pé, ficam da seguinte forma:

$$F_{Ax} + F_{Qx} = \frac{W_2}{g} a_x^{Gi} \quad (2.1.6)$$

$$F_{Qy} + F_{Ay} - W_2 = \frac{W_2}{g} a_y^{Gi} \quad (2.1.7)$$

$$M_{Az} + M_{Qz} + S_3 F_{Qx} - S_1 F_{Qy} - S_4 F_{Ax} + S_2 F_{Ay} = I_z^{G2} \alpha^{B2} \quad (2.1.8)$$

Quando se utiliza uma plataforma de força, são encontradas condições de determinar as componentes vertical e horizontal da força de reação com o solo e o momento em relação ao eixo z, no ponto de contato. Colocando marcas reflexivas nos pontos A e H, representados na

FIG. 2.4, o ponto G2 pode ser localizado a partir destes pontos e das informações antropométricas retiradas da literatura. As variáveis restantes  $F_{Ax}$ ,  $F_{Ay}$  e  $M_{Az}$  são, então, calculadas com o uso das equações (2.1.6), (2.1.7) e (2.1.8) para cada quadro da imagem filmada.

Andrews (1974) trata o problema apenas teoricamente, sem nenhum dado experimental. Dois aspectos chamam a atenção no modelo: o eixo de rotação do momento de inércia e os valores das distâncias perpendiculares  $S_1$  e  $S_2$  que aparecem no modelo, verificado na FIG. 2.4. O momento de inércia sugerido pelo autor possui o centro de massa do segmento como eixo central de rotação. Em momento algum da marcha, seja durante a fase aérea ou de apoio, o eixo de rotação do pé, ou de qualquer outro segmento, coincide com o centro de massa desse segmento. Durante a fase de apoio, poderia ser considerado o ponto de apoio Q (FIG. 2.4), o que infere algum erro, embora pequeno, no cálculo do momento resultante. Com relação às distâncias perpendiculares  $S_1$  e  $S_2$ , o autor não esclarece como encontrá-las, induzindo o leitor a pensar que elas podem ser extraídas das imagens filmadas, a partir dos pontos reflexivos A e H. No entanto, Q, o ponto de partida para medição das distâncias, não é fixo, mudando constantemente ao longo de cada quadro filmado, fazendo com que não seja possível estabelecer o seu local exato a partir deste método.

A abordagem tradicional da dinâmica inversa utiliza a cinemática dos segmentos corporais, combinada com a medição de forças externas (forças de reação com o solo), para obtenção da força e momento resultante na articulação de interesse. O momento intersegmental fornece informações sobre as funções musculares e força intersegmental que, combinadas com as forças musculares, pode ser utilizado para estimar a força de contato intra-articular. Tipicamente, as medições cinemáticas são realizadas com sistemas de vídeo ou com filmes, enquanto a forças de reação com o solo, com plataformas de forças.

Diversas dificuldades metodológicas estão associadas com a abordagem de dinâmica inversa. É preciso ter em mente que os sistemas de aquisição de dados por vídeo possuem acurácia de 0,1% do campo de visão. É aplicada aos dados cinemáticos uma diferenciação de segunda ordem, com o propósito de obter as forças inerciais dos segmentos corporais, requerendo filtros passa-baixa para prevenir a amplificação dos erros randômicos de medição.

Tal processo possibilita que picos de alta frequência de aceleração possam ser removidos. Por exemplo, uma aceleração senoidal de 1g, com 15Hz, corresponde a um deslocamento de apenas  $1,1\text{mm} (2\pi f)^2 \times 1,1 \text{ mm}$ . Esta aceleração vai ser detectada com

dificuldade quando a resolução do sistema vídeo for da ordem de 1mm. A amplitude deste problema depende da massa do segmento corporal, visto que a aceleração é multiplicada pela massa do segmento na análise da dinâmica inversa.

Por outro lado, alguns aspectos são importantes ressaltar. Os marcadores colados à superfície da pele assumem que o movimento da pele e do osso é idêntico e a técnica de segmentos conectados assume uma conexão rígida entre os ossos. Segundo Looze et al. (1992), o comprimento dos segmentos definidos entre duas marcas pode variar durante os movimentos executados. Isto pode acontecer por real deformação dos segmentos, movimentos da pele ou, ainda, por erros de medição. Para os segmentos humanos do membro inferior, os autores encontraram variações médias inferiores a 1cm utilizando a técnica da cinemetria. Em cavalos, van Weeren (1988, 1990) avaliou o deslocamento de marcadores sobre a pele durante a marcha. Em seu estudo, foi verificado que os maiores deslocamentos ocorrem durante a fase de balanço, sendo mínimos no período de apoio do passo. Segundo Bobbert et al. (1991), o movimento da pele relativo aos tecidos mais internos é uma grande fonte de erro nesta técnica, principalmente se picos de força de alta frequência estão para ser reconstruídos a partir de dados de vídeo. Marcas reflexivas coladas sobre as articulações apresentam variações maiores que 2cm, quando avaliadas a distância entre elas durante a fase de aterrissagem da corrida. Com esta preocupação presente, e procurando minimizar os efeitos da movimentação de marcas sobre a pele, Bobbert et. al. (1991) utilizaram uma armação de madeira posicionada sobre a coxa e perna, articulada na região do joelho, na qual prenderam as marcas reflexivas. Este sistema apresenta a desvantagem de não poder estudar os possíveis efeitos da compressão da estrutura na articulação do joelho na aceleração da parte superior da perna relativamente à parte inferior. Uma segunda fonte de erro está na validade limitada das equações de movimento do corpo rígido. Segmentos corporais consistem de ossos e tecidos moles, e algum movimento relativo ocorre entre eles. Como resultado, os dados de cinemática obtidos das marcas na pele podem não apresentar o movimento de todo o segmento e mesmo quando estes deslocamentos são pequenos, eles se tornam uma importante fonte de erro para acelerações de alta frequência: um erro de deslocamento de 1cm a 10Hz implica em um erro de aceleração de  $(2\pi f)^2 \times 1 \text{ cm}$  ou quase 4kgf. É possível medir o deslocamento dos ossos diretamente utilizando pinos transcutâneos (LAFORTUNE et al., 1992), mas isso não garante a ausência de erros na dinâmica inversa. Isso porque a massa dos tecidos moles é uma parte significativa do segmento e sua aceleração continuará desconhecida se somente o movimento dos ossos for medido (Van den Bogert, 1994).

Outro problema prático é o pequeno campo de visão dos sistemas de medição cinemática, baseados em câmeras de vídeo. Quando considerado o uso da dinâmica inversa para análise de movimentos rápidos da ordem de grandeza de  $15\text{ms}^{-1}$ , um campo de visão de um metro implica em uma coleta de dados por um período de apenas 67ms (VAN DEN BOGERT et al., 1996). A medição direta da aceleração do segmento, a partir do uso de acelerômetros, parece, dessa forma, contornar limitações com a resposta de frequência e duração das medições, desvantagens apresentadas pelos sistemas de vídeo, que obtêm o valor da aceleração a partir da diferenciação dos valores de posição.

Na literatura podem ser encontradas possibilidades de determinação destas forças in vivo em seres humanos. Lafortune et al. (1992), por exemplo, utilizando-se de pinos colocados dentro dos ossos, observaram valores de até 4mm na compressão e 7mm na extensão do joelho durante a marcha de cinco indivíduos. Outra forma de medição direta são os transdutores de força posicionados em tendões musculares, que oferecem a oportunidade para unir as conclusões da análise de movimentos com o controle motor. Estes transdutores, que podem ser ovais ou em forma de “E”, entretanto, podem ser colocados apenas em alguns tendões. Devido ao fato de que somente alguns tendões podem acomodar esta instrumentação, forças produzidas por todas as estruturas do sistema, segmentos corporais não podem ser medidos simultaneamente (GREGOR; ABELEW, 1994). Outra desvantagem destes transdutores é o seu grande tamanho, e o fato de que eles reduzem o comprimento do tendão, possibilitando alterações no funcionamento da estrutura instrumentada (VAN DEN BOGERT, 1994). Os problemas citados, somados ao caráter extremamente invasivo destas técnicas, tornam estes métodos limitados a situações bastante restritas. Assim sendo, a dinâmica inversa é o método geralmente utilizado e é aplicável a todo tipo de articulações.

Importantes limitações da dinâmica inversa estão também no “problema da distribuição”, a separação de cargas resultantes nas forças individuais dos músculos e demais estruturas. A dinâmica inversa também assume que os segmentos corporais são rígidos. Os erros causados por esta simplificação são maiores em estudos de impacto e vibração (VAN DEN BOGERT, 1994). As forças e momentos obtidos da análise da dinâmica inversa são vetores resultantes. A força resultante representa o somatório de toda a carga sobre a estrutura articular, entre dois segmentos adjacentes, enquanto o momento resultante pode ser usado como indicador da função muscular. A força resultante, contudo, é menos significativa, porque o somatório das forças de contato articulares (compressão) com as forças musculares (tração) normalmente age em direções opostas e se cancelam parcialmente (VAN DEN BOGERT,

1994). Os momentos intersegmentares, têm-se a representação funcional da ação muscular sobre a estrutura articular, gerando momentos de força muscular responsáveis pelo movimento em si, bem como pelo controle e regulação deste movimento, em acordo com Dalla Vecchia (1998).

Apesar dos diversos métodos para avaliação das cargas internas apresentados na literatura, não há um consenso sobre qual seria o mais apropriado. Isso porque as forças que atuam sobre as estruturas não podem ser determinadas de uma única forma ou, em outras palavras, o sistema é mecanicamente indeterminado (GLITSH; BAUMANN, 1997). De maneira a descrever adequadamente um procedimento geral para a solução do problema, expande-se o lado esquerdo das equações (2.1.3), (2.1.4) e (2.1.5), a partir do diagrama de corpo livre para um segmento típico, como mostrado na FIG. 2.5.

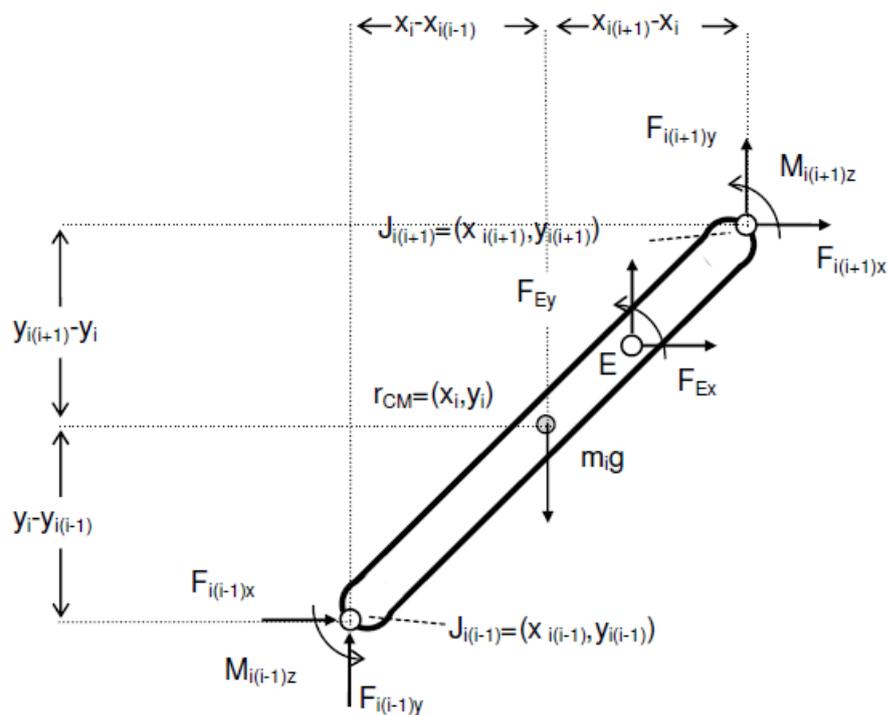


FIGURA 2.5 – Diagrama de corpo livre bidimensional para um segmento típico  
 FONTE – NIGG & HERZOG, 1994.

As equações de Newton-Euler para análise de dinâmica inversa para os segmentos dos membros são apresentadas abaixo de acordo com o diagrama de corpo livre genérico apresentado no estudo de Nigg e Herzog (1994) da FIG 2.5. Para movimentos de translação:

$$m_i \ddot{x}_i = F_{i(i+1)x} + F_{i(i-1)x} + F_{Ex} \quad (2.1.9)$$

$$m_i \ddot{y}_i = F_{i(i+1)y} + F_{i(i-1)y} + F_{Ey} \quad (2.1.10)$$

Para rotação:

$$I_{iz} \ddot{\theta}_{iz} = M_{i(i+1)z} + M_{i(i-1)z} - (y_{i(i+1)} - y_i) F_{i(i+1)x} + (y_i - y_{i(i-1)}) F_{i(i-1)x} - (y_E - y_i) F_{Ex} \\ + (x_{i(i+1)} - x_i) F_{i(i+1)y} + (x_i - x_{i(i-1)}) F_{i(i-1)y} + (x_E - x_i) F_{Ey} \quad (2.1.11)$$

Onde :

$F_E$  é uma força externa sobre o ponto E;

$I_{iz}$  é o momento de inércia do segmento  $i$  sobre o eixo  $z$  passando no centro de gravidade do segmento;

$\theta_{iz}$  é o ângulo do eixo longitudinal entre as duas articulações proximal  $J_{i(i+1)}$  e distal  $J_{i(i-1)}$ .

Thorup et al (2007a) realizou um estudo de esforços sobre as articulações de porcos através da dinâmica inversa, para comparar as diferenças na distribuição dos esforços nos segmentos quando o animal caminha em pisos de concreto sólido em três condições: seco, molhado e gorduroso. Foram geradas as curvas de forças e momentos dos pontos articulares considerados conforme FIG.2.6, para os membros pélvico e torácico do animal.

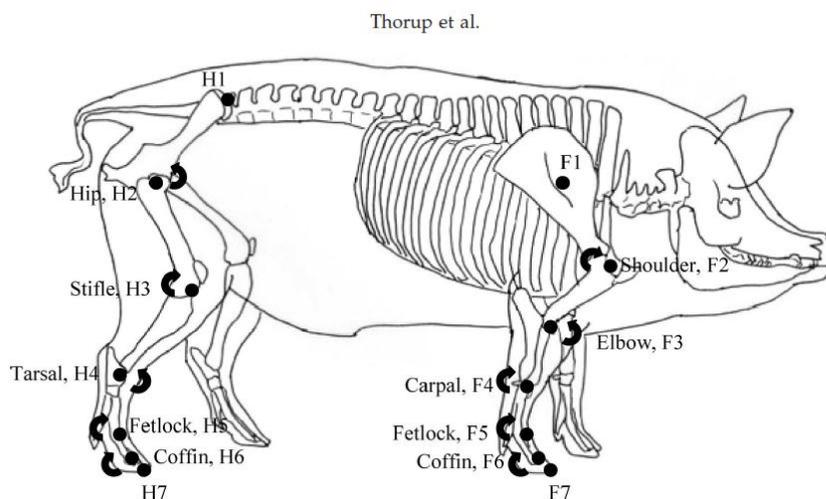


FIGURA 2.6 – Pontos articulares dos membros pélvico e torácico de porcos.  
FONTE THORUP et al., 1994.

O perfil da curva de momento para o membro pélvico do animal foi semelhante para as três condições de piso diferindo um pouco as magnitudes encontradas, sendo que os menores momentos nas nas articulações foram na condição de piso gorduroso e os maiores para o piso seco. Conforme graficos da FIG. 2.7 é possível verificar ao longo do período de apoio ao passo, quando a articulação apresenta características mais extensoras ou flexoras durante cada fase do período analisado. O membro posterior segundo este estudo responde menos a variação das condições do piso em relação ao membro torácico que apresentou maiores variações na biomecânica da marcha.

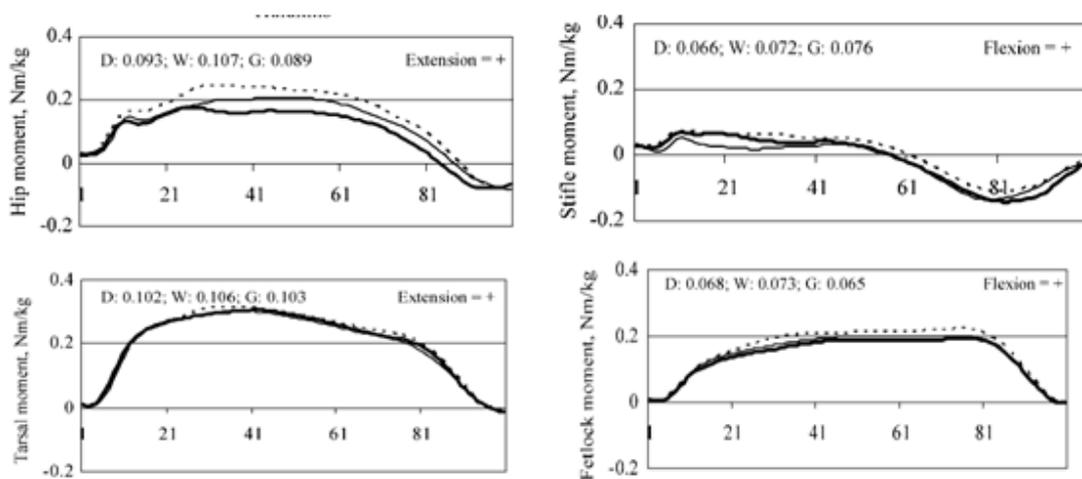


FIGURA 2.7- Momentos nas articulações de porcos: (A) Articulação metatarsofalangeana (Fetlock); (B) Articulação tíbio-társica (tarsal); (C) Articulação fêmoro-tibial (Stifle) e (D) Articulação coxo-femoral (Hip).

FONTE –THORUP et al., 2007a

Ladin e Wu (1991) compararam a utilização do acelerômetro com um sistema de vídeo tradicional. Os autores realizaram um estudo piloto com um pêndulo físico instrumentado. O sistema, com dois graus de liberdade, consistia em duas hastes rígidas, montadas sobre um suporte vertical. A primeira delas, presa horizontalmente ao suporte nas duas extremidades, podia girar livremente em relação ao seu eixo longitudinal. Já a segunda era fixada no centro da primeira, em uma das extremidades, pendendo verticalmente, fazendo o papel do pêndulo propriamente dito. O suporte vertical sobre o qual era montado o sistema foi instrumentado com “*strain-gauges*”, sendo possível medir a força transmitida pela oscilação da segunda haste. Sobre a haste pendular foram fixados marcadores reflexivos para a monitoração do movimento pelo sistema de vídeo. A massa e a posição do centro de massa da haste foram determinadas previamente e um acelerômetro triaxial foi fixado no local do CM (Centro de Massa). Os valores da força na articulação foram calculados a partir dos

valores obtidos pelos dois sistemas: vídeo e acelerômetro, e, logo em seguida, foram comparados com os valores medidos pelos “*strain-gauges*”. De acordo com o estudo, a aceleração de um ponto P em um corpo rígido, a uma distância r conforme apresentado na equação da origem de um sistema inercial, é dada pela equação (EQ. 2.1.12):

$$\vec{a}_p = \vec{a}_0 + \vec{\omega} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}) + \vec{g} \quad (2.1.12)$$

Onde:

$\vec{\omega}$  é a velocidade angular do corpo rígido;

$\vec{a}_0$  é a aceleração do centro de massa;

$\vec{g}$  é a aceleração da gravidade.

Estando o acelerômetro fixado à haste e movendo-se junto com ela, a orientação espacial do conjunto pode ser determinada de forma a remover o efeito do campo gravitacional do sinal registrado pelo sensor. Este processo pode ser concluído com o monitoramento da translação e orientação do conjunto (acelerômetro mais haste) no espaço, com a medida do seu posicionamento através do sistema de vídeo. Os autores comparam os resultados obtidos para estimativa da força no eixo de rotação da haste número 2 tendo como ponto de partida os dados oriundos do sistema de vídeo e do acelerômetro, com os valores mensurados pelos “*strain-gauges*”, obtendo valores concordantes.

Segundo os autores, a utilização de acelerômetros é limitada por dois fatores: a sensibilidade dos sensores com relação ao campo gravitacional e a dificuldade em monitorar o centro de massa do segmento. O sinal de aceleração obtido a partir dos acelerômetros é composto da aceleração cinemática e da aceleração gravitacional. Uma vez que a componente gravitacional depende da orientação dos sensores no plano gravitacional, esta informação precisa estar disponível para ser possível extrair as variáveis cinemáticas de interesse. A necessidade de medir a aceleração do centro de massa, e a óbvia dificuldade de fixar o acelerômetro exatamente neste ponto, representa a segunda limitação deste método.

Van den Bogert et al. (1996) desenvolveram um método de análise dinâmica inversa baseado também em uso de acelerômetros. Estes, porém, não foram fixados no centro de massa dos segmentos. Quando um acelerômetro uniaxial é fixado em um segmento corporal em uma posição conhecida r em um sistema de coordenadas fixado ao segmento, vai produzir o sinal dado pela EQ. (2.1.9). Quando o sinal de n acelerômetros fixados no mesmo

corpo rígido é adquirido,  $n$  destas equações algébricas com nove variáveis ( $\vec{a}_0, \vec{w}$  e  $\vec{w}$ ) são obtidas. Teoricamente com três acelerômetros triaxiais, o sistema estaria solucionado. Entretanto, singularidades podem causar grande sensibilidade nos erros de medição, especificamente quando o eixo instantâneo de rotação é paralelamente próximo à reta que conecta dois acelerômetros. Quando o sistema é superdeterminado ( $n > 9$ ), o resíduo da solução dos mínimos quadrados fornece informações sobre a consistência das equações. Um estudo piloto anterior determinou a fidedignidade deste método para medições cinemáticas. Foi encontrado que quatro acelerômetros triaxiais ( $n=12$ ), em uma configuração não coplanar, fornecem suficiente redundância para eliminar singularidades no sistema de equações. O método foi aplicado para análise de forças e momentos na articulação do quadril de seres humanos durante o apoio simples em um indivíduo com 72kg de massa. Os parâmetros inerciais dos segmentos corporais foram extraídos da literatura a partir de percentuais deste valor. Quatro acelerômetros foram fixados a uma armação semi-rígida que estava fixada ao tronco do indivíduo. Três ou quatro marcas reflexivas foram associadas a cada acelerômetro e usadas para calcular o centro de massa do tronco e o centro da articulação do quadril esquerdo. Os dados foram coletados em situação de caminhada ( $1,5\text{ms}^{-1}$ ) e corrida ( $3,5\text{ms}^{-1}$ ). Os acelerômetros estavam conectados a um sistema portátil de aquisição de dados, pesando 3,8kgf, carregados pelo próprio indivíduo. Os dados de vídeo foram tratados com filtros passa-baixa com frequência de corte de 10Hz para caminhada e 20Hz para corrida, enquanto os dados obtidos dos acelerômetros não sofreram qualquer tratamento. A partir dos dados adquiridos dos acelerômetros, foi obtida a força e o momento na articulação do quadril, com um sistema de coordenadas fixo no tronco, enquanto que, com o sistema baseado nos dados da plataforma de força, o sistema de coordenadas estava fixo no fêmur. Em função disso, a análise com acelerômetros forneceu os valores de força e momento na parte superior do corpo, enquanto a análise com a plataforma de força e cinemática forneceu informações sobre o quadril esquerdo. Dessa forma, a comparação dos resultados entre os dois sistemas, só é possível durante a fase de apoio da perna esquerda. A análise com os acelerômetros despreza completamente as cargas transmitidas pela perna direita ao tronco durante a fase de balanço. A influência deste erro foi averiguada através dos dados de vídeo.

A diferença entre a força intersegmental, usando os dois métodos, ficou em torno de 20 a 25%, enquanto a diferença entre os momentos foi menor. O método dos acelerômetros apresentou valores menores de força e momento do que o método vídeo, com exceção da fase de impacto, na qual os acelerômetros mostraram um pico maior. Os autores chamam a

atenção que o valor real da força e momento é desconhecido, visto que os dois métodos estão sujeitos a erros. Quando se calcula as forças e momentos resultantes na articulação do quadril usando os acelerômetros, uma estimativa de cargas é feita a partir do peso e movimento da parte superior do corpo. A análise feita a partir dos dados da plataforma e do vídeo incorpora as cargas transmitidas pelo solo, bem como o peso e o movimento dos segmentos corporais do membro inferior.

De acordo com a terceira Lei de Newton, esses resultados deveriam ser os mesmos. Entretanto, ambos os métodos são afetados por erros causados pela imprecisão dos sistemas de medições, além de assumir que os segmentos corporais são rígidos. A análise com os acelerômetros assume que a cabeça, os braços, o tronco e a armação com os acelerômetros, movem-se juntos como um único corpo rígido. A validade desta afirmação depende da atividade. Durante a caminhada, o movimento com a cabeça acompanha razoavelmente bem o tronco, mas o balanço dos braços introduz consideráveis forças inerciais que não são detectadas pelos acelerômetros. Devido à simetria do movimento, entretanto, a componente horizontal das forças inerciais nos dois braços será cancelada e o efeito líquido sobre a articulação do quadril será nulo. A componente vertical deverá possuir uma magnitude consideravelmente menor. O movimento dos braços produzirá um torque sobre o eixo vertical. Considerando em 1Hz, com 0,2m de amplitude, o movimento senoidal do centro de massa de cada braço, um torque de 14Nm não será detectado, o que ajudaria a explicar o momento subestimado pelo método dos acelerômetros em relação ao vídeo.

Durante a caminhada e a corrida, após a fase de impacto, a influência do balanço da perna oposta é potencialmente grande. Provavelmente a maior parte das diferenças entre o sistema de vídeo e os acelerômetros pode ser explicada pela magnitude das forças geradas por este balanço da perna que não está em contato com o solo. Com relação à armação na qual foram montados os acelerômetros, ela poderia ser mais rígida, porém, não seria a realidade da parte superior do tronco. A armação semi-rígida usada permitiu que cada acelerômetro mantivesse contato com a parte superior do corpo, representando, assim, uma aceleração efetiva da massa total do tronco, incluindo os componentes rígidos e não rígidos.

Nenhuma conclusão pode ser apresentada com relação à comparação entre os dois métodos durante a fase de impacto da corrida. É preciso levar em consideração que ambos os métodos possuem deficiências, como as grandes acelerações de massas não rígidas e/ou filtros passa-baixa aplicados aos dados de cinemática contendo altas frequências. Uma diferença adicional entre os dois pode estar ligada à localização do centro da articulação do quadril.

Embora façam uso do mesmo ponto central, localizado durante a posição em pé, este ponto pode não coincidir com o real centro de rotação. Com isso, diferenças podem ocorrer durante o movimento, visto que um centro articular está relacionado ao sistema de coordenadas na parte superior do corpo e o outro com sistema de coordenadas no fêmur. Este fato, porém, somente afeta os momentos.

Os acelerômetros constituem uma alternativa para estimar a força na articulação utilizando dinâmica inversa. Além das vantagens já apresentadas, o método não requer qualquer derivação, integração ou filtragem nos dados coletados, o que diminui o erro a partir do tratamento matemático das medições. Entretanto, dois aspectos importantes devem ser considerados. Os acelerômetros são equipamentos bastante sensíveis, tornando necessário alguns cuidados fundamentais. A queda ou uma pancada forte pode facilmente danificá-los, o que não é difícil de imaginar em uma situação na qual estão fixados a um animal em movimento, principalmente se estiver correndo. Além disso, requerem condicionadores de sinal e um sistema de armazenamento de dados. No estudo realizado por van den Bogert et al. (1996), os autores utilizaram um sistema portátil de 3,8 kgf, que era carregado pelo próprio indivíduo. Mesmo possuindo um sistema de telemetria, que diminui bastante o volume e peso carregado pelo indivíduo, ainda assim, a situação poderia afetar a naturalidade da marcha do animal. Nesse aspecto, o sistema de vídeo leva vantagem, pois nenhum contato é feito com o corpo do animal analisado, a não ser com a plataforma de força. Considerando as diferenças obtidas entre os dois métodos, pode-se ver claramente que ambos possuem vantagens e limitações. Portanto, a escolha sobre qual método utilizar parece ainda estar balizada pela conveniência dos equipamentos disponíveis para as medições.

Desde que consistente com a prática clínica, as articulações anatômicas podem ser modeladas como pontos, conforme estudo apresentado por Herlin; Drevemo (1997), FIG.2.8, e Phillips e Morris (2001) em análises biomecânicas de bovinos que envolvem o entendimento das funções musculares através destas articulações. Segundo Andrews (1974), considerar as articulações livres de atrito é uma aproximação bastante razoável, particularmente para articulações onde o aporte adequado de líquido sinovial fornece um excelente lubrificante entre as superfícies articulares. “A lubrificação fornecida é tão efetiva que o atrito presente em uma articulação é aproximadamente 17 a 33% do atrito de um patim no gelo sob a mesma carga.” (HALL, 1993). No entanto, as articulações possuem seis graus de liberdade, em alguma extensão, assim o erro de qualquer modelo será tanto maior quanto mais restrições forem feitas à representação desta realidade. Deve-se ter em mente que o

número de articulações presentes no corpo do animal é muito grande e se todas forem consideradas com seus seis graus de liberdade, certamente o modelo será excessivamente complicado. Assim sendo, simplificações devem ser inseridas. A questão fica a cargo de quantas e onde, e sob quais circunstâncias. Se o modelo for usado em movimentos amplos, somente as maiores articulações, com no máximo três graus de liberdade, precisam ser consideradas (HATZE, 1977).

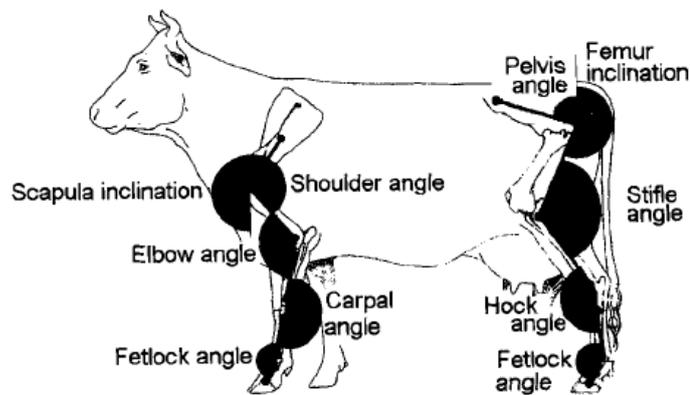


FIGURA 2.8- Definição dos pontos articulares para obtenção do modelo de barras através da técnica de cinematografia para membro de bovinos, proposto por Herlin e Drevemo (1997).  
 FONTE – HERLIN; DREVEMO, 1997.

### 2.3 Parâmetros inerciais

Para o desenvolvimento de um método de determinação indireta da força nas articulações utilizando a técnica da dinâmica inversa, a partir da medida da força de reação com o solo e da medição das acelerações dos diversos segmentos envolvidos, é necessária a determinação de alguns parâmetros inerciais<sup>2</sup>. Praticamente todos os autores citados como referencial teórico nesta dissertação, que necessitaram destes dados para a elaboração de seus modelos, os obtiveram a partir de medições com cadáveres. No entanto, Capozzo e Berne (1990), citado por Kingma (1996), enfatizam que os parâmetros iniciais, estimados desse modo, podem conter erros de até 80%.

Segundo Mungiole e Martin (1990), o problema da utilização de dados obtidos com cadáveres tem ligação com a amostra usada, pois, em sua grande maioria, não representa a população utilizada nas análises de biomecânica. Esta magnitude de erro representa uma determinação de dados irrealistas, os quais não poderiam ser utilizados na prática. É preciso

<sup>2</sup> A determinação envolve a massa, posição do centro de gravidade (CG) e momento de inércia dos segmentos.

lembrar, ainda, que os estudos em cadáveres são invariavelmente feitos com um pequeno número de espécimes, e, além disso, os valores mensurados apresentam grande variação. Por exemplo, os resultados de Braune e Fisher (1889), citados por Pearsall et. al. (1996), com  $n=3$  mostram uma variação de 25% entre o maior e o menor valor da massa de uma coxa humana (segmento coxo-femoral) e 23% de variação da posição do centro de massa neste mesmo segmento. Outro estudo bastante utilizado em seres humanos, conduzido por Dempster (1955) com  $n=8$ , chega a apresentar diferenças de 87% entre o maior e o menor valor da massa do segmento da coxa. É preciso destacar que uma amostra tão pequena como esta certamente não expressa a diversidade morfológica de uma população de seres vivos como os humanos ou outros animais. Ao lado disso, é necessário levar em consideração a faixa etária para qual o modelo é aplicado, uma vez que grande parte dos seres vivos apresenta diferentes proporções de crescimento em cada parte do corpo. Apenas estas considerações são suficientes para se questionar a validade da utilização dos dados tabelados a partir de cadáveres. Assim sendo, será apresentado a seguir um estudo do desenvolvimento de bovinos e uma breve revisão dos métodos propostos para avaliações inerciais dos segmentos corporais de vários animais.

### 2.3.1 O crescimento animal

O crescimento compreende transformações no tamanho e na estrutura do corpo, que acontecem no decorrer da vida produtiva. Este processo envolve a construção de tecidos nos órgãos, ossos, músculos e na gordura, apresentando distintos ímpetus de crescimento entre as diferentes partes do corpo, de acordo com a fase de crescimento e a maturidade fisiológica dos animais envolvidos (CARVALHO et al., 2007). Isso caracteriza que o crescimento destes tecidos não ocorre de forma isométrica, ou seja, cada um terá um impulso de crescimento em distintas fases da vida do animal.

Os animais apresentam um crescimento em função do tempo, que pode ser representado por uma curva sigmoide, sendo este modelo teórico o mais aceito para explicar o crescimento dos animais FIG 2.9. Durante os estágios precoces do crescimento, a taxa de ganho de peso aumenta (fase de aceleração) até o indivíduo alcançar a puberdade, que corresponde a uma taxa de crescimento linear, relativamente constante. Depois, a taxa de crescimento diário começa a declinar gradualmente chegando a zero quando o animal atinge o peso corporal adulto. Por exemplo, no caso dos suínos, sua fase de aceleração vai até atingir aproximadamente 50 kgf de peso vivo. Nota-se que, entre os 50kgf e os 80 kgf, a taxa de

crescimento torna-se linear, enquanto a fase de desaceleração tem início quando esse valor ultrapassa os 80kgf. Já nos bovinos, o ponto de inflexão da curva ocorre entre doze e 18 meses, dependendo da precocidade do animal. O crescimento apresenta características alométricas, ou seja, os tecidos que compõem o corpo não possuem um crescimento igual, tornando possível, então, que cada um, durante o desenvolvimento do corpo, possua a sua taxa de crescimento diferente no tempo. O tecido nervoso é o primeiro a ser depositado e a cessar seu crescimento; na sequência o mesmo acontece com tecido ósseo, seguido pelo muscular, e, por último, o adiposo. Dessa forma, o teor de gordura na carcaça aumenta com a idade do animal.

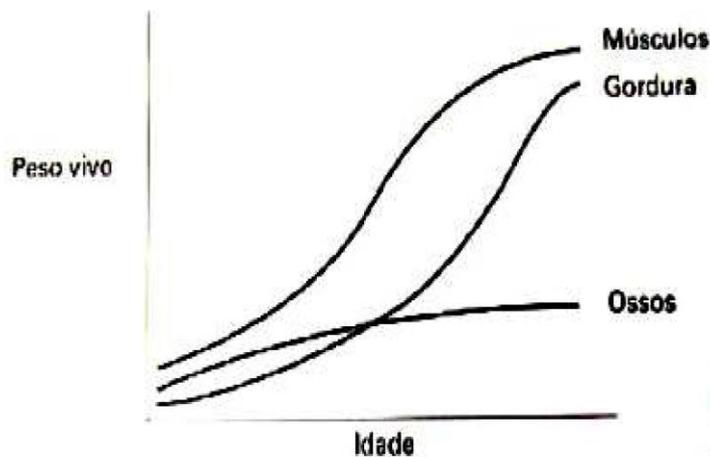


FIGURA 2.9- Curvas alométricas de crescimento bovino: osso, músculo e gordura.  
 FONTE – CRUZ, 2008.

As ondas de crescimento ocorrem em três etapas. A primeira tem início na cabeça e passa ao longo da coluna vertebral; a segunda começa nos membros e passa da parte inferior para a superior. E a terceira é a união das ondas anteriores e posteriores na coluna vertebral, com a região pélvica alcançando a maturidade mais tardia. Em animais recém-nascidos, as pernas apresentam, quando comparadas a de um animal adulto, maior proporção em relação ao corpo.

Por ocasião do nascimento, existem aproximadamente duas partes de músculo para cada parte de osso, relação que aumenta cada vez mais com o desenvolvimento do animal. Nos tecidos, a composição química também é alterada com o aumento da idade. O conteúdo de água e proteína diminui e a proporção de lipídios é aumentada. Os depósitos de gordura no organismo apresentam, ainda, uma variação temporal de deposição na seguinte ordem: gordura interna, que inclui a cavidade abdominal, pélvica e torácica; gordura intermuscular, gordura subcutânea e, por fim, a gordura intramuscular (LAWRENCE; FOWLER, 2002).

O crescimento e desenvolvimento dos animais já começam a ser determinados no momento da concepção e são influenciados por fatores genéticos e ambientais, além das interações entre genética e ambiente. No estudo realizado por Carvalho et al. (2007) foi investigado o crescimento alométrico de bezerros machos da raça holandesa. Foi observado que, na fase inicial do crescimento pós-natal, os componentes do corpo de um bezerro recém-nascido até os seus 110 dias de idade apresentam crescimento isogônico de tecido muscular, adiposo e ósseo, ou seja, o crescimento destes tecidos foi proporcional ao crescimento do corpo do animal como um todo. O estudo da determinação do crescimento alométrico das diferentes regiões e de osso, músculo e gordura, em relação à carcaça, foi realizado através da equação preconizada por Huxley (1932), citado por Carvalho et al. (2007), definida pela EQ. 2.3.1.

$$Y = aX^b \quad (2.3.1)$$

Em que Y é a variável resposta (peso do tecido), a é o intercepto, b é o coeficiente de alometria, X é a variável explicativa (peso de carcaça). O crescimento foi considerado isogônico (quando se tem  $b=1$ ), significando que o crescimento do tecido em questão foi igual ao crescimento da carcaça. Quando  $b \neq 1$ , o crescimento da região ou do tecido é heterogônico precoce ( $b < 1$ ) ou tardio ( $b > 1$ ), em relação à carcaça.

O padrão de crescimento dos tecidos muscular e adiposo, observado no estudo de carvalho et al. (2007), era esperado, o que está de acordo com o comportamento descrito por Berg e Butterfield (1976). Entretanto, o crescimento isogônico obtido para o tecido ósseo é um dado valioso, demonstrando claramente o elevado ímpeto de crescimento ósseo até os 110 dias de idade. Como relatado anteriormente, a maioria dos estudos realizado nesta área contempla uma curva de crescimento muito ampla, do nascimento à idade adulta, na qual o tecido ósseo apresenta crescimento precoce em relação à carcaça. Ao realizar o fracionamento da curva, observa-se uma distinção nesse comportamento. Conforme abordado nesse estudo, existem poucas informações sobre crescimento neonatal de bezerros machos de origem leiteira para comparação dos dados obtidos, pois, é justamente nessa fase que esse tipo de animal é descartado nas fazendas.

### 2.3.2 Parâmetros inerciais do corpo como um todo

A partir do Renascimento, muitos cientistas, como, por exemplo, Galileo Galilei e Giovanni Alfonso Borelli começaram a estudar animais e humanos, não apenas como organismos biológicos, mas também como sistemas mecânicos. De maneira similar a uma máquina, o corpo começou a ser visto como um sistema de alavancas, como os ossos e articulações; roldanas, representadas pelos tendões contornando os ossos; e elementos ativos responsáveis pelo movimento, exemplificados pelos músculos (Pearsall et. al., 1996).

Borelli é geralmente citado como o precursor dos métodos de determinação do centro de massa (HAY, 1973; PEARSALL et. al., 1996). O seu método consistia simplesmente em posicionar o indivíduo em decúbito dorsal, sobre uma plataforma, tentando equilibrar este conjunto sobre um apoio de seção transversal triangular. Entretanto, o seu método permitia determinar apenas o CM do conjunto corpo-plataforma e não do corpo isoladamente.

Durante o século XIX, diversos métodos foram desenvolvidos, com diferenças entre os equipamentos necessários e os procedimentos experimentais seguidos (HAY, 1978). Contudo, todos tinham em comum a necessidade de ajustar a posição do sujeito ou do sistema aparato-indivíduo para que o CM estivesse sobre o apoio, tal como no método de Borelli.

Somente em 1900, Du Bois Reymond, citado por Pearsall et. al. (1996), desenvolveu uma “nova” técnica para determinação do CM, a partir do método proposto por Haycraft e Sheen (1900), também mencionados por Pearsall et. al. (1996), que foi descrito como “desnecessariamente complicado”. O método consistia em uma plataforma apoiada em uma das extremidades em dois pontos e na outra por um medidor de força, como, por exemplo, uma mola. O indivíduo deitava sobre a plataforma, próximo à primeira extremidade, e, conhecendo a massa do corpo, a posição da força aplicada pela mola e o valor desta força, era possível determinar a posição do CM através do equilíbrio dos momentos. Diversos pesquisadores utilizaram esse método, também conhecido como “prancha de reação”, para determinar o CM do corpo nas mais variadas posições.

Santschi et al. (1963), utilizando um método concebido inicialmente para determinar o momento de inércia do corpo, determinaram a posição do CM com o uso do pêndulo físico. O indivíduo era amarrado ao pêndulo, indicado pela FIG. 2.10, que era posto em oscilação, com um ângulo que variava de  $\pm 1^\circ$ . Após a determinação do período do pêndulo, o ponto de suporte era reposicionado e o período novamente determinado. Dessa forma era calculada a

posição do CM, levando em consideração os dois períodos, a massa e o volume do corpo, a densidade do ar e as características físicas do pêndulo.



FIGURA 2.10 - Pêndulo para aquisição de centro de massa e momento de inércia do corpo inteiro.  
 FONTE - SANTSCHI et al., 1963.

Por esse método, pode-se obter também o momento de inércia do corpo em oscilação, através da EQ. 2.2.2.

$$I_0 = \frac{WhT^2}{4\pi} \quad (2.3.2)$$

Onde

$I_0$  é o momento de inércia em torno do eixo de oscilação O;

$W$  é o peso do corpo suspenso;

$h$  é a distância do CM ao ponto O;

$T$  é o período de oscilação.

### 2.3.3 Parâmetros geométricos dos segmentos corporais

Nos séculos XVIII e XIX novas tecnologias foram utilizadas para análise e compreensão do corpo como uma estrutura biomecânica, como a medição do sinal elétrico dos músculos, além da observação de movimentos de animais e humanos com a utilização da cinematografia. Desde então, análises biomecânicas têm fornecido muitas informações sobre o comportamento do corpo quando submetido a forças externas. A acurácia dos modelos biomecânicos depende, no entanto, da fidedignidade das aproximações mecânicas com a real estrutura anatômica. O conhecimento dos parâmetros inerciais do corpo como um todo dificultava a análise dinâmica. O corpo passou, então, a ser tratado como um sistema de vários subcomponentes interligados (segmentos), cada um com as suas características geométricas e inerciais. Estas variáveis morfológicas, chamadas de PSC (parâmetros dos segmentos corporais), são massa, vetor posição do centro de massa e momento de inércia. Desde então, diversos métodos foram utilizados para a determinação destes parâmetros.

Com essa finalidade, foi proposta por Hay (1973), modificação da técnica da prancha de reação de Du Bois-Reymond. Após o posicionamento sobre a plataforma de força, as informações sobre a posição do CM do segmento e de força da plataforma são anotadas. Altera-se, então, a posição do segmento em questão e os mesmos dois parâmetros são anotados. O peso do segmento é calculado com base no equilíbrio dos torques envolvidos. Assumindo que o peso dos segmentos é conhecido, novamente extraído de dados de cadáveres, a posição do CM do segmento pode ser obtida de maneira similar. É importante ressaltar, contudo, que não é possível determinar ambos os parâmetros de interesse, peso e posição do CM do segmento, simultaneamente. Utilizando este método, um dos valores precisa ser assumido para que o outro seja calculado, situação ilustrada pela FIG 2.11. Para a determinação do centro de massa do corpo como um todo, o momento dos segmentos individuais em torno de um eixo arbitrário é somado e igualado ao momento do corpo todo, em torno do mesmo eixo:

$$pd = p_1d_1 + p_2d_2 + p_3d_3 + \dots + p_nd_n \quad (2.3.3)$$

Onde

$p$  é o peso do corpo;

$d$  a posição do centro de massa em relação ao eixo escolhido;

$p_1, p_2, p_3 \dots p_n$  os pesos dos  $n$  segmentos;

$d_1, d_2, d_3 \dots d_n$  as distâncias dos CM dos  $n$  segmentos ao eixo escolhido.

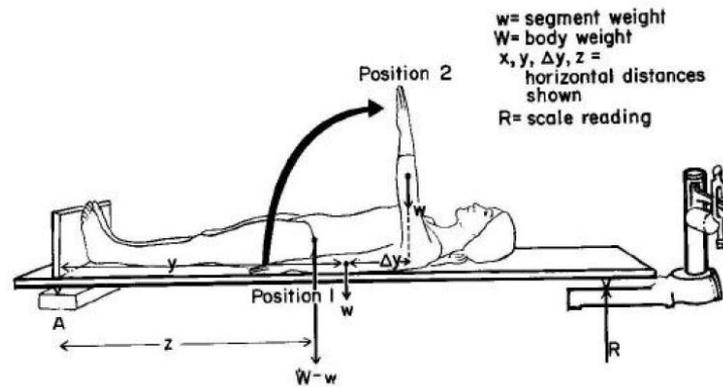


FIGURA 2.11 – Determinação do peso de segmentos corporais através do método de prancha de reação de Du Bois-Raymond  
 FONTE – HAY, 1973.

Escolhendo um segundo eixo não paralelo ao primeiro, é possível localizar o CM do corpo em uma segunda dimensão. Obviamente, a exatidão dos resultados obtidos utilizando esta abordagem depende, em grande parte, do erro na obtenção dos valores da massa e posição do CM dos segmentos. Ao longo da história, diversos métodos foram apresentados, sempre com o intuito de minimizar o erro na medição destes parâmetros conforme será descrito nos próximos itens.

#### 2.3.4 Segmentação de cadáveres

O primeiro método para determinação dos parâmetros inerciais dos segmentos foi apresentado por Harless, em 1860 (HAY, 1973; PEARSALL et. al., 1996), baseado em dissecação de cadáveres. Harless trabalhou com dois cadáveres, dividindo-os em segmentos, pesando-os separadamente, para determinar sua massa, e utilizou o método de equilíbrio, o mesmo usado por Borelli, para determinar o centro de massa de cada um deles. Os segmentos cortados eram suturados junto aos ossos, como em situação de amputação, para impedir a contração dos tecidos moles nas extremidades e a conseqüente influência na determinação do centro de massa.

Em 1889, Braune e Fischer, ainda citados por Pearsall et. al. (1996), apresentaram um estudo similar ao trabalho de Harless, com três espécimes divididos em 14 segmentos. A principal diferença, quando comparado ao estudo conduzido por Harless, foi o congelamento dos espécimes antes da dissecação. Braune e Fischer também determinaram a posição do CM dos cadáveres em posição supina, antes da dissecação, pelo método da suspensão por três pontos diferentes. Após a determinação do CM e da massa de cada segmento, os autores compararam o resultado do CM, calculado a partir dos segmentos com aquele obtido antes da dissecação. Curiosamente, Braune e Fisher não compararam os dados do mesmo indivíduo.

Passaram-se mais de 50 anos até que um novo estudo com cadáveres fosse realizado. Dempster (1955), em um projeto subsidiado pelas forças armadas americanas, realizou um estudo com oito indivíduos, todos caucasianos, mantidos com gelo seco. Buscando melhorar as limitações impostas pelo pequeno tamanho da amostra de pesquisas feitas por Braune e Fisher (1889) e por Dempster (1955), além de outro estudo isolado conduzido por Fisher (1906), Barter (1957) aplicou um método estatístico de regressão linear. Com isso, o pesquisador ignorou as diferenças nas técnicas de dissecação, usadas nos três estudos, considerando que tais particularidades eram provavelmente insignificantes, quando a magnitude do erro introduzido por outros fatores eram considerados. Barter (1957) concluiu, ao término da pesquisa, que o peso de sete segmentos anatômicos do corpo humano poderia ser obtido de equações a partir do peso total do indivíduo.

Em sua análise de dinâmica inversa em porcos, Thorup et al. (2007b) coletou os dados iniciais por meio de medições em segmentos extraídos de cinco cadáveres, um macho e quatro fêmeas. Após serem congelados e pesados, os segmentos foram divididos nos pontos por onde passam os eixos de rotação. Localizou-se, por meio do equilíbrio dos segmentos transversal e longitudinalmente sobre uma ponta afiada, o centro de massa no plano sagital de cada um. Uma linha de equilíbrio foi elaborada em cada sentido, sendo o centro de massa obtido no ponto de cruzamento destas linhas. O momento de inércia foi medido, através de um dispositivo, do tipo mesa giratória, preparado para colocar o segmento; uma carga externa foi conectada à mesa, e, quando lançada, fez com que ela girasse, enquanto a carga externa passava por duas células fotoelétricas dispostas a uma distância de 1,317m. A inércia foi calculada a partir do tempo de carga de queda de acordo com a EQ. 2.3.4.

$$I = \left( \frac{m_1 \cdot g \cdot r_t^2 \cdot t_1^2}{2s_p} \right) \quad (2.3.4)$$

Em que  $m_l$  é a carga do sistema,  $g$  é a aceleração da gravidade,  $r_l$  é o raio da mesa e  $s_p$  é a distância entre as fotocélulas. A inércia do segmento foi calculada subtraindo-se a inércia da mesa giratória, sem carga, a partir da inércia da mesa rotativa carregada. Para os segmentos com peso inferior a 0,3kgf, como o do metatarso e metacarpo, não foi possível extrair os valores de momento de inércia utilizando o dispositivo da mesa giratória. Esses segmentos foram considerados cilíndricos e seu momento de inércia foi obtido da EQ. 2.3.5.

$$I = \frac{m_s}{12} (l^2 + 0.076 \cdot c^2) \quad (2.3.5)$$

Sendo  $m_s$  a massa do segmento,  $l$  o seu comprimento e  $c$  a sua circunferência. O centro de massa e o momento de inércia dos segmentos dos dedos do pé foram aproximados, já que estes segmentos não poderiam ser equilibrados e eram leves demais para ter sua inércia medida. No entanto, para fins de análise de dinâmica inversa da marcha dos suínos, o autor considerou que o momento de inércia de pequenas massas era insignificante. Por isso, foram aproximados como o valor de entrada razoavelmente mais baixo para o modelo a ser construído. O erro encontrado pode ser considerado muito pequeno, pois, em uma análise de dinâmica inversa, os momentos de inércias são usados para calcular apenas os momentos na articulação, e, em uma análise durante o período de apoio ao passo, a contribuição de parâmetros inerciais para momentos na articulação é ainda menor, já que as acelerações angulares dos segmentos dos membros são baixas. Além disso, medir os parâmetros inerciais em segmentos e congelados e sem sangue resultaram em massas inferiores devido à perda de sangue de aproximadamente 5,2% do peso corporal e evaporação da água. Entretanto, a distribuição de sangue e água não pode ser assumida como uniforme em todos os segmentos, porque os segmentos distais têm uma maior relação músculo osso e sangue; portanto, menos do que os segmentos proximais, que devem ser contabilizados de modelagem dinâmica inversa. Não foi apresentada a forma de calibração dos equipamentos utilizados para obtenção dos parâmetros inerciais. Os resultados apresentados estão limitados a apenas aquele grupo de animais. Também não foi proposto nenhum modelo ou equação que relacione peso ou comprimento do animal para obtenção dos parâmetros inerciais.

A técnica de modelagem matemática simplifica o formato dos segmentos corporais, representando-os como sólidos geométricos regulares, para que a massa e os parâmetros inerciais possam ser derivados matematicamente. Um dos estudos pioneiros nesta área foi publicado por Harless, juntamente com seu trabalho em cadáveres, ele trabalhou com dois

cadáveres dividindo-os em segmentos, pesando-os separadamente para determinar a sua massa. Os segmentos cortados eram suturados junto aos ossos, como em situação de amputação, para impedir a contração dos tecidos moles nas extremidades e a consequente influência na determinação do dentro de massa. Após a divisão em segmentos, ele proucurou associá-los a formas geométricas simples.

Como uma extensão do trabalho de Harless, modelos geométricos das mais diversas complexidades foram formulados, contendo como base os valores de densidades estimados em estudos de cadáveres. É possível ilustrar tal afirmativa citando os modelos de Kulwicki et. al. (1962), com seis cilindros (dois braços, duas pernas, tronco e cabeça); o modelo de Hanavan (1964), com 15 segmentos (cabeça, tronco superior, tronco inferior e os membros divididos em doze segmentos), baseados em 25 medidas antropométricas feitas para cada indivíduo em questão, exemplificado pela FIG. 2.12, ou, ainda, o modelo de Hatze (1980), com 17 segmentos, baseado em 242 medidas antropométricas.

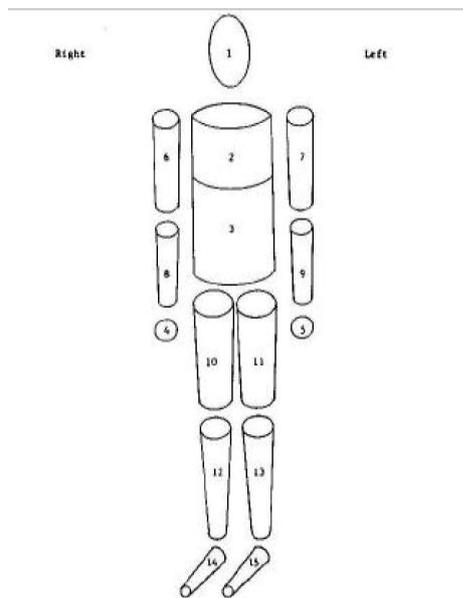


FIGURA 2.12 – Modelo de 15 segmentos de Hanavan (1964).  
FONTE –HANAVAN, 1964.

O modelo de Hatze se diferencia dos demais por considerar as diferenças entre homens e mulheres, como distribuição de massa, densidade, diferenças morfológicas, entre outras. A modelagem consiste basicamente em decompor os segmentos em um número finito de elementos, de estruturas geométricas conhecidas, para obtenção do volume, massa, coordenadas do centro de massa, momento de inércia relativo ao eixo do segmento “original”.

Cada elemento é composto de sua própria densidade, variando, dessa forma, a densidade através e ao longo do segmento em questão. Densidades específicas foram extraídas do trabalho de Clausser et al. (1969). Os resultados obtidos para o volume de diversos segmentos de quatro indivíduos analisados, comparados com o método da imersão, apontaram diferenças inferiores a 5%. Para o momento de inércia, a comparação foi feita com base nos valores publicados a partir de medições em cadáveres. As diferenças encontradas foram também inferiores a 5%.

Buchner et al. (1997) determinou um conjunto completo de parâmetros inerciais (massa, centro de massa e tensor de inércia) de cavalos holandeses a partir de 26 cadáveres. As medições foram realizadas em segmentos congelados com os mesmos princípios do trabalho de Lephart (1984) para medição de segmentos humanos, conforme exemplificado na FIG. 2.13. Lephart (1984) propôs a medição através de um dispositivo, também semelhante ao pêndulo de inércia, onde o segmento congelado era estimulado a oscilar sobre um eixo, enquanto o tempo de oscilação era registrado por um cronômetro. O valor da inércia do conjunto é dado pela EQ.2.3.6. Já o valor da inércia do segmento é dado pela subtração do valor obtido do momento de inércia do dispositivo com o segmento e o dispositivo sem o segmento. Repetindo esta metodologia para os cavalos, os modelos de regressão linear foram desenvolvidos para a estimativa das propriedades inerciais *in vivo*.

$$I = \frac{m g l_0 t_0^2}{4\pi^2} \quad (2.3.6)$$

Em que  $I$  é o momento de inércia em torno do eixo considerado,  $m$  é a massa,  $g$  é a constante de gravidade local,  $l_0$  é a distância perpendicular do eixo 0 considerado ao centro de massa e  $t_0$  é o tempo para uma oscilação completa sobre o eixo 0.

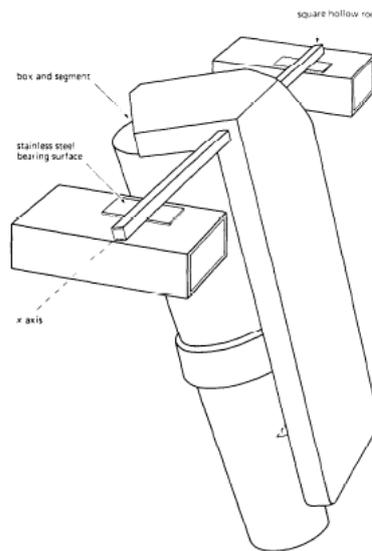


FIGURA 2.13 – Mecanismo do tipo pêndulo de inércia, proposto por Lephart (1984), para obtenção do tensor de inércia de segmentos corporais congelados.  
 FONTE – LEPHART, 1984.

Segundo os autores, medidas com massa de segmento superior a 490 kg causaram algumas dificuldades práticas, que foram superadas. As limitações do método, no entanto, foram encontradas em segmentos menores, em que os momentos de inércia em torno do eixo longitudinal foram consideravelmente subestimados.

Além disso, os dados obtidos foram utilizados para uma análise de regressão na determinação dos coeficientes de regressão linear e assim estimar a massa do segmento, centro de massa e momentos de inércia em cavalos vivos. Similarmente a van den Bogert et. al. (1989), foram testados dois modelos diferentes para obtenção da massa do segmento ( $m$ ) e os momentos de inércia em torno dos três eixos principais de segmento ( $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$ ). Para a estimativa da massa de segmento, foi utilizada a massa corporal total ( $M$ ) ou o comprimento de referência ( $L$ ), definido entre as distâncias  $AB$ , conforme apresentado na FIG. 2.14.

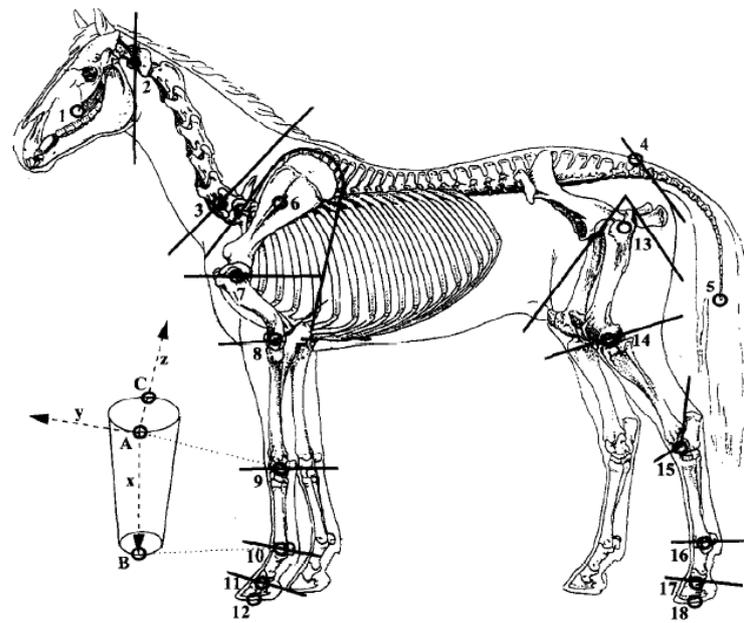


FIGURA 2.14 – Modelo de regressão para obtenção dos parâmetros inerciais de 26 segmentos de cavalos proposto por Buchner et al. (1997). O desenho esquemático mostra a definição das coordenadas do sistema em três pontos de referência (A, B e C) e os eixos x-, y- e z.  
 FONTE – BUCHNER et al., 1997.

A massa total do animal ( $m$ ) foi utilizada como variável independente para o cálculo de massa de cada segmento ( $m_s$ ), enquanto duas equações foram obtidas para os momentos de inércia de cada segmento: uma utilizando o comprimento de referência do segmento de interesse e a outra, o produto de sua massa pelo quadrado de seu comprimento (EQ. 2.3.9). Um modelo foi testado para cada uma das coordenadas do centro de massa do segmento ( $X_c$ ,  $Y_c$ ,  $Z_c$ ) conforme as equações 2.3.11 a 2.3.13. Para massa do segmento:

$$m_s = a_1 M + b_1 \quad (2.3.7)$$

$$m_s = a_2 M + b_2 \quad (2.3.8)$$

Para o momento de inércia:

$$I_{xx,yy,zz} = a_{3,4,5} m L^2 + b_{3,4,5} \quad (2.3.9)$$

$$I_{xx,yy,zz} = a_{6,7,8} L + b_{6,7,8} \quad (2.3.10)$$

Para centro de massa:

$$X_c = a_9 L + b_9 \quad (2.3.11)$$

$$Y_c = a_{10}L + b_{10} \quad (2.3.12)$$

$$Z_c = a_{11}L + b_{11} \quad (2.3.13)$$

As equações de regressão apresentaram resultados significativos proporcionando boas estimativas de cada propriedade de inércia segmental. Após cálculo da média dos erros de todos os resultados obtidos das equações propostas, foi encontrado um erro de 8% para massa dos segmentos, 3% para a posição do centro de massa e 17% para os momentos de inércia. A análise de erros usando os objetos de teste indicou uma melhor precisão para segmentos com uma massa maior. Os valores dos momentos de inércia de pequenos segmentos cilíndricos, como metacarpo e metacarpo, são menos precisos. Todas as outras medições atingiram precisão melhor do que 10%. No entanto, a utilização de modelos de regressão, tal como apresentado no estudo, deve ser feita com precaução. Eles devem ser usados apenas para animais com uma forma corporal semelhante as dos cavalos utilizados, dentro da mesma faixa de massa. Além disso, o banco de dados, incluindo seis cavalos completos, tem suas limitações.

### 2.3.5 Fotogravimetria

A técnica da fotogravimetria também se utiliza de modelos matemáticos, considerando o corpo composto de vários sólidos geométricos de revolução. Cada segmento é dividido em “fatias” que podem ter entre 1cm e 3cm de espessura, como é representado pela FIG 2.15. Os diâmetros destes sólidos não são, entretanto, feitos a partir de medidas diretas, como visto anteriormente. Eles são produzidos através de fotografias, normalmente tiradas em dois planos perpendiculares, como frontal e sagital, algo exemplificado no trabalho de Jensen (1978). A densidade dos segmentos é obtida por meio dos valores apresentados na literatura. Vale destacar que métodos baseados nessa técnica foram propostos por Wild (1954) e Herron (1970) *apud* Pearsall et. al. (1996) e Jensen (1978).

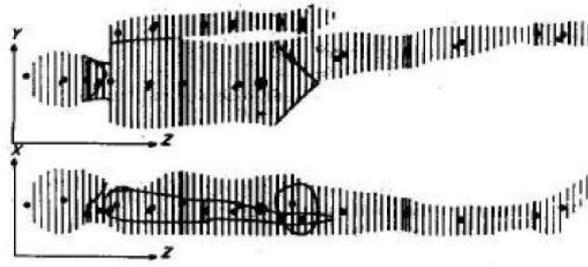


FIGURA 2.15 – Técnica da fotogrametria  
 FONTE – JENSEN, 1978.

Mais recentemente, Sarfaty e Ladin (1993) apresentam uma abordagem similar, baseada na filmagem do corpo. O método consiste em filmar o indivíduo no plano frontal e sagital. A partir das filmagens geradas, é feita uma digitalização das imagens, posteriormente transferidas para o computador. A única operação manual é a identificação dos limites corporais e compõe a imagem tridimensional, com base nas duas imagens perpendiculares, estimando o volume a partir de elementos cilíndricos. Os valores de densidade são extraídos da literatura, considerando uma distribuição uniforme nos segmentos. Com o intuito de avaliar o sistema, os autores calculam as propriedades inerciais de três objetos sólidos: dois cilindros de diferentes tamanhos e um tronco de cone. Os erros máximos encontrados foram para o cilindro com altura e largura similares de 4,3% para a massa, 2,2% para a posição do CM e 8% para o momento de inércia. Em todos os casos, houve uma superestimativa dos valores.

Os erros no sistema, segundo os autores, são divididos em quatro grupos: óptico, hardware, de software e os erros do usuário. Erros ópticos originam a distorção da imagem primária, enquanto o erro de hardware é gerado principalmente no processo de converter a imagem de vídeo em uma imagem digital, além do resultado do arredondamento de números reais para números inteiros. Já os erros de software são principalmente introduzidos quando o objeto é subdividido em elementos, como, por exemplo, ao manipular números inteiros ou em processo de detecção de borda. E, por fim, os erros do usuário podem ser introduzidos quando as cores diferentes são seleccionadas e em que as fronteiras de segmentos corporais são definidas.

Este processo implica em uma maior avaliação das dimensões corporais, acarretando conseqüentemente um valor excessivo para as propriedades inerciais. O desempenho do sistema também foi avaliado pela estimativa dos parâmetros inerciais da

perna de três indivíduos, além dos valores obtidos comparados com várias equações de regressão apresentadas na literatura. Enquanto na comparação com os sólidos geométricos os valores obtidos foram em média 5% maiores que os valores reais, os dados estimados para o segmento da perna foram 15% maiores que os cálculos pelas equações de regressão.

Baca (1996) apresenta um sistema bastante similar, baseado também em filmagens. A diferença fica por conta das posições que devem ser adotadas pelo indivíduo a ser analisado e pela determinação dos limites dos segmentos. Baca (1996) sugere que a região limite dos segmentos seja marcada com finas tiras pretas, para que possam ser identificadas pelo software. Com relação às imagens coletadas, estas são referentes a uma vista frontal com os braços abduzidos, uma vista coronal, que pode ser feita com flexão de quadril, e duas vistas sagitais, uma de cada lado com os braços aduzidos. O autor compara os resultados obtidos em três indivíduos, através da aplicação do método de Hatze (1980), que requer a medição de 242 medidas antropométricas. Os valores obtidos se diferem na mesma ordem de grandeza dos demais trabalhos publicados, envolvendo técnica de filmagem. Comparativamente ao trabalho de Hatze (1980), o estudo de Baca (1996) apresenta valores razoavelmente compatíveis, com maior agilidade e rapidez de execução.

### 2.3.6 Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada (TC) foi introduzida como técnica de medida de densidade dos tecidos humanos por Huang, em 1976 (PEARSALL et. al., 1996), e em seguida como técnica para medição de geometrias e distribuição de densidades no corpo humano (HUANG, 1983). A TC pode medir indiretamente as propriedades inerciais dos segmentos corporais na medida em que a imagem formada pela incidência do feixe de raios-X é dependente, entre outros parâmetros, da densidade dos tecidos e volumes dos segmentos.

A tomografia computadorizada gera imagens transversais de um objeto através da atenuação de feixes de raios-X que o atravessam. A FIG. 2.16 mostra como a imagem é formada por todos os raios que conseguem atravessar o material em diferentes ângulos, gerando uma matriz de *pixels* e *voxels*, cada qual com um coeficiente de atenuação determinado a partir das intensidades de todos os feixes que irradiaram o corpo nos diferentes ângulos (KUNZLER, 2008). Pixel e voxel são os elementos básicos na formação de uma imagem, um píxel (Picture Element) é considerado como o menor componente de uma

imagem digital bidimensional, sendo que o conjunto de milhares de pixels formam a imagem inteira. O voxel é o menor elemento da imagem tridimensional.

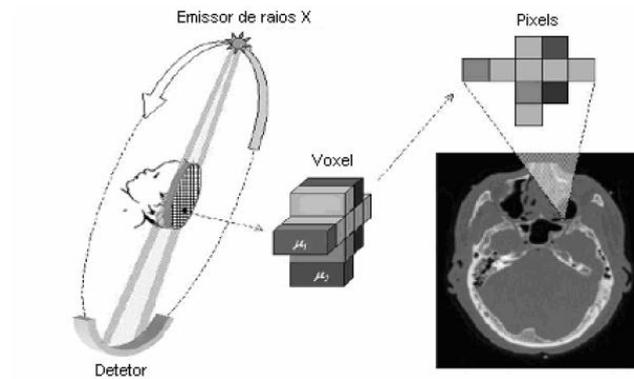


FIGURA 2.16 - Obtenção de imagens de tomografia computadorizada  
 FONTE - KUNZLER, 2008.

Wei e Jensen (1995) utilizaram a TC como ferramenta para obtenção de dados, a partir dos quais propuseram equações polinomiais de quarto grau, que estimam a densidade do corpo nos diversos segmentos, com densidades distribuídas ao longo do eixo do segmento. Valores medidos a partir de tomografia computadorizada em 50 mulheres jovens foram utilizados para formar o perfil de densidade dos segmentos. Foi assumido que os valores de densidade, ao longo do eixo dos segmentos, mudam suavemente e podem ser representados por polinômios de alta ordem. O grau do polinômio foi decidido pelo erro da interpolação e por exame visual de diversas curvas.

Pearsall et al. (1996) também realizou um estudo, com o intuito de obter os parâmetros inerciais dos segmentos que compõe o tronco de seres humanos. Para esta pesquisa, foram utilizadas imagens de tomografia computadorizada com cortes de seção transversal de 1cm de espessura de quatro humanos. Os volumes foram obtidos através da multiplicação das áreas medidas pela espessura. Também através das imagens foi possível determinar a densidade do tecido, pois a intensidade de *pixel* está relacionada com a unidade ou número de Hounsfield, ao qual, por sua vez, está ligado à densidade de elétrons. Os valores de *pixel* de cada fatia foram transformados em valores de densidade equivalente. O somatório destes volumes formou o segmento de interesse de onde foram obtidos os valores da massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento de interesse.

Genericamente, a imagem radiográfica consiste em um conjunto de informações tridimensionais mostradas em uma representação bidimensional. Um especialista pode extrair deste tipo de representação informações relevantes, especialmente quando se realizam diversas imagens, a partir de vários ângulos. Entretanto, existem métodos para obtenção de imagens pertencentes a um único plano de um corpo. Estes métodos são chamados de tomografias. A mais simples forma de tomografia é a Tomografia Linear, técnica que emprega um aparelho de raios-X convencional, que possui uma haste que possibilita sua movimentação nas direções longitudinal, oblíqua e ântero-posterior de acordo com o posicionamento do paciente na mesa. O tubo move-se simultaneamente e em sentido oposto ao filme. Com isso, a imagem fica desfocada devido à movimentação, sendo o chamado “fulcrum” ou plano de corte o único que aparece focado. Desse modo, a imagem focada destaca-se das demais realçando os detalhes anatômicos no plano pré-selecionado.

Uma das formas mais complexas de tomografia é a Tomografia Transversal Axial, que permite imagens de seções transversais do corpo analisado. Para tal, é necessário que o cabeçote emissor de raios-X e o filme façam um movimento de rotação ao redor do corpo, como mostrado na FIG. 2.17.

Desde que este método de tomografia foi desenvolvido, na década de 1970, diversas inovações foram introduzidas. Atualmente, a técnica é conhecida por Tomografia Computadorizada ou simplesmente TC (LOSS, 2001). A imagem final é a mesma que se pretende com a tomografia transversal axial, uma “fatia fina” de uma seção transversal de um determinado corpo. A TC é uma imagem digital produzida por um computador a partir de um grande número de feixes emitido em diferentes ângulos através do corpo. O computador reconstrói a imagem e a apresenta na tela, que pode ser gravada em meio magnético como um arquivo de imagem utilizando diversos formatos de arquivo.

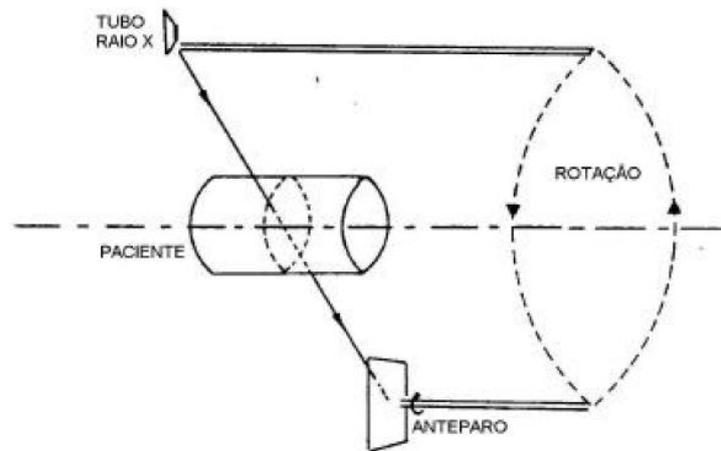


FIGURA 2.17 - Tomografia axial Transversal. O filme permanece em uma posição vertical enquanto o cabeçote de raio-X e o filme fazem um movimento de rotação em torno do corpo analisado.

FONTE – EDWIN, 1998.

Desse modo, as imagens de TC são representações bidimensionais de uma seção transversal corporal tridimensional. Para cada corpo analisado, são realizadas diversas imagens. Cada imagem é composta por um número de *pixels* (elemento de superfície), correspondentes a um conjunto de *voxels* (elementos de volume). Os *voxels* possuem a mesma área dos *pixels*, entretanto, são dotados de uma terceira dimensão, de maneira que um dado *pixel* na imagem de TC represente a média das propriedades do tecido incluída no *voxel*. Cada *pixel* da imagem tridimensional da TC possui um número específico que pode variar entre -1000 e +3095 (4096 valores). O valor numérico de cada *pixel* corresponde a um específico tom de cinza na imagem. Estes valores são chamados de “números de TC” ou Unidades de Hounsfield (UH), que serão dependentes das propriedades físicas dos tecidos compreendidos no *voxel*.

É importante destacar que variações nos valores da TC são baseadas em uma escala que usa a água como referência (UH 0). A TC pode diferenciar tecidos *in vivo* baseando-se nas características de atenuação à passagem do feixe de raios-X, que dependem basicamente da densidade do material pertencente ao *voxel* e irão afetar diretamente o número de TC do *pixel*.

Os tecidos são formados primariamente por carbono (C), nitrogênio (N), oxigênio (O) e hidrogênio (H). A razão elétrons/massa para o C, N e O é de 0,5, enquanto para H é 1,0. Dessa forma, uma maior proporção de hidrogênio no tecido adiposo, por exemplo, permite separá-lo bem de outros tecidos. Além destes fatores, os números de TC também são afetados pela energia do feixe de raios-X, que se ajusta automaticamente ao longo da varredura em função dos diferentes tecidos e espessuras encontradas de modo a proporcionar uma imagem

o mais claro possível. A TC pode discernir gordura e músculo, primeiramente devido a suas diferentes características de atenuação. Gordura apresenta valores de atenuação em uma faixa negativa (-190 a -30 UH), enquanto músculos tem uma atenuação positiva (0 a 100 UH). Assim sendo, o tecido adiposo é indicado por áreas mais escuras comparativamente a região compreendida por músculos na imagem de TC. Ossos apresentam alta atenuação na TC, o que se reflete na imagem através de regiões bastante claras.

### 2.3.7 Outros métodos

Técnicas envolvendo radiação gama foram inicialmente desenvolvidas em cadáveres como nos estudos de Casper (1968) e Baster (1971) *apud* Hay (1973), para mais tarde serem utilizadas em seres humanos vivos (PEARSALL et. al., 1996). Analogamente à tomografia computadorizada, o método dos raios gama permite a combinação da medição do volume e densidade dos segmentos corporais com boa precisão. Entretanto, este método, além de expor os indivíduos à radiação, é dispendioso e depende de equipamentos sofisticados (KINGMA et al. 1996).

Imagens de ressonância magnética (IRM) também foram propostas como método para determinação dos PSC, como explicitaram Mungiole e Martin (1990) e Moran (1992) *apud* Pearsall et. al. (1996). Ao contrário das técnicas de radiação, a IRM não quantifica a densidade dos tecidos diretamente, baseia-se no mapeamento da concentração relativa de átomos de hidrogênio contidos no corpo. Mungiole e Martin (1990) estabelecem, em seu estudo, uma comparação entre as IRM com TC, raios gama e outras técnicas. Os resultados indicaram uma concordância favorável entre IRM e as demais técnicas, mostrando ser uma alternativa precisa e sem riscos físicos, ao contrário da TC e dos raios gama. Contudo, o número limitado de IRM disponíveis e o alto custo associado aos exames reduz a exequibilidade para estudo em grandes populações.

Ma et al. (2011) propuseram um método de definição de parâmetros inerciais para os segmentos corporais a partir de imagens obtidas através de um escâner tridimensional. A técnica permite aquisição de imagens geométricas tridimensionais do corpo em estudo, porém, os órgãos e estruturas internas não são considerados, pois o scanner projeta um padrão codificado de luz a partir de uma fonte de luz branca (LED). Esse padrão codificado corresponde à forma do corpo a ser digitalizado. Um software foi desenvolvido para este estudo consegue decifrar o código específico, e consegue converter a nuvem de pontos

captada do corpo em uma malha de superfície tridimensional a partir de cada quadro da câmera. Foram escolhidos 40 homens e mulheres entre 18 a 49 anos. O modelo utiliza densidade de tecido uniforme e, então, foi preciso recorrer a dados experimentais de cadáveres para obtenção da densidade de cada segmento corporal. O software utilizado faz a segmentação das imagens e, após determinação das coordenadas espaciais e densidades, fornece os valores de massa, densidade e momento de inércia.

O método de escaneamento 3D, FIG. 2.18, é uma proposta de simplificação para obter dados inerciais que permite a utilização de uma amostra maior do que as outras técnicas até então descritas, uma vez que o método é barato e não expõe o indivíduo a radiação. Ao lado disso, o escaneamento 3D permite que as imagens sejam adquiridas na posição de interesse. No entanto, assim como outros métodos já apresentados o projeto fica limitado a espécies para as quais já exista um banco de dados de densidades de tecidos em cada segmento, já que o método consegue captar apenas a geometria externa do indivíduo desconsiderando as estruturas externas.

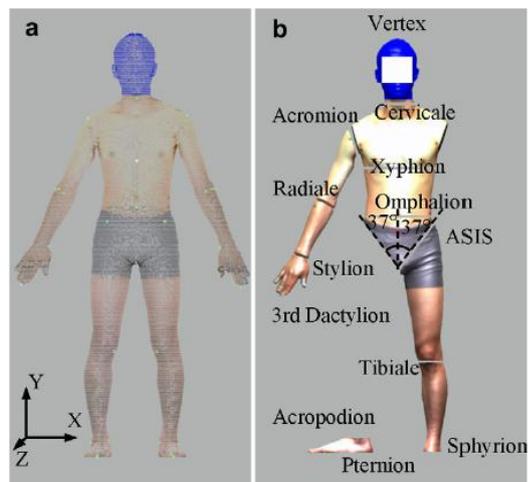


FIGURA 2.18- Modelo que utiliza o ScanBody 3D proposto por Ma et al. (2011). O programa RapidForm permite entrada dos dados transformando a nuvem de pontos, adquirida através do processo de digitalização, em uma malha na qual são gerados os sólidos. Após a atribuição da densidade para cada segmento e a orientação das coordenadas espaciais, o programa fornece os dados de massa, centro de gravidade e momento de inércia.

FONTE - MA et al, 2011.

### 3. METODOLOGIA

A medição de variáveis cinemáticas e cinéticas requer equipamentos específicos. Para obtenção das variáveis cinemáticas, é necessário um sistema de captação e digitalização de imagens, enquanto para o registro de forças decorrentes do contato com o solo são utilizadas plataformas de forças. A captação e digitalização de imagens são realizadas usando um sistema composto por câmeras de vídeo, além de um software específico e um computador. Os pontos visualizados pela câmera são localizados dentro de um referencial inercial, utilizando, para tanto, o sistema de transformação linear direta (DLT). A partir de pontos anatômicos previamente estabelecidos, é montado um modelo espacial simplificado. Sobre o modelo espacial são obtidos os deslocamentos, velocidades e acelerações lineares e angulares de cada segmento. O sistema de vídeo, então, fornece os parâmetros cinemáticos necessários para os cálculos das forças internas. A plataforma de força possibilita a medição de forças de reação com o solo e os momentos envolvidos. As informações de força são fornecidas e decompostas em três componentes cartesianas  $x$ ,  $y$  e  $z$ .

A união das informações provenientes dos dois sistemas, vídeo e plataforma de força, ou seja, parâmetros cinéticos e cinemáticos, foi feita por um software desenvolvido em ambiente MatLab para solucionar as equações de equilíbrio propostas. Para implementar o modelo, são necessárias, ainda, informações sobre os parâmetros inerciais (massa, posição do centro de massa e momento de inércia) dos segmentos envolvidos. A revisão da literatura mostra que grande parte destes dados inerciais de seres vivos é obtida por meio de estudos com cadáveres. Para seres humanos, alguns modelos experimentais simplificados foram desenvolvidos. No entanto, Capozzo e Berne (1990), citado por Kingma (1996), afirmam que parâmetros inerciais estimados desta maneira podem conter erros em até 80% em função das diferenças morfológicas entre os indivíduos. Em bovinos não foi encontrado nenhum estudo com a descrição destes dados. Dessa forma, com o intuito de preencher tal lacuna, os valores necessários para análise serão obtidos através de um modelo adaptado a partir de proposta de Durkin e Dowling (2006), testado em seres humanos e validado por imagens de tomografia computadorizada, contribuindo, assim, para uma melhor e mais fidedigna avaliação da força nos segmentos dos animais.

A metodologia está dividida em duas partes: em um primeiro momento, é apresentado o método para o cálculo das forças e torques resultantes, para, logo a seguir, introduzir o procedimento experimental e equipamentos utilizados.

### 3.1 Desenvolvimento do modelo para o cálculo das forças internas

Considerando somente a geometria e o mecanismo do membro inferior no plano sagital (FIG. 3.1), algum entendimento sobre as tarefas, funções e interações dos componentes do sistema musculoesquelético podem ser obtidos antes de se confrontar com a complexidade de um sistema de três dimensões (COLLINS, 1995). Tendo em mente que os valores das forças e momentos intra-articulares é bem maior no sentido vertical e crânio-caudal, comparativamente aos valores do plano transversal (DOGAN et al., 1991; ENG, WINTER, 1995; GLITSCH, BAUMAN, 1997; CLAYTON et al., 2001; NIELSEN et al., 2003; THORUP et al. 2007a), o modelo eleito para representar o membro pélvico de bezerros será do tipo matemático fenomenológico.

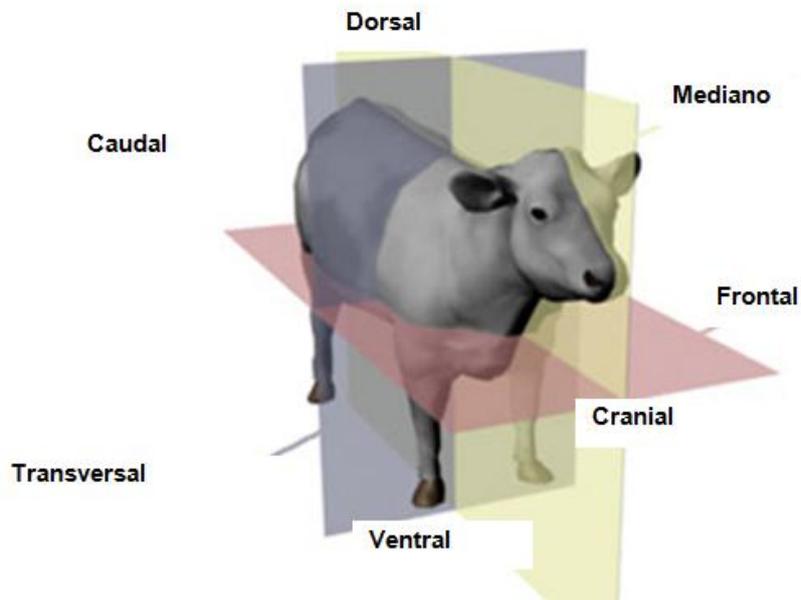


FIGURA 3.1- Definição de planos e posições anatômicas de bovinos.  
 FONTE – Site Bovine Myology & Muscle Profiling<sup>3</sup>.

O membro pélvico do animal será considerado como um sistema mecânico composto de quatro corpos rígidos, conforme estudo proposto por Herlin e Drevemo (1997). Esses corpos são interconectados pelas articulações coxo-femoral, femuro-tibial, intertársica

<sup>3</sup> Disponível em: <http://bovine.unl.edu/eng/glos.jsp> Acesso em: 04 mai., 2013.

proximal e metatarsofalangeana, admitidas como sendo do tipo “dobradiças” simples, ou seja, possuindo apenas um movimento puro de rotação sem atrito (FIG. 3.2).

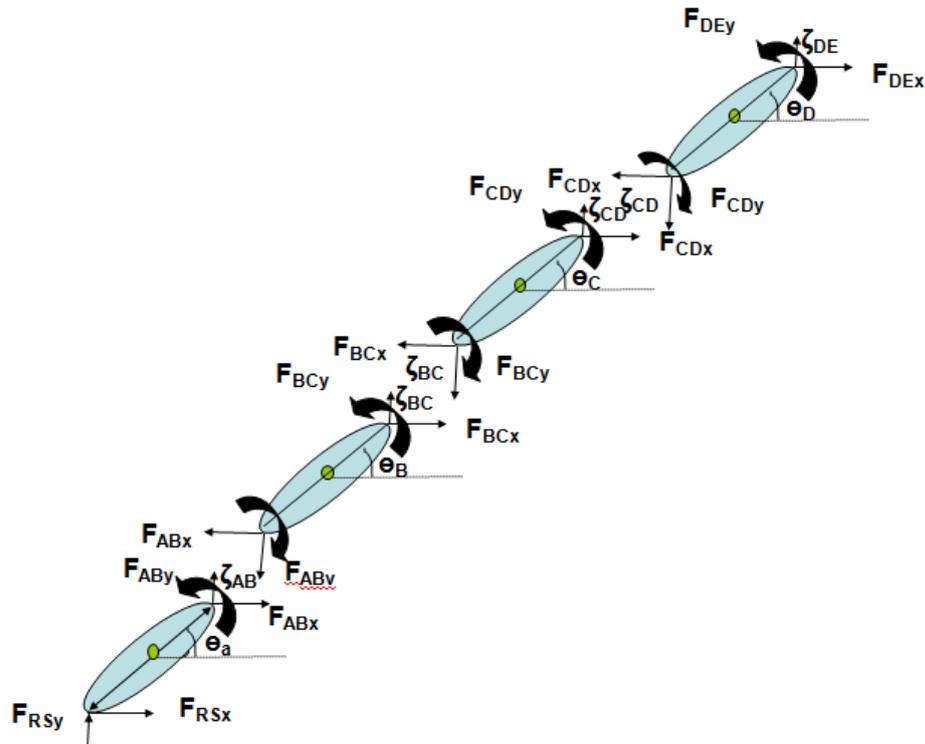


FIGURA 3.2- Definição dos segmentos do membro pélvico com indicação dos esforços atuantes para construção da rotina de cálculo.

A grande redução na complexidade do sistema é óbvia, por assumir os segmentos como rígidos. A estrutura esquelética representa uma aproximação bastante razoável, enquanto os tecidos moles que envolvem os ossos, embora deformáveis, usualmente sofrem pequenas mudanças no tamanho e/ou formato durante o movimento (ANDREWS, 1974). É conhecido o fato de que partes dos segmentos (músculos, órgãos, sangue, entre outros) executam movimentos relativos ao segmento considerado, se movendo em relação a um sistema de coordenadas inerciais. Adicionalmente, outros fatores como a respiração, centros de rotação das articulações não-estacionários, mudança na distribuição dos líquidos do corpo, e mudanças na distribuição de massa dos tecidos moles (contração muscular), também violam o caráter de rigidez dos segmentos (HATZE, 1980).

Cada segmento, se idealizado como um corpo rígido, vai se mover de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Estes princípios especificam que o movimento de  $S_i$  em um referencial inercial  $R$  é regido pelas equações de movimento, ou seja, de translação,

referente ao princípio de movimentação do centro de massa CM de  $S_i$  em R. Idealizando-se, então, os segmentos corporais, como hastes rígidas, e considerando o seu movimento como bidimensional em um plano X-Y, fixo em R, as duas equações vetoriais do movimento reduzidas nas três equações escalares EQ. 3.1.1, 3.1.2 e 3.1.3 serão aplicadas para as rotinas de análise de dinâmica inversa.

$$\sum F_x = m_x a_x \quad (3.1.1)$$

$$\sum F_y = m_y a_y \quad (3.1.2)$$

$$\sum M_z = I \alpha_i \quad (3.1.3)$$

Onde:

$F_x$  e  $F_y$  representam as componentes de força x e y, respectivamente

$a_x$  e  $a_y$  representam as componentes de aceleração x e y, respectivamente

$M_z$  a componente z do vetor M

Os segmentos analisados foram delimitados pelos pontos anatômicos que caracterizam as articulações. Os pontos escolhidos por representarem os eixos articulares foram os mesmos considerados no estudo de Herlin e Drevemo (1997).; Philips, Morris (2001), são eles: (1) trocanter maior do fêmur representando o ponto da articulação proximal do segmento da coxa (coxo-femoral); (2) epicôndilo lateral do fêmur representando o ponto da articulação proximal do segmento da perna (femoro-tibial); (3) maléolo lateral da tíbia representando o ponto da articulação proximal do segmento do jarrete (intertársica proximal); (4) a extremidade distal do metatarso representando a articulação proximal do boleto (metatársica-falangeana) e (5) base do talão para delimitar o segmento da pata e o ponto de contato com o solo PC, conforme FIG. 3.3. As articulações entre as falanges não foram consideradas por apresentarem um deslocamento praticamente desprezível durante o movimento estudado.

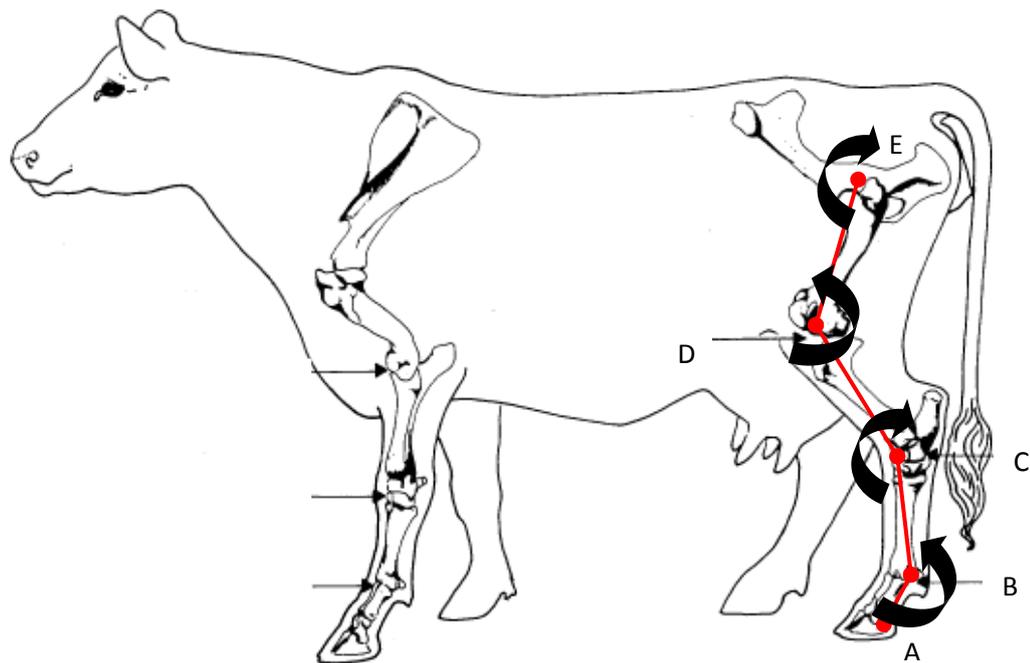


FIGURA 3.3 – Pontos anatômicos escolhidos para a análise de dinâmica inversa nesta pesquisa, semelhante aos pontos definidos nos trabalhos propostos por Herlin e Drevemo (1997) e Phillips e Morris (2001) em estudos em bovinos. (A) ponto de contato com o solo PC, (B) ponto de representação da articulação metatarsofalangeana, (C) ponto de representação articulação intertarsica proximal, (D) ponto de representação da articulação femoro-tibial e (E) ponto de representação da articulação coxo-femoral. As setas indicam a flexão da articulação

FONTE – PHILLIPS; MORRIS, 2007.

O ponto central das articulações foi atribuído a um local próximo à interface de contato entre os segmentos articulares. Entretanto, a escolha não necessariamente recaiu sobre o centro da articulação, mas próximo ao eixo instantâneo de rotação, que descreve o movimento do segmento articular distal relativo ao segmento proximal. Esta escolha faz sentido do ponto de vista biomecânico porque o momento em torno deste ponto, em razão da contração dos músculos atuantes, descreve a tendência do músculo de mudar a orientação de um dos segmentos relativamente ao outro (ANDREWS; HAY, 1983).

As variáveis cinemáticas, aceleração linear  $\mathbf{a}$  e aceleração angular  $\alpha$ , foram mensuradas a partir de filmagens do período de apoio ao passo do animal, com o uso do sistema de vídeo. Os pontos anatômicos descritos anteriormente foram localizados em cada animal com auxílio de marcadores adesivos. O plano de fundo do ambiente foi coberto com uma cortina preta para criar um fundo escuro e facilitar a identificação do movimento dos pontos. Através de um software dedicado, foi possível localizar os marcadores no filme, associando-os a cada uma das articulações e identificando as coordenadas espaciais de cada

ponto. Dessa forma, foi possível obter a posição das articulações em cada quadro ou deslocamento entre um quadro e o subsequente. A obtenção da aceleração dos segmentos de interesse se dará por dupla diferenciação, conforme descrito por Andrews (1974).

A distribuição das forças externas que contribuem para **F** e **M** inclui:

- a) Forças de contato agindo em  $S_i$  (cada um dos segmentos corporais), como os efeitos do contato do segmento com um objeto externo ao corpo, como o solo ou um equipamento;
- b) Forças de não-contato como a força peso, representada por uma força resultante  $P_i$  agindo verticalmente no centro de massa do segmento  $S_i$ ;
- c) Forças de contato agindo nas extremidades de  $S_i$ , devido à presença do segmento corporal adjacente. Estas forças incluem os efeitos compressivos nas vizinhanças das cartilagens e estruturas ósseas, e os efeitos das tensões dos músculos e ligamentos.

As forças descritas no item (a) foram medidas utilizando a plataforma de força AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc. – Waterton/ Massachusetts, EUA), modelo OR6-7. A quantificação das forças no item (b) passa pela determinação das variáveis antropométricas: massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento. Neste estudo, a determinação das variáveis antropométricas será descrita na seção 3.3.

A análise é iniciada pela pata (ponto A da FIG. 3.3), o único segmento sobre o qual age forças de contato externo ao corpo e que não possui outro segmento interligado à sua extremidade distal. Assim sendo, enquanto estiver na fase aérea do movimento, os valores  $F_{Dix}$ ,  $F_{Diy}$  e  $M_{Diy}$  serão nulos. Já quando estiver em contato com o solo, o eixo instantâneo de rotação é considerado o ponto de contato, e o valor de  $M_{Diy}$  continuará nulo. As forças  $F_{Dix}$  e  $F_{Diy}$  são dadas pela plataforma de força, enquanto os vetores  $I_D$  e  $I_p$  serão obtidos através da localização do centro de pressão sobre a plataforma.

Esquemáticamente, a abordagem do problema da determinação de forças internas pode ser dividida em quatro etapas, embora os itens “b” e “c” ocorram simultaneamente:

- a) Determinação dos parâmetros inerciais, massa, posição do centro de massa e momento de inércia de cada segmento;
- b) Medição da força de reação contra o solo durante as atividades analisadas;
- c) Medição dos deslocamentos de cada segmento em função do tempo e consequente obtenção das acelerações lineares e angulares por dupla derivação;
- d) Solução das equações de movimento.

A determinação dos parâmetros inerciais é apresentada na seção 3.3. A abordagem das duas etapas seguintes, descritas detalhadamente no item 3.2, prevê a medição da força de reação com o solo, utilizando-se uma plataforma de força AMTI, com dados provenientes desta medição armazenados em um arquivo gerado pelo software do próprio fabricante. A medição dos deslocamentos de cada segmento é feita utilizando-se do sistema Simi-Motion, com os dados armazenados em arquivo gerado pelo próprio software.

A quarta fase, a solução das equações de movimento, reúne os trabalhos das etapas anteriores. A plataforma computacional eleita para se desenvolver o programa para esta tarefa foi o MatLab. A escolha foi motivada por diversas razões, a licença do software está disponível na UFMG, além de apresentar grande versatilidade com o uso de matrizes o que facilita a entrada dos dados experimentais adquiridos no SimiMotion. Assim sendo, foram criadas rotinas computacionais descritas a seguir e apresentadas no apêndice A.

### 3.1.1 Manipulação dos arquivos de dados

Cada sistema de medição, plataforma de força e sistema de vídeo, por serem equipamentos comerciais, apresentam seus próprios formatos de armazenagem e exportação de dados. Dessa forma, faz-se necessário o desenvolvimento de rotinas para leitura destes dados. Destaca-se que os dados fornecidos pela plataforma de força já estavam em seu formato definitivo, com os resultados de força e momentos expressos em N e Nm, respectivamente. Entretanto, os dados fornecidos pelo sistema de vídeo foram transportados brutos, isto é, antes de serem convertidos de unidades de tela (*pixel*) para unidades métricas (metros). Para isso, antes de cada filmagem, foi colocado um padrão com dimensões conhecidas sobre a plataforma de força na linha por onde os animais percorreriam para posterior calibração do sistema de imagens no software Simi-Motion. Foi necessária a utilização do CONTEMPLAS, um software de análise de movimento que permite que a plataforma de força e a câmera de vídeo estejam sincronizadas durante a coleta de dados experimentais.

Para este estudo, foi considerado apenas o período de apoio ao passo dos bezerros, sendo descartados os demais dados fornecidos pelas filmagens e pela plataforma de força durante a aquisição de dados.

### 3.1.2 Obtenção da aceleração a partir dos deslocamentos

Os dados fornecidos pelo sistema de vídeo são referentes ao deslocamento dos segmentos. Entretanto, as equações dinâmicas necessitam dos valores de aceleração linear e angular deste movimento. Para obter a sua aceleração, foram criadas rotinas.

A localização de cada ponto de interesse no filme é feita a partir da identificação dos marcadores no software. Dessa forma, o “ponto” é, na verdade, o centro geométrico de uma região, delimitada a partir de parâmetros fornecidos ao sistema de vídeo. Esta sistemática de identificação implica em pequenas variações na posição do ponto, que podem representar grandes erros em termos de aceleração, pelo processo da dupla derivação. Por exemplo, ao ser filmado um objeto parado, espera-se que o sistema atribua a mesma posição para o objeto ao longo do tempo. Entretanto, pela sistemática de localização da posição do objeto, ocorrem variações. Estas variações dão uma noção de mobilidade, indicando que o objeto estaria se movendo, quando se calcula a derivada da posição. O erro aumenta ainda mais quando se deriva a velocidade para obtenção da aceleração. Assim sendo, a filtragem do sinal de vídeo é uma etapa fundamental do processo, para que se evitem valores exagerados e irreais da aceleração dos segmentos. Neste trabalho, optou-se por um filtro digital Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6Hz para filtragem dos dados de vídeo, em função da característica dos eventos analisados. O mesmo tipo de filtro foi utilizado para análises de dinâmica inversa da marcha de cavalos no estudo realizado por Clayton et al. (2001) e para porcos, por Thorup et al. (2007a).

### 3.1.3 Solução das equações e apresentação dos resultados

O sistema de três equações com três incógnitas precisa ser solucionado, ao longo de todo o tempo de execução do evento, caracterizando equações matriciais. O MatLab 2011 fornece uma ampla facilidade para solução deste tipo de equação. Rotinas de equações, interpolações e filtros foram desenvolvidas neste ambiente para a obtenção dos resultados, que são apresentados em forma gráfica. Além destes, os dados de entrada também podem ser visualizados em sua forma bruta para conferência e acompanhamento do processo passo a passo.

### 3.2 Procedimento experimental e equipamentos utilizados

Neste capítulo, serão apresentados os equipamentos e os respectivos métodos para medição das diversas variáveis cinéticas e cinemáticas necessárias para solução do problema. A aquisição de dados foi realizada em ambiente externo, no hall da Escola de Veterinária da UFMG. Para o teste, foram usados seis animais machos da raça holandesa disponibilizados pela fazenda universitária Hélio Barbosa, em Igarapé, Minas Gerais.

Normalmente, os machos de gado leiteiro são descartados pelas fazendas produtoras logo após o nascimento por seu baixo valor econômico. Por isso, os animais jovens foram trazidos para a Escola de Veterinária, sendo criados e alimentados com leite UHT, vendido em supermercados, por aproximadamente 50 dias. Durante esse período, os animais foram treinados a caminhar no cabresto sobre uma passarela de madeira de 6x2m, construída especialmente para o experimento (apêndice B). No centro da passarela, foi adaptada uma plataforma de força ATMI OR6-7 (Advanced Mechanical Technology, Inc.-Waterton/ Massachusetts, EUA). Uma câmera Basler pi A640 foi colocada a seis metros da passarela perpendicular ao plano sagital, sobre um tripé, conforme FIG. 3.4. No dia do teste, os animais tinham entre 35 e 45 dias, com peso médio ( $\pm$ DPM) de  $59\pm 10$ kgf, medido na balança Lucastec modelo LD200, do Hospital Veterinário, e altura de cernelha<sup>4</sup> média de  $82,2\pm 6$ cm, medidas com fita métrica. Todos os animais eram clinicamente sadios, sem histórico de fraturas.

---

<sup>4</sup> A cernelha (do latim cernicula), garrote ou cachaço é a região proeminente nos grandes quadrúpedes onde se unem as espáduas em forma de cruz.



FIGURA 3.4- Equipamentos utilizados para aquisição de dados cinemáticos e cinéticos da marcha dos bezerros na Escola de Veterinária da UFMG. (A) Posicionamento da câmera de vídeo perpendicular ao plano sagital dos animais. (B) plataforma de força ATMI OR6-7 adaptada no centro da passarela.

### 3.2.1 Variáveis cinemáticas

As variáveis cinemáticas medidas durante os eventos analisados são obtidas com a técnica de cinematografia, através da filmagem das cenas de interesse. Esta técnica de medição funciona a partir da localização de pontos específicos nos diversos quadros do filme contendo as cenas com as atividades de interesse. As marcas, que foram definidas em locais anatômicos bem determinados, são localizadas com auxílio de marcadores adesivos, como ilustra a FIG. 3.5. Os animais foram conduzidos pela plataforma em linha reta, de modo que em algum momento fosse impressa na plataforma apenas a força da pata direita do membro pélvico, durante o período de apoio ao passo. O procedimento foi repetido em cada animal até que fosse possível registrar três vezes a situação de apoio com a pata direita sobre a plataforma de força. Através do software Simi-Motion 6.0, disponível no Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), da UFMG, os pontos filmados foram conectados por linhas que facilitam a visualização do segmento, conforme FIG. 3.6.



FIGURA 3.5 - À direita, bezerro caminhando sobre a passarela. Foram utilizados marcadores adesivos preto-e-branco em razão da cor da pelagem do animal. À esquerda calibração para utilização do software Simi-Motion.

Assim, o software é responsável pela digitalização das cenas, associando cada marcador a uma das articulações e identificando as coordenadas espaciais de cada um deles. Dessa forma, é possível obter a posição das articulações em cada quadro, ou deslocamento entre um quadro e o subsequente. Entretanto, as coordenadas espaciais de cada ponto não estarão em unidades reais de distância e sim em unidades adimensionais da tela do monitor (*pixels*).

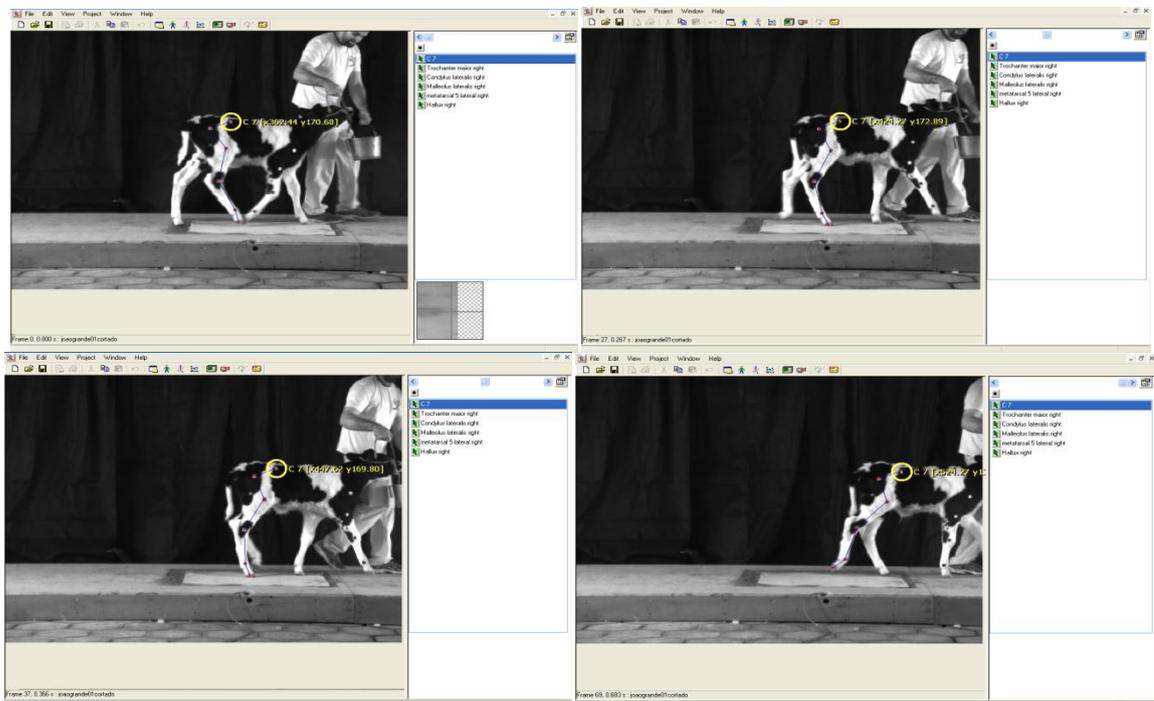


FIGURA 3.6 – Digitalização dos pontos conectados por barras com o software Simi-Motion 6.0 da EEFETO-UFMG.

Faz-se necessária, então, a conversão de unidades de tela para o padrão métrico. O procedimento usualmente utilizado é a filmagem do padrão de calibração, indicado pela FIG. 3.6. Por meio desta técnica, sabendo-se a distância métrica entre dois pontos e a quantidade de *pixel* entre eles, através de uma relação linear, é possível converter as coordenadas de cada ponto, inicialmente em *pixels*, em um valor em metros. Embora esta etapa devesse ser automática, isto é, os pontos serem identificados automaticamente pelos softwares, intervenções manuais foram necessárias, pois os animais apresentavam pequenas machas que se pareciam com os marcadores.

Cada ponto é representado por um par ordenado X,Y que identifica, em unidade adimensionais (*pixels*), a posição deste ponto na tela do monitor. Os resultados obtidos nesta etapa foram exportados para um arquivo de texto no formato txt com três colunas, sendo que a primeira indica o tempo, enquanto a segunda e a terceira apresentam informações de deslocamento em X e Y, respectivamente.

Cada ponto é representado por um par ordenado X,Y que identifica, em unidade adimensionais (*pixels*), a posição deste ponto na tela do monitor. Os resultados obtidos nesta etapa foram exportados para um arquivo de texto no formato txt com três colunas, sendo que a primeira indica o tempo, enquanto a segunda e a terceira apresentam informações de deslocamento em X e Y, respectivamente.

O sistema de vídeo consta de uma câmera de vídeo Basler pi A640 e um computador para armazenagem de dados. As imagens foram adquiridas a uma frequência de 100 Hz. A câmera foi posicionada a seis metros da passarela de madeira perpendicular ao plano sagital da marcha.

A vantagem desta técnica é efetuar medições sem contato direto com o indivíduo, permitindo maior liberdade nas atividades desenvolvidas, sem a presença de fios e cabos interligando o executante a algum sistema de medição.

### 3.2.2 Variáveis cinéticas: Plataforma de força AMTI

As variáveis cinéticas medidas durante os eventos analisados são as forças de contato com o solo. A medição destas forças é feita a partir de uma plataforma de força comercial, marca AMTI, modelo OR6-7. A plataforma AMTI, a base de “*strain-gauges*”, possibilita a medição de forças e momentos em três dimensões. Ela está acoplada a um condicionador de sinais com opções de ganho de 1000 a 4000 vezes, alimentação simétrica de

$\pm 10$  voltas e conversor A/D 12 bits fornecidos pelo fabricante. A taxa de aquisição utilizada foi de 1kHz.

A AMTI, fabricante da plataforma, fornece uma “rotina de calibração do produto” junto com a documentação que acompanha o equipamento. A cada um dos seis canais (Fx, FY, Fz, Mx, MY e Mz) está associada uma sensibilidade, a qual define a relação entre cada sinal de entrada da plataforma (força e momento) e o correspondente sinal de saída (tensão elétrica). Cada canal é desacoplado na medida em que são fornecidas as relações entre as outras cinco saídas com um sinal de entrada específico deste canal. Não foi possível aferir a plataforma de força em todos os seus canais, pois o fabricante não disponibiliza a aplicação de forças horizontais. Foram aplicadas forças conhecidas (pesos mortos) apenas no eixo vertical (Fz), onde foi conferida a calibração deste canal e seu desacoplamento com os demais.

Dentre todas as etapas de coletas, a medição de força de reação com o solo é a mais prática, na medida em que a plataforma de força não requer nenhum procedimento de instalação. Os dados resultantes de força e momento deste sistema de medição já estão prontos para serem utilizados. Os dados são originalmente dispostos sem sequência. Por economia de espaço e facilidade de compreensão, são representados em colunas, de forma que a cada 1000 linhas representam 1 segundo de coleta, conforme taxa de aquisição da plataforma.

### **3.3 Determinação dos parâmetros inerciais pelo método da tomografia computadorizada**

Não foi encontrado na literatura banco de dados de bovinos jovens de gado leiteiro, a ideia inicial proposta seria a realização de medições dos parâmetros inerciais dos animais envolvidos no estudo cinemático conforme estudo do pêndulo de inércia Buchner et al. (1969), porém embora tenham sido eutanasiados e congelados, os cadáveres armazenados foram perdidos, antes da realização das medições, porque o freezer apresentou um problema de funcionamento. Com isso, foi registrado apenas o comprimento de cada segmento e o peso total do animal.

Dessa forma, foi necessária a aquisição de outros animais com dimensões semelhantes, além da proposição de um modelo em que fosse possível extrair os dados inerciais de bezerros jovens através da medição de comprimento do segmento e do peso total. Para isso, foi utilizada a técnica da tomografia computadorizada para avaliação da distribuição de massa nos segmentos e obtenção e proporções dimensionais para a construção de um

modelo de “tronco de elipses”, baseado no estudo proposto por Durkin e Dowling (2006), que será descrito no item 3.3.2.

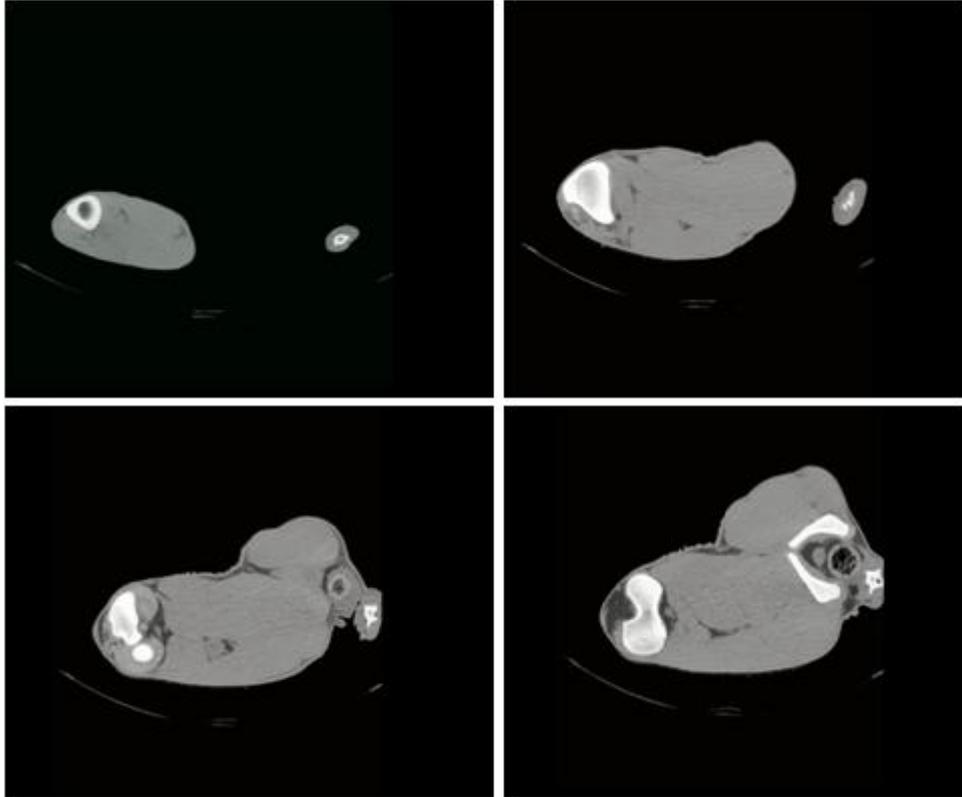


FIGURA 3.7 - Imagens de tomografia computadorizada do membro pélvico de bezerros obtidas do tomógrafo axial do Hospital Veterinário da Escola de Veterinária da UFMG. Regiões mais claras representam os ossos.

FONTE – Imagens produzidas pela autora desta dissertação.

A metodologia para obtenção dos parâmetros inerciais dos segmentos do membro pélvico dos bezerros foi baseada no modelo proposto por Huang e Wu (1976), desenvolvido para seres humanos, inicialmente com o propósito de medir a densidade dos tecidos, e aprimorada mais tarde por Huang e Suarez (1983), com a finalidade de avaliar a geometria e a distribuição de massa no corpo humano. No presente estudo, a técnica consiste em fazer a varredura da TC na região de interesse, realizada com o tomógrafo axial disponível no Hospital da Escola de Veterinária, da UFMG. Algumas imagens são mostradas na FIG. 3.11.

As imagens apresentadas na FIG. 3.7 representam cortes a cada 3cm aproximadamente. O tomógrafo axial utilizado neste trabalho, modelo Siemens Somatom AR.T, permite varreduras de no mínimo 2mm, sendo os principais parâmetros da aquisição da imagem apresentados na TAB. 3.1. Por esta técnica, foram analisados quatro animais: dois vivos da raça holandesa, com 45 e 50 dias de vida, pesando 49 e 67kgf, respectivamente,

oriundos da Fazenda Hélio Barbosa, da Escola de Veterinária, localizada em Igarapé. Também foram adquiridas imagens de tomografia de duas peças da região do quadril e membros posteriores de cadáveres. Estes últimos animais também eram da raça holandesa, com aproximadamente oito dias de vida. O peso total foi registrado e os segmentos de interesse foram cortados depois de congelados.

Os testes realizados duraram, em média, 2,5 horas cada um, incluindo o tempo de preparação dos animais. Os animais vivos precisaram ser anestesiados e imobilizados na mesa do tomógrafo, pois de forma alguma poderia haver movimento durante o exame, como ilustra a FIG. 3.8. As imagens adquiridas foram salvas no formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Os quatro animais geraram um total de 1081 imagens.



FIGURA 3.8 - Aquisição de imagens de tomografia computadorizada de animais vivos no Hospital Veterinário da UFMG. Os animais foram anestesiados e imobilizados na mesa do tomógrafo.

FONTE – Fotografias tiradas pela autora desta dissertação.

TABELA 3.1

Parâmetros de aquisição de imagens utilizados na tomografia computadorizada

<b>Parâmetros</b>	<b>Valores</b>
<b>Tensão no tubo de raios-X</b>	130kVp
<b>Corrente no tubo de raios-X</b>	150mAs
<b>Espaço entre os cortes</b>	1,0mm
<b>Espessura dos cortes</b>	2,0mm
<b>Campo de visão (FOV)</b>	52,7cm
<b>Tamanho da matriz</b>	512x512 <i>pixels</i>

### 3.3.1 Segmentação das imagens de tomografia computadorizada

Reproduzir estruturas anatômicas de forma fidedigna, seja virtual ou física, tem sido possível através de metodologias nas quais exames médicos são utilizados. A partir de um conjunto de imagens bidimensionais, obtidas com equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética e disponibilizados no formato DICOM, se tem condições de efetuar a reconstrução 3D de estruturas anatômicas. Distintos softwares que foram desenvolvidos para tratamento e visualização das imagens DICOM, permitem editar as imagens, visando minimizar os artefatos que possam diminuir a qualidade da mesma, e permitem converter o arquivo DICOM para exportação, como, por exemplo, um arquivo STL (*Stereolithography*), representação tridimensional em malha não estruturada de triângulos.

Através do software, também é possível separar os diferentes tecidos que compõem a imagem e selecionar uma região de interesse. A separação dos tecidos é conhecida como “processo de segmentação”, como, por exemplo, separar tecido ósseo e tecido muscular. Um algoritmo de segmentação analisa os tons de cinza dos *voxels* que compõem a imagem, identificando diferentes tecidos pelo seu valor na escala de Hounsfield, apresentada no GRA. 3.1. A região de interesse é, então, identificada através da definição de um *threshold* ou valor limiar. A determinação do valor apropriado do *threshold* é empírica e depende fortemente da experiência de quem está manuseando as imagens. Assim, o processo de segmentação também pode inserir desvios geométricos.

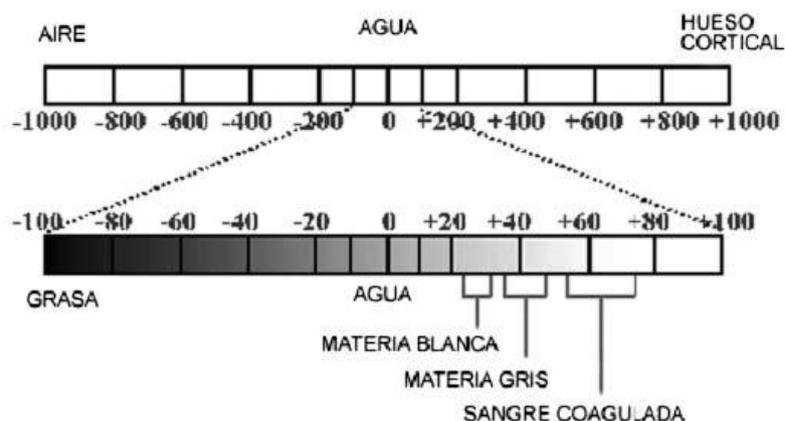


GRÁFICO 3.1 - Escala de Hounsfield  
 FONTE - HECTOR et al., 2006.

Para este trabalho foi utilizado InVesalius, representado na FIG. 3.9, um software público, desenvolvido para área de saúde, que visa auxiliar o diagnóstico e o planejamento cirúrgico (BARBARA, 2006). A partir de imagens bidimensionais (2D), obtidas através de equipamentos de tomografia computadorizada ou ressonância magnética, o programa permite criar modelos virtuais tridimensionais (3D) correspondentes às estruturas anatômicas. O software tem demonstrado grande versatilidade e vem contribuindo em diversas áreas, dentre as quais medicina, odontologia, veterinária, arqueologia e engenharia. O programa foi desenvolvido pelo antigo CenPRA, atual CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer), unidade do Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT), através das linguagens de programação Python e C++ para leitura de imagens médicas no formato DICOM por exemplo.

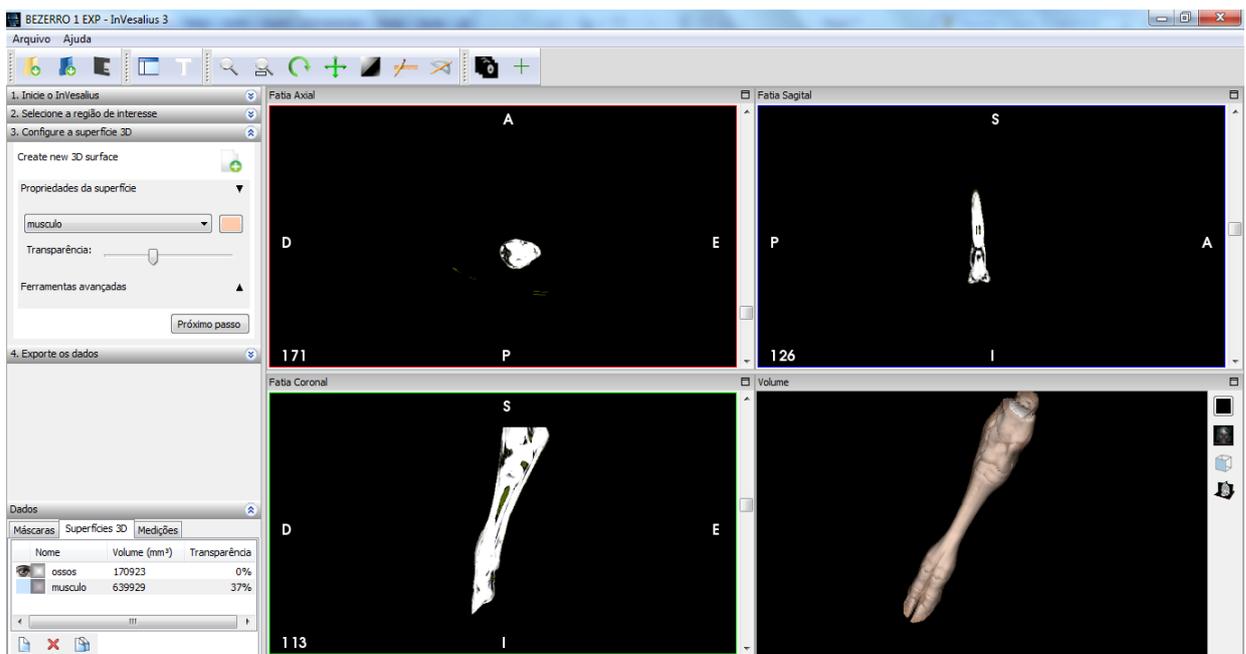


FIGURA 3.9 – Segmentação de imagens de tomografia computadorizada utilizando Invesalius. Imagem segmentos distais do membro pélvico de bezerras

O InVesalius conta com duas técnicas de segmentação: *threshold* e manual. Na técnica de *threshold*, apenas os *voxels* com valores entre um mínimo e um máximo são selecionados. A segmentação manual é uma adição à técnica por *threshold*. Com ela, é possível escolher interativamente *voxels* de interesse do usuário que não foram selecionados pela técnica de *threshold*, assim como eliminar da seleção aqueles que não sejam de seu interesse. Adicionalmente, há, ainda, *presets* de *thresholds* para certas estruturas da anatomia humana cujos valores de *voxels* já são conhecidos, como, por exemplo, a estrutura óssea. O que é

selecionado é destacado para o usuário por uma máscara colorida sobreposta às fatias do exame. É possível criar várias máscaras, uma para cada segmentação. As máscaras também são armazenadas em uma matriz memmap. Para o modelo foi usada as duas técnicas de segmentação, por isso foi importante um estudo prévio da anatomia do animal para que nenhum tecido importante fosse desconsiderado. Primeiramente utilizou o presents e em seguida estruturas que não ficaram bem cobertas pelos valores predeterminados e onde seus contornos não ficaram bem delimitados são tratadas manualmente.

### 3.3.2 Modelo tridimensional dos segmentos do membro pélvico

Após a segmentação das imagens obtidas pelo software InVesalius, os arquivos foram exportados como malha no formato *stl*, para que os segmentos fossem divididos e os cálculos dos parâmetros inerciais pudessem ser realizados. Este processo foi feito através de dois outros programas, Meshlab v1.3.2 e o SolidWorks 2012, utilizados no Laboratório de Engenharia Biomecânica, da UFMG. O SolidWorks é um programa da Dassault Systemes que possui o Scan3D, um aplicativo que permite importar malhas ou nuvem de pontos para que sejam convertidos em modelos sólidos. Para cada máscara exportada pelo InVesalius, foi criada uma peça com atribuições de propriedades do tecido a que se refere. No entanto, a malha exportada pelo InVesalius é muito densa e com triângulos não uniformes, o que causa erros no momento de gerar o sólido. Por isso, o MeshLab, um software público disponível na internet, foi utilizado para ajustar a malha, como pode ser visto na FIG. 3.10. As máscaras geradas no Invesalius foram exportadas separadamente, pois o MeshLab só trabalha com as superfícies externas. As malhas foram filtradas eliminando-se duplicidade de triângulos e arestas sobrepostas, aberturas como forames dos ossos foram fechados e triângulos com ângulos muito agudos também foram eliminados. Em seguida o comando *Surface Reconstruction* foi utilizado para deixar a malha menos densa, e este processo foi aplicado até que o modelo pudesse ser trabalhado dentro do programa SolidWorks. Para este procedimento não há necessidade de uma malha rigorosamente perfeita como para análises de cálculo, pois o objetivo é apenas reconstruir a superfície para gerar um modelo sólido.

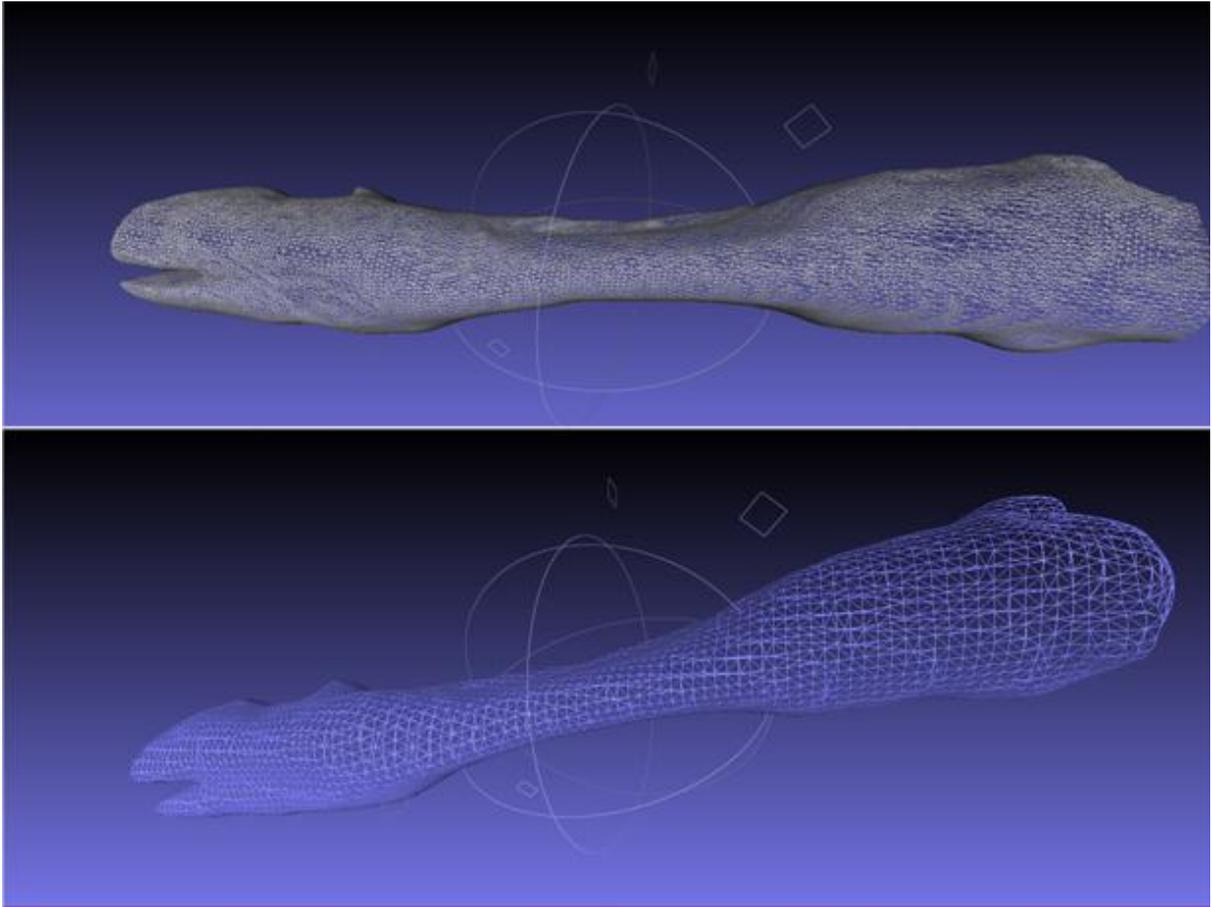


FIGURA 3.10 - Correção e simplificação da malha dos segmentos distal do membro pélvico de bezerras utilizando MeshLab.

Depois que o modelo sólido foi gerado, através do SolidWorks, um sistema de coordenadas locais foi atribuído ao segmento e assim foi possível obter os valores de massa, centro de gravidade e momento de inércia, como ilustra a FIG. 3.11, na ferramenta do programa chamada de propriedades de massa.

Algumas estruturas foram desconsideradas no modelo: pele, vasos sanguíneos, terminações nervosas e medula. Para simplificação, foram considerados os sólidos que representam os ossos preservando o canal medular, sem distinção entre trabecular e cortical, e os tecidos moles (músculo e gordura), sendo este último caracterizado com propriedades do tecido muscular, que são as estruturas que estão predominantemente presentes no tecido.

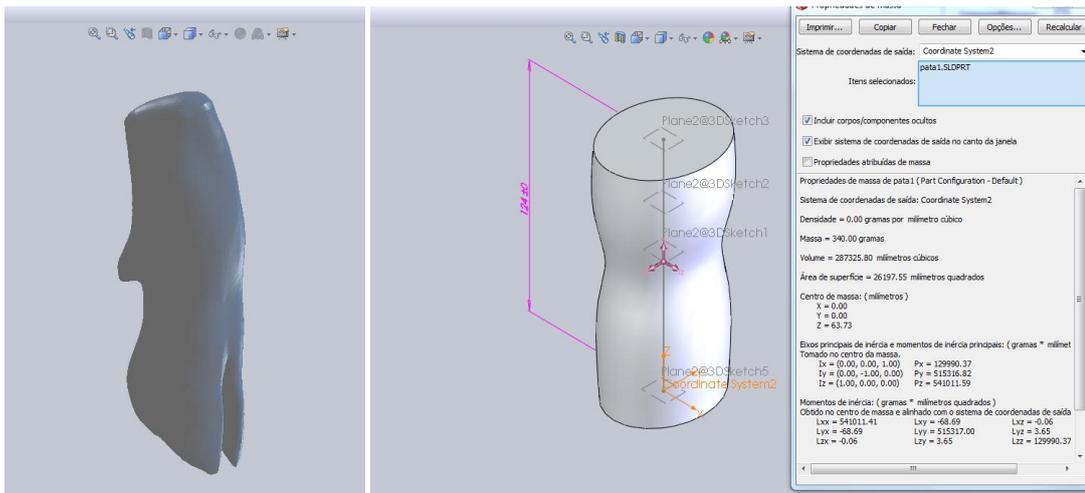


FIGURA 3.11 - Modelo Solid Works: à esquerda modelo sólido gerado pela malha importada MeshLab; à direita tronco de seção elíptica do segmento AB (formado pela articulação proximal metatarsofalangeal), realizado no SolidWorks.

A densidade do tecido adiposo é 18% menor do que o muscular (ROSS et al., 1991; WARD, LIEBER, 2005). No entanto, através do processo de segmentação, é possível observar, nas imagens de tomografia utilizadas neste estudo, que a maior concentração de tecido gorduroso foi no segmento coxo-femoral, com um volume médio inferior a 10% do volume total de tecidos presentes no segmento e se apresenta distribuído entre os grupos musculares presentes no segmento, tornando inviável a construção de um modelo sólido específico para este.

### 3.3.3 Modelo tronco de Elipse

Assim como em seres humanos, a definição de parâmetros inerciais pode ser obtida através de modelos geométricos simplificados com boa aproximação dos valores reais conforme apresentado nos trabalhos de Hanavan (1964), Hatze (1980), Buchner et al. (1997), Dowling e Durking (2006) e Ma et al. (2011). A proposta de construção deste modelo permite obter dados de centro de massa e momento de inércia sem que seja necessário utilizar dispositivos e técnicas dispendiosas ou o sacrifício de animais. Ao analisar as imagens de tomografia computadorizada, é possível constatar que sua seção transversal possui um formato mais elipsóide do que circular e, por isso, o modelo de tronco de elipse foi escolhido.

### 3.3.3.1 Construção do modelo

Para que sejam obtidos os valores dos parâmetros inerciais para outros bezerros machos da raça holandesa jovens (com idade até 60 dias de vida) foi proposto um modelo baseado na medida do tamanho do comprimento de cada segmento e no peso total do animal *in vivo*. Foi este estudo foi baseado na metodologia de Dowling e Durkin (2006), que consistia em um modelo geométrico compreendido de três sólidos elípticos construído para imitar as propriedades de distribuição de massas da perna de um grupo de seres humanos. Os modelos geométricos têm o potencial para estimar com precisão as diferenças entre os parâmetros inerciais dos indivíduos, se construídos para representar as mudanças na distribuição de massas nos segmentos em vez de volume. Através da construção de um modelo geométrico, que imite as características de distribuição de massa, é possível que a hipótese de densidade constante não irá comprometer a integridade do modelo.

O segmento proximal do modelo proposto para os bezerros jovens, assim como realizado para as pernas de seres humanos foi representado como um tronco de seção elíptica, o segmento do meio foi definido como um tronco de cone elíptico decrescente e o segmento distal foi um tronco de seção elíptica crescente. Os comprimentos das seções foram definidos como uma porcentagem do comprimento total medido do segmento ( $L$ ), que foi calculada como a média das laterais (LL) e medial (ML) medições do comprimento da perna, ilustrado pela FIG 3.12.

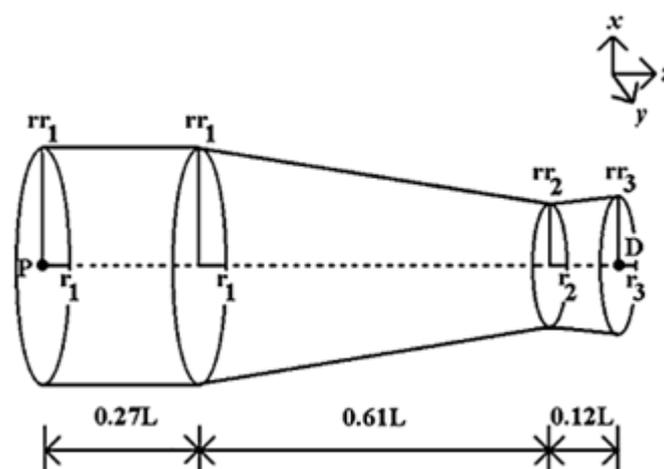


FIGURA 3.12 - Modelo de tronco de elipse para o segmento da perna, proposto por Durkin e Dowling (2006).

FONTE – DURKIN, DOWNLING, 2006.

As proporções do comprimento do segmento foram determinadas a partir dos locais de distribuição de massa, obtidas nas imagens de tomografia computadorizada, conforme

descrito no item 3.2.3.3, em que as variações na inclinação correspondem às extremidades das formas geométricas. O raio elíptico ao longo do eixo medio-lateral,  $rr_1$ , e a medida do raio sagital,  $r_1$  foram determinados pelas médias das medidas retiradas da fatia axial da tomografia computadorizada, como indica a FIG. 3.13. Os valores dos raios foram fixados em função do comprimento do segmento, uma vez que o crescimento dos tecidos, de acordo com o estudo realizado por Carvalho et al. (2007) com animais da mesma raça e com a mesma faixa de idade, indicou crescimento proporcional dos tecidos considerados na construção do modelo. A densidade de cada segmento foi obtida experimentalmente através de dissecação, separando os tecidos moles do tecido ósseo dos segmentos de cadáveres adquiridos para medições e realização dos exames de tomografia. Cada grupo de tecido foi pesado e o volume foi obtido por meio da construção do modelo tridimensional no software InVesalius.

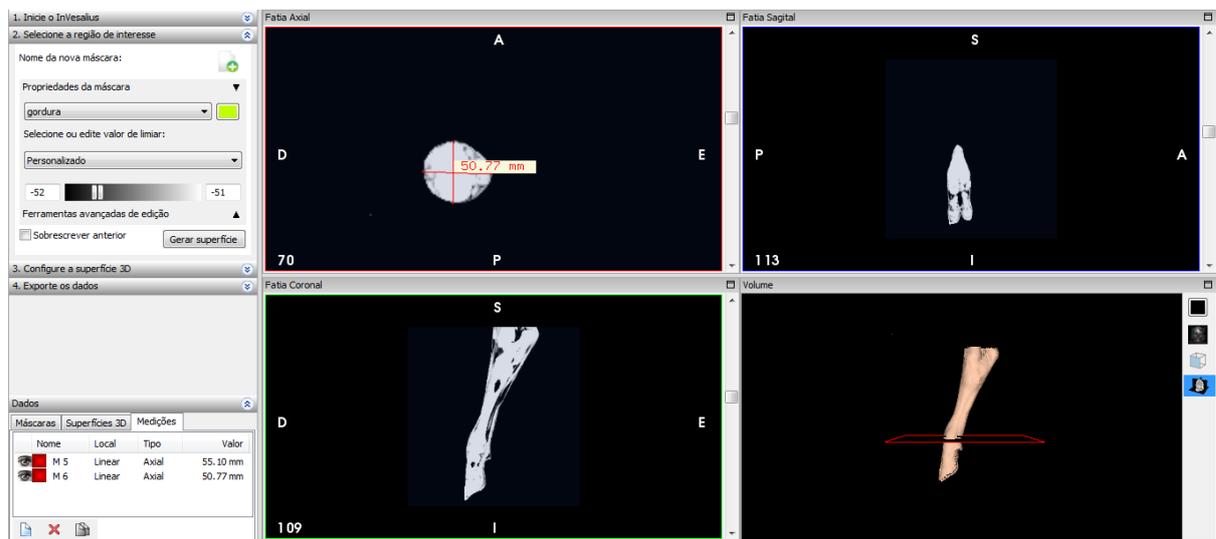


FIGURA 3.13 - Aquisição dos raios da seção elíptica do modelo proposto para os segmentos do membro pélvico de bezerros machos da raça holandesa.

O tronco de seção elíptica foi desenvolvido no SolidWorks 2012 com suas dimensões calculadas em função do comprimento do segmento. A propriedade do material foi definida a partir da respectiva densidade determinada. O modelo proposto foi validado pelos modelos gerados dos segmentos de cadáveres, como é visto na FIG. 3.16.

### 3.3.3.2 Distribuição de massa nos segmentos

Para construção do modelo, foi necessário conhecer a distribuição de massa no segmento. Para isso, foi utilizado o software AMIDE (Analysis Medical Images Data

Examiner), um programa com código fonte aberto escrito em linguagem C destinado a estudo de imagens obtidas médicas no formato DICOM, desenvolvido na Crump Institute for Molecular Imaging, UCLA, School of Medicine, Califórnia, EUA. O programa permite a seleção de uma área de interesse e fornece o volume do tecido selecionado de acordo com a profundidade indicada. Assim foi possível obter o volume de várias “fatias” ao longo do comprimento de cada segmento, conforme mostrado na FIG. 3.14.

Para o cálculo da massa, o valor do volume de cada “fatia” de tecido é multiplicado pela densidade do tecido correspondente. O valor da densidade de tecidos moles é obtido experimentalmente, através da obtenção do volume total subtraído do volume de tecido ósseo do segmento de cadáveres fornecido pelo processo de segmentação das imagens de tomografia e da massa obtida da dissecação do segmento em tecido ósseo e partes moles. Através da distribuição de massas, são definidos os locais nos quais deverão ser medidos os raios para construção do modelo tronco de sessão Elíptica.

Os segmentos dos cadáveres congelados foram medidos com paquímetro e pesados na balança *Cadence* com precisão de 0,5 kgf, como indica a FIG 4.1. Em seguida, as peças foram dissecadas e os tecidos que compõe o segmento foram separados em dois grupos: tecidos moles e ossos. Os ossos foram medidos e pesados separadamente.

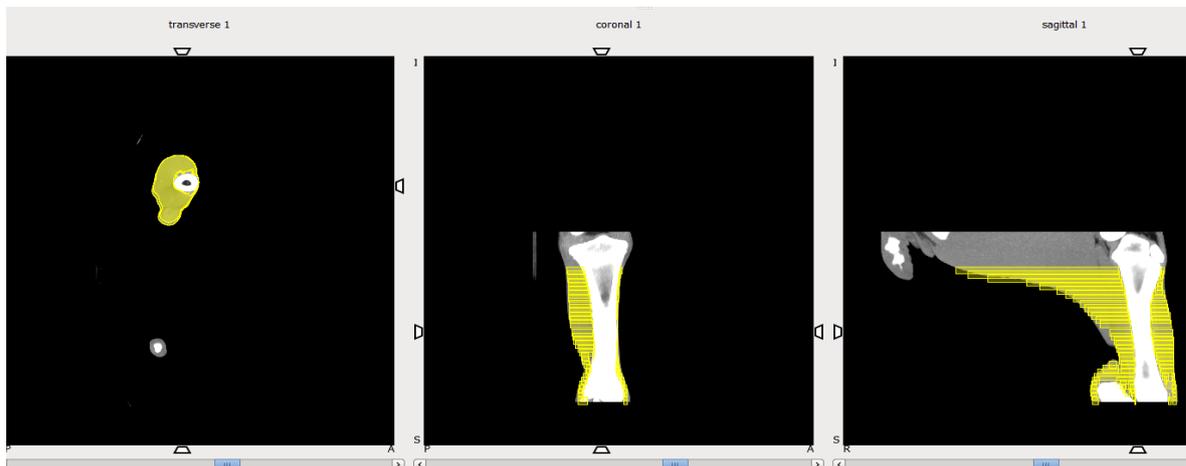


FIGURA 3.14- Distribuição de massa ao longo do segmento do membro pélvico de bezerros através do software AMIDE

FONTE – Imagens produzidas pela autora deste trabalho

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos serão apresentados em duas partes. Primeiramente, serão mostrados os valores obtidos para os parâmetros inerciais. Logo depois, serão apresentados os resultados de força e momento resultante nas articulações dos bezerros durante o período de apoio ao passo, utilizando-se as rotinas desenvolvidas para a dinâmica inversa a partir de cada um dos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais.

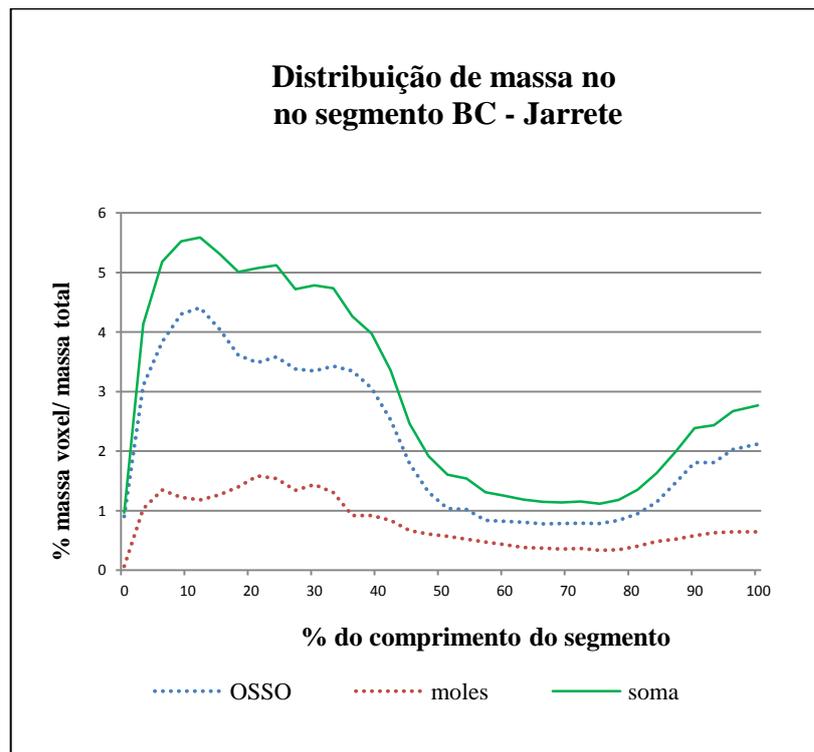
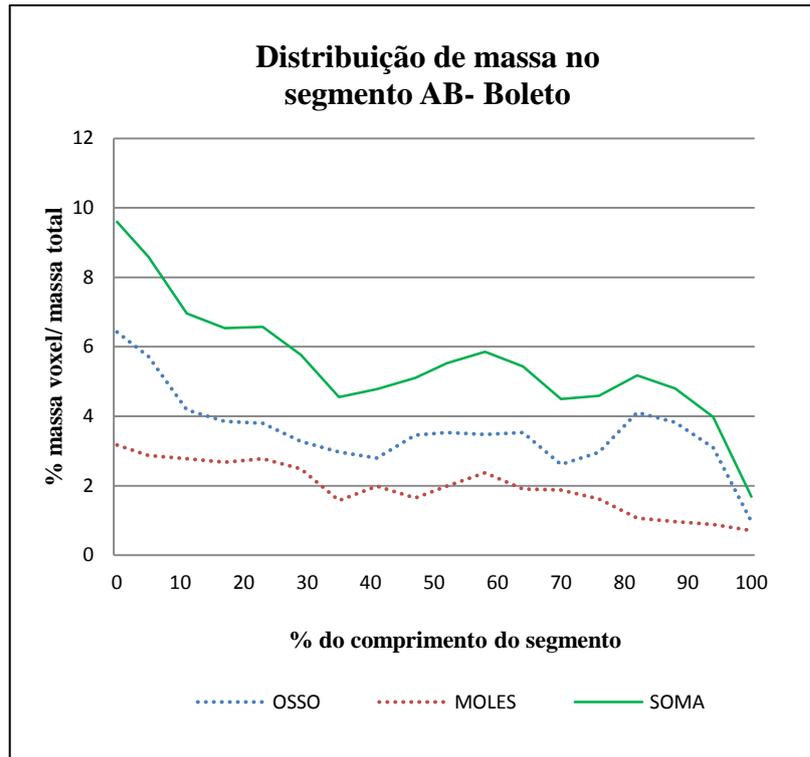
### 4.1 Parâmetros Inerciais

O valor encontrado para densidade óssea média ( $\pm$ DPM) foi  $1.6 \pm 0.25 \text{ g/cm}^3$  e para os tecidos moles foi de  $1.06 \pm 0.07 \text{ g/cm}^3$ .



FIGURA 4.1 - Medição do segmento distal do membro pélvico de bezerros

Os resultados do modelo construído com “fatias” de 5 mm de espessura, utilizando o software AMIDE para cada segmento, estão apresentados nos gráficos da FIG. 4.2. Através das curvas obtidas é possível analisar a distribuição média da massa normalizada em função da massa total de cada segmento ao longo do percentual do seu comprimento sentido proximal-distal. Observando os segmentos do boleto e jarrete verifica-se uma predominância de tecido ósseo, ao contrário dos segmentos da perna e da coxa, em que ocorre maior proporção de massa muscular, como já era esperado.



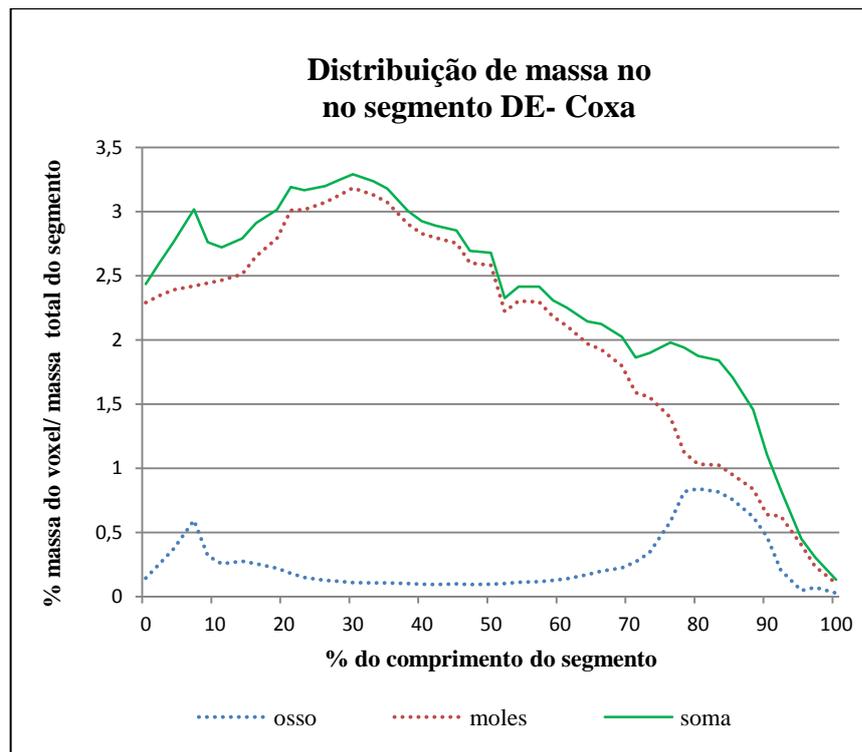
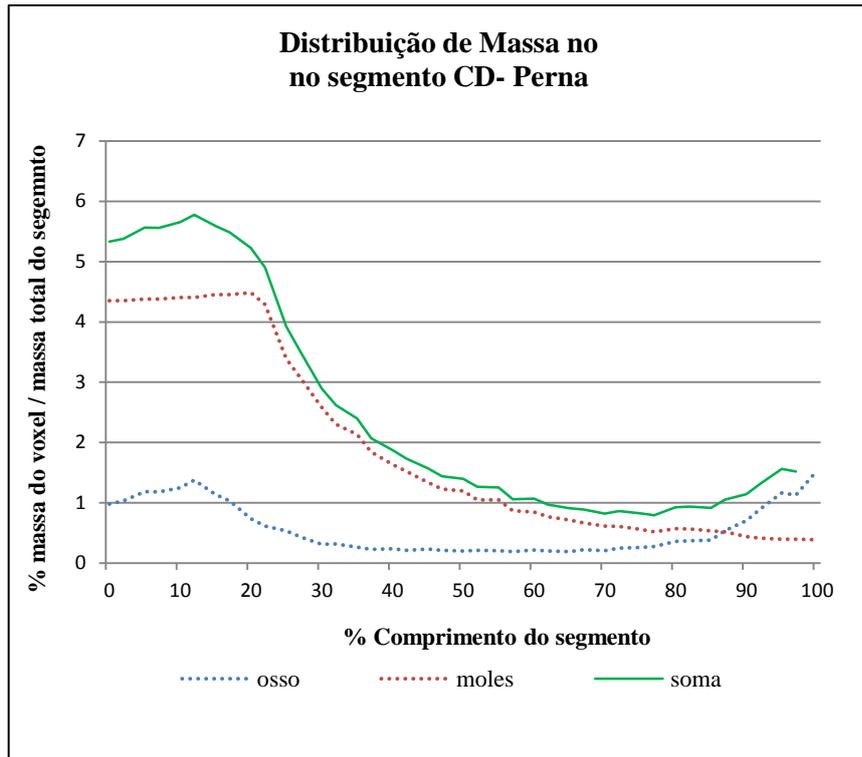


FIGURA 4.2- Gráficos de distribuição percentual média da massa ao longo do comprimento proximal-distal dos segmentos do membro pélvico de bezerros jovens, obtido de imagens de tomografia computadorizada.

Os pontos de medição do raio da elipse ao longo do comprimento são apresentados na TAB. 4.1, em que zero corresponde à extremidade proximal e 100 à extremidade distal. Para o segmento BC, foram escolhidos cinco pontos em função das características da sua distribuição de massa.

Em seguida, com os pontos de medição definidos, os raios das elipses foram medidos nas imagens de tomografia, através do software Invesalius, para cada bezerro. As medições obtidas por meio do modelo 3D foram conferidas com as medidas realizadas com paquímetro e fita métrica, para aferição do modelo.

TABELA 4.1

Pontos para medição do raio da elipse em relação ao percentual do comprimento L proximal-distal do segmento

Segmento	Ponto1 [%L]	Ponto2 [%L]	Ponto 3 [%L]	Ponto4 [%L]	Ponto 5 [%L]
AB	0,0	35,0	82,0	100,0	-
BC	0,0	12,0	58,0	82,0	100,0
CD	0,0	12,5	72,5	100,0	-
DE	0,0	31,0	71,0	100,0	-

A média da medida dos raios obtidos da tomografia computadorizada foi colocada em função do comprimento total do segmento, assim como a massa de cada segmento, que foi dada em função da massa total de cada animal. Os valores dos raios e massas estão definidos na TAB. 4.2.

O modelo de tronco de elipse dos animais, que passaram pelo exame de tomografia computadorizada, foi construído e os parâmetros obtidos foram comparados com os parâmetros inerciais dos modelos 3D em que a geometria foi preservada. Os valores estão apresentados na Tabela 4.3. O menor erro médio relativo para o momento de inércia obtido do modelo de tronco de elipse foi de 0,95% para o segmento AB, enquanto para o segmento BC foi obtido o maior erro médio relativo de 6,8%. O segmento CD obteve o maior erro médio relativo para a localização do centro de massa de 10,86% e o menor foi de 1,5% para o segmento AB.

TABELA 4.2

Raios e massas dos segmentos do membro pélvico para construção do modelo de elipse

<b>Raios e massa</b>	<b>Boleto</b>	<b>Jarrete</b>	<b>Perna</b>	<b>Coxa</b>
<b>Massa [kg]</b>	0,006M	0,013M	0,024M	0,055M
<b>rr<sub>1</sub></b>	0,25L <sub>AB</sub>	0,19L <sub>BC</sub>	0,32L <sub>CD</sub>	0,39L <sub>DE</sub>
<b>r<sub>1</sub></b>	0,24L <sub>AB</sub>	0,10L <sub>BC</sub>	0,14L <sub>CD</sub>	0,22L <sub>DE</sub>
<b>rr<sub>2</sub></b>	0,19L <sub>AB</sub>	0,15L <sub>BC</sub>	0,30L <sub>CD</sub>	0,61L <sub>DE</sub>
<b>r<sub>2</sub></b>	0,23L <sub>AB</sub>	0,13L <sub>BC</sub>	0,12L <sub>CD</sub>	0,21L <sub>DE</sub>
<b>rr<sub>3</sub></b>	0,22L <sub>AB</sub>	0,10L <sub>BC</sub>	0,10L <sub>CD</sub>	0,4L <sub>DE</sub>
<b>r<sub>3</sub></b>	0,26L <sub>AB</sub>	0,05L <sub>BC</sub>	0,06L <sub>CD</sub>	0,19L <sub>DE</sub>
<b>rr<sub>4</sub></b>	0,21L <sub>AB</sub>	0,11L <sub>BC</sub>	0,12L <sub>CD</sub>	0,52L <sub>DE</sub>
<b>r<sub>4</sub></b>	0,25L <sub>AB</sub>	0,10L <sub>BC</sub>	0,07L <sub>CD</sub>	0,22L <sub>DE</sub>
<b>rr<sub>5</sub></b>	-	0,11L <sub>BC</sub>	-	-
<b>r<sub>5</sub></b>	-	0,10L <sub>BC</sub>	-	-

Os valores obtidos para os parâmetros inerciais gerados pelas tomografias computadorizadas podem diferir dos valores reais durante a marcha estudada, já que as imagens foram obtidas com o animal deitado com a musculatura relaxada e com compressão dos tecidos moles laterais, situação que não ocorre no evento analisado. O posicionamento predominantemente vertical, além da contração e relaxamento da musculatura, pode alterar a posição do centro de massa de cada seção. Ao lado disso, a característica bidimensional do modelo, que localiza cada segmento a partir de dois pontos em cada uma de suas extremidades, é uma limitação que por si só carrega erros de maior ordem do que aqueles gerados a partir da suposição que o centro de massa de cada porção do segmento estaria sobre o eixo longitudinal do segmento. Loss (2001) realizou uma análise de dinâmica inversa com dados de parâmetros inerciais obtidos de diferentes métodos (imersão, tomografia e modelos geométricos) para seres humanos, que apresentaram diferenças na ordem de 100%.

Modelo	Segmento Jarrete			Segmento Perna			Segmento Coxa			
	CM [mm]	Massa [kg]	MI [g.mm <sup>3</sup> ]	CM [mm]	Massa [kg]	MI [g.mm <sup>3</sup> ]	CM [m]	Massa [kg]	MI [g.mm <sup>3</sup> ]	CM [m]
15	49,02	0,520	15378675,75	153,8	1,031	22755562,37	126,47	2,569	64704914,13	151,64
10	50,22	0,520	14708250,15	134,32	1,031	23836795,26	111,83	2,569	67382389,10	129,55
0	48,11	0,550	16323644,81	155,1	1,087	21620586,77	119,42	2,255	76013411,17	153,99
8	49,53	0,550	15556677,31	149,3	1,087	21728398,30	112,9	2,255	76764222,29	135,00
8	60,64	0,637	13110033,41	110,48	1,176	22448652,43	111,71	2,695	65466451,34	118,95
11	60,32	0,637	14249427,06	113,8	1176	21774763,64	100,54	2,695	69726256,48	128,37
10	61,90	0,871	17799563,79	111,2	1608	30034213,92	112,64	3,685	80886257,56	129,16
19	61,84	0,871	19483811,19	112,5	1608	28924840,09	111,80	3,685	81354287,99	118,0
	1,5%	-	6,8%	5,14%	-	2,99%	6,95%	-	3,05%	10,86%

No resultado final de seu estudo, foi verificado que as forças e momentos resultantes apresentaram pouca influência para o período de apoio ao passo. Os valores obtidos de forças e momentos foram muito semelhantes durante a etapa de maior intensidade da força e momento em todas as articulações estudadas. A partir do instante em que o pé faz contato com o solo, e à medida que o peso do corpo é transferido de um apoio para o outro, a componente distal da força cresce e atinge valores muito superiores às parcelas associadas aos parâmetros inerciais. Na análise realizada para o período de balanço, ou seja, quando o pé não está em contato com o solo, a força na articulação proximal do tornozelo é dada única e exclusivamente por componentes que dependem dos parâmetros inerciais: o peso e a componente inercial. A força de reação do solo, durante a fase aérea de qualquer movimento, é nula. Desse modo, os valores encontrados para as forças sobre o segmento, durante a fase aérea, são altamente dependentes dos parâmetros inerciais. Como neste estudo a fase aérea do movimento foi desconsiderada, o uso de diferentes métodos para definição de parâmetros inerciais não influenciariam grandemente nos resultados finais obtidos.

#### **4.2 Análises cinemática e cinética**

Para a avaliação dos dados provenientes da força sobre a plataforma foram utilizados os resultados dos trabalhos realizados por Rodrigues (2008) e van der Tol et al. (2003). Já os resultados das forças e momentos resultantes em cada articulação serão analisados levando-se em consideração os resultados obtidos de estudos com outros quadrúpedes, já que não foram encontrados na literatura trabalhos com bovinos que apresentassem o tipo de marcha e os dados verificados nesta pesquisa.

Através dos valores inerciais estimados com as informações da TAB 4.4, os dados da plataforma de força e os de deslocamento dos marcadores extraídos do software SimiMotion, as curvas de força e momento de cada animal foram obtidas. O valor médio e desvio padrão das forças máximas de reação vertical com o solo na condição de caminhada no membro pélvico direito foram de  $4,38 \pm 0,77$  N/kgf, correspondendo a 45% do peso médio dos animais. No experimento realizado por Rodrigues (2008), o pico de força de reação no solo vertical, para um bezerro de 136kgf, foi de 42% da massa do animal.

TABELA 4.4

Comprimento dos segmentos considerados na análise de dinâmica inversa,  
massa total e velocidade da marcha de cada animal

ANIMAL	Boleto [m]	Jarrete [m]	Perna [m]	Coxa [m]	Massa [kg]	Velocidade[m/s]
1	0,115	0,280	0,295	0,223	54,0	0,61
2	0,106	0,244	0,307	0,235	59,5	0,59
3	0,106	0,245	0,271	0,208	46,0	0,92
4	0,116	0,290	0,251	0,202	52,0	0,44
5	0,116	0,348	0,290	0,223	50,0	0,93
6	0,135	0,348	0,291	0,242	67,0	0,58

As curvas da variação da força na condição de caminhada em relação ao tempo apresentam uma forma aproximada de M para reação vertical e em S para reação horizontal, com indicação clara das fases de contato dos talões, frenagem máxima, apoio médio, propulsão máxima e propulsão final (FIG. 4.3), conforme descrito nos trabalhos de Rodrigues (2008) e van der Tol et al.(2003). Os valores de cada fase e os de pico são apresentados na TAB. 4.5.

O pico máximo ocorre no momento em que o animal encontra-se apoiado sobre o membro pélvico direito e o torácico esquerdo, enquanto a fase de propulsão máxima acontece quando o animal está apoiado sobre o membro pélvico direito e o torácico direito. As posições encontradas são semelhantes às descritas por van der Tol et al.(2003). A fase de propulsão durou cerca de 60% do período analisado.

Os animais caminharam sobre a plataforma de seis metros a uma velocidade média de  $0.6 \pm 0.20$  m/s. A TAB. 4.5 apresenta o resultado da média da força de reação com o solo nas direções proximal-distal e crânio-caudal, todos normalizados em relação ao peso médio dos animais,  $53 \pm 7.5$ kgf. Durante a fase de contato dos talões o valor da força vertical atinge aproximadamente 38% do pico máximo de força durante o período de apoio ao passo. A fase de frenagem máxima corresponde ao valor de mínimo da curva de força horizontal, ou seja ponto em que ocorre maior frenagem, e apresenta o um alto valor de força vertical chegando a 87,33% do pico máximo.

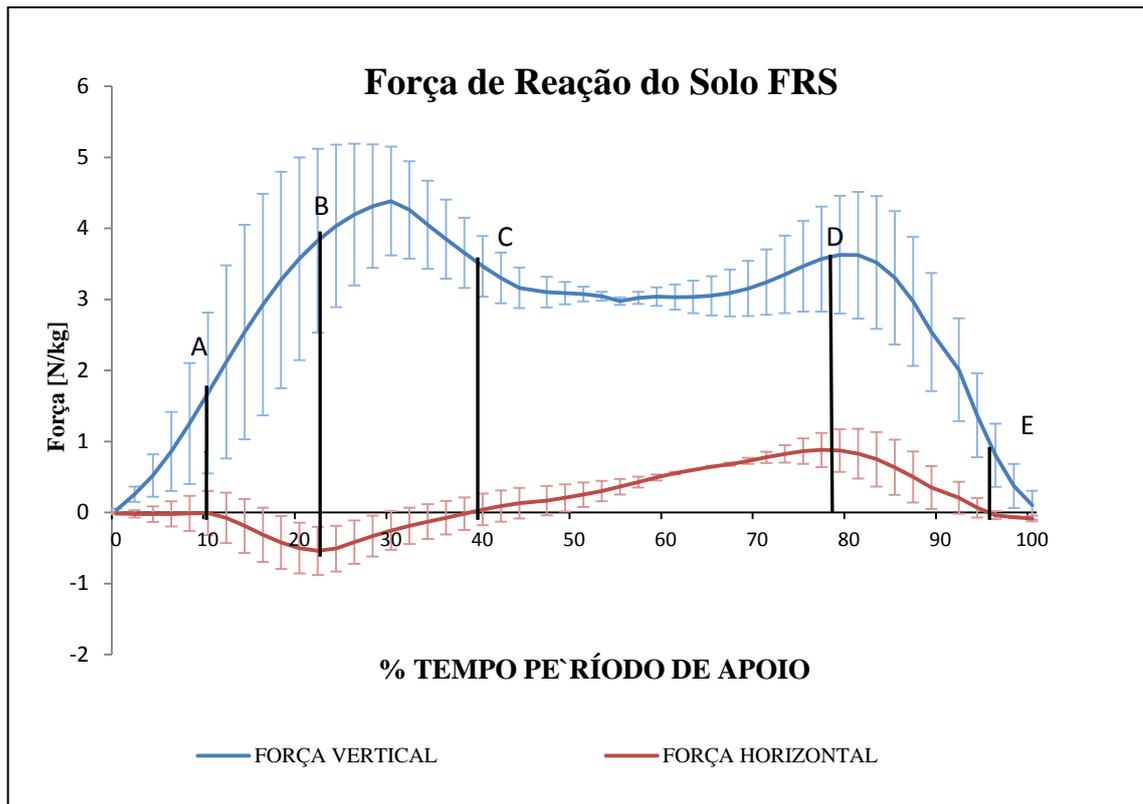


FIGURA 4.3- Gráfico de força de reação com o solo vertical (Próxima-distal) e horizontal (Crânio-caudal), com representação das fases de (A) Contato dos talões, (B) Frenagem máxima, (C) Apoio médio, (D) Propulsão máxima e (E) Propulsão final. Abaixo do gráfico as imagens do animal em cada uma das fases.

Já para a fase de apoio médio o valor da força horizontal é nula valor também encontrado no estudo de Rodrigues (2008); a fase de propulsão máxima apresenta o maior valor de força horizontal do período de apoio ao passo, e a fase de propulsão final a 31,23% da força vertical em conformidade com os resultados obtidos no estudo de van der Tol et al. (2003) e Rodrigues (2008) .

TABELA 4.5

Forças de reação no solo média e desvio padrão nos cinco instantes de contato e força máxima

Força (N/kg)	Contato de Talões A	Frenagem máxima B	Apoio médio C	Propulsão máxima D	Propulsão final E	Pico Máximo
<b>FRS<sub>vertical</sub></b>	1,681(1,13)	3,825(0,34)	3,467(0,43)	3,567(0,74)	1,368(0,59)	4,380(0,77)
<b>FRS<sub>horizontal</sub></b>	-0,008(0,35)	-0,540(1,29)	0,000(0,23)	0,880(0,24)	0,066(0,13)	0,880 (0,24)

O movimento angular médio em relação a horizontal, realizado por cada segmento, está apresentado no GRA 4.1. O boleto apresentou maior deslocamento angular médio durante o período, em torno de 55°. Para o instante de maior pico de força, o boleto está posicionado em relação a horizontal a (Média±DP)  $117,87^{\circ}\pm 3,55^{\circ}$ ; o segmento jarrete,  $103,72^{\circ}\pm 0,76^{\circ}$ ; a perna  $65,5^{\circ}\pm 6,77^{\circ}$  e, por fim, para a coxa,  $116,22^{\circ}\pm 27,24^{\circ}$ . No trabalho de Rodrigues (2008), foi apresentada apenas a posição do fêmur, correspondente ao segmento da coxa neste estudo, nas quatro fases do período de apoio e no pico máximo. Apesar de seu estudo ter sido feito com um animal com idade superior a 60 dias, o valor de  $113,57^{\circ}$  apresentado ficou aproximado ao ângulo médio do fêmur encontrado neste estudo.

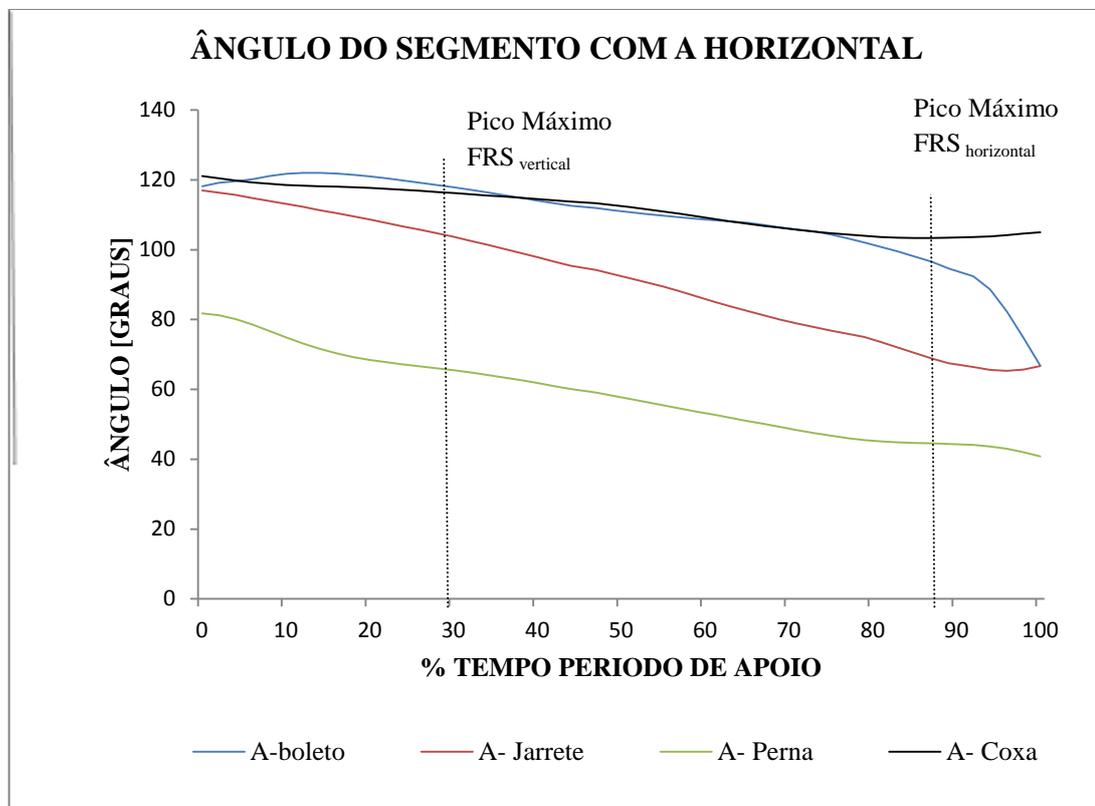
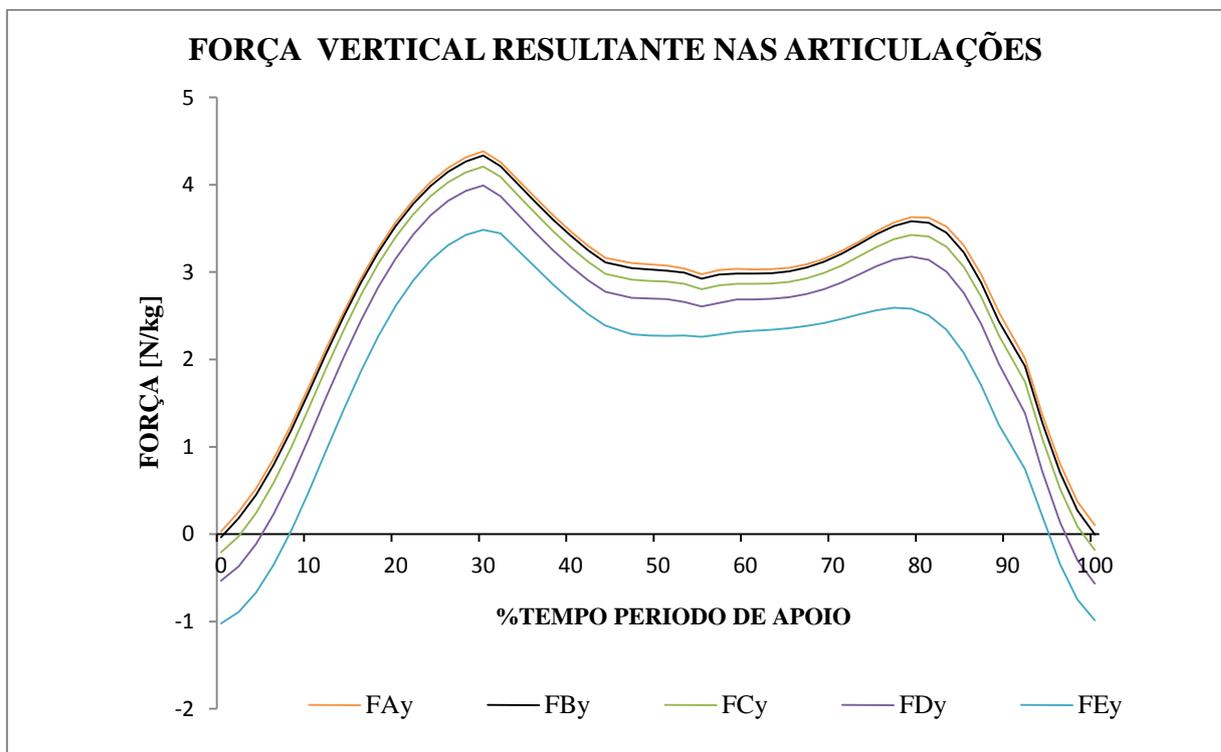


GRÁFICO 4.1– Deslocamento angular de cada segmento em relação a horizontal: A-boleto representa o deslocamento angular do boleto; A- Jarrete b representa o deslocamento angular do jarrete; A-Perna representa o deslocamento angular da perna e A-Coxa o deslocamento angular da coxa.

Através das rotinas desenvolvidas no ambiente MatLab foram obtidas as resultantes em cada articulação, sendo os valores apresentados na FIG. 4.4. As forças apresentadas nos gráficos são as forças distais de cada segmento, para facilitar a análise visual das curvas obtidas. A força máxima resultante vertical na articulação proximal no segmento da coxa é 20,5% inferior à máxima obtida no ponto de contato com o solo, chegando a 35,5% do peso

total do animal. A articulação proximal do segmento da perna apresentou maior força de reação horizontal para a fase de frenagem máxima, 19% acima do ponto de contato com o solo. As reações verticais negativas apresentadas, assim como as forças horizontais apresentadas no início e no final de contato da pata do animal com a plataforma, são atribuídas às parcelas das componentes inerciais responsáveis pela força resultante ao longo do tempo. No primeiro e no último instante, a força sobre os segmentos é dada exclusivamente pelas parcelas do peso do segmento e pela componente inercial devido a sua aceleração, já que a força de reação pelo impacto com o solo é nula.



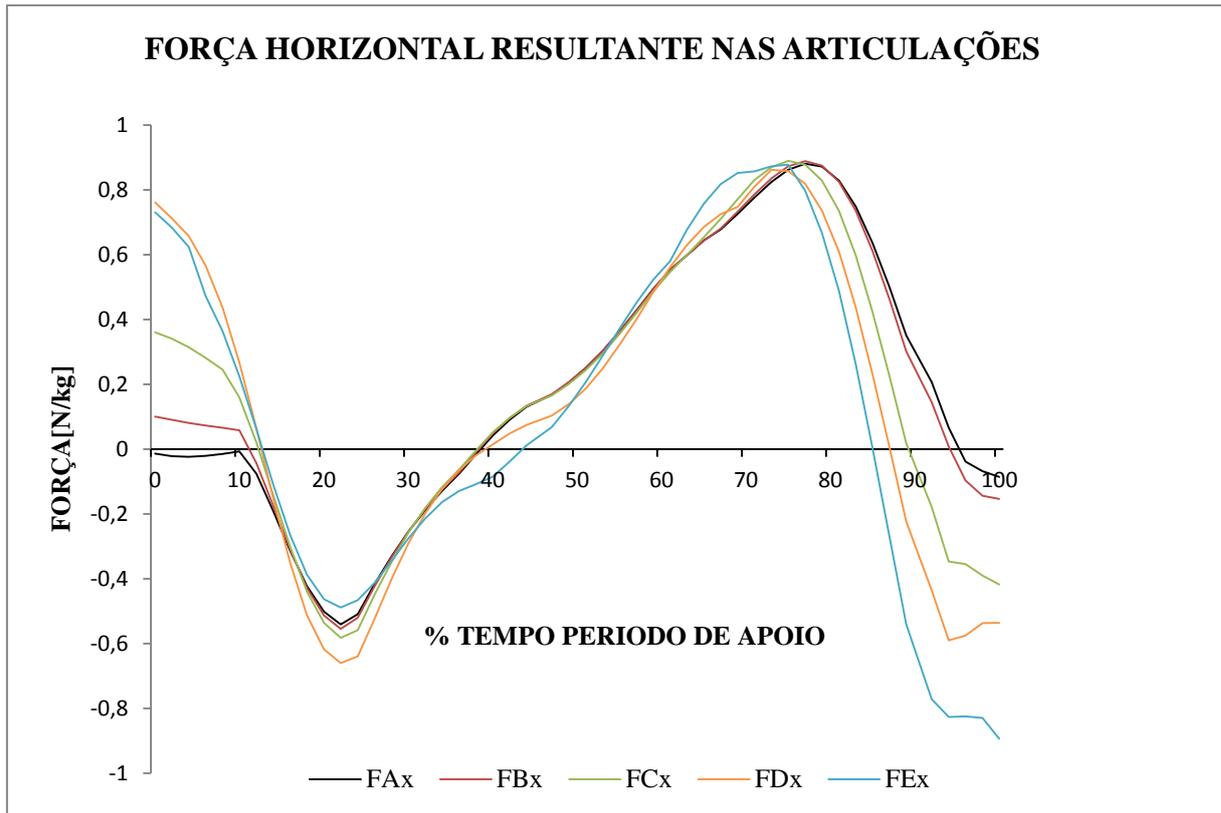
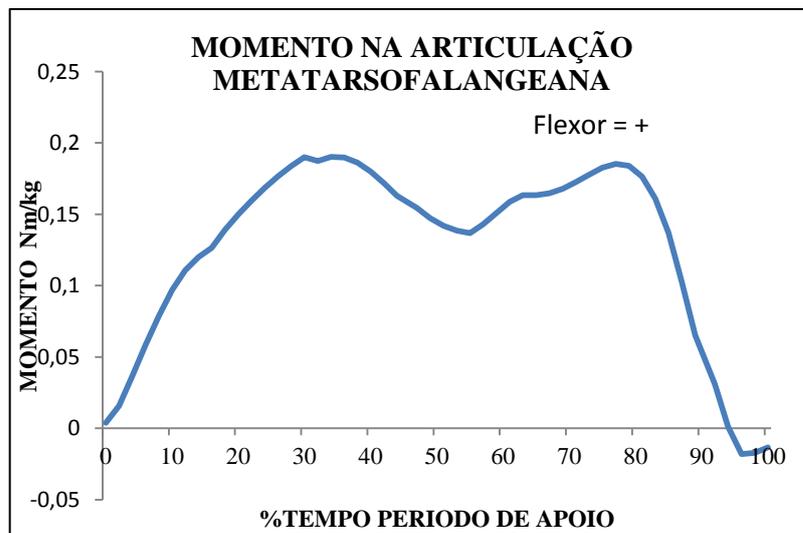


FIGURA 4.4 - Forças de reação vertical acima, representada por  $y$  e horizontal (crânio-caudal), enquanto abaixo é representada por  $x$ . FA é a força no ponto de contato com a plataforma, FB é a força na articulação metatarsofalangeana, FC é a força sobre a articulação intertársica proximal, FD a força sobre a articulação femuro-tibial e FE a força sobre a articulação coxo-femoral.

Os momentos resultantes nas articulações são apresentados na FIG. 4.5. O momento na articulação metatarsfalangeana foi predominantemente flexor, apresentando o primeiro pico a 30,7% do período de apoio, coincidindo com o pico máximo de força vertical. Aos 5% finais, o segmento apresenta momento extensor instantâneo de propulsão final do período. O momento na articulação intertársica proximal foi predominantemente extensor, apresentando um pico máximo a 35% do período de apoio. O momento flexor na articulação da femoro-tibial teve pequena duração nos momentos iniciais do período de apoio correspondendo à fase de aterrissagem, predominando o momento extensor, na fase de impulsão, com um pico mínimo de  $-0,5 \text{ Nm/kg}$  a 86% do período, instante que coincide com a fase de propulsão máxima do período analisado. O momento da articulação coxo-femoral foi predominantemente extensor apresentando o seu pico máximo em torno de 24,54% do período de apoio e com um curto período extensor apresentando seu ponto de mínimo a 95% do período de apoio da marcha.

Uma questão que chama a atenção está ligada ao instante em que a força atinge o seu ponto máximo. Ainda analisando a FIG. 4.4 nota-se claramente que o pico de força horizontal

na articulação coxo-femoral ocorre alguns instantes antes do pico de força nas articulações femuro-tibial e intertársica proximal, praticamente coincidentes entre si no tempo, embora a articulação femuro-tibial já esteja começando a decair a força, enquanto a intertársica proximal ainda permanece no valor máximo. É importante salientar que este momento de força máxima corresponde a um momento de “impulsão”, quando o animal vai perder o contato com o solo, e não ao de “aterrissagem”, instante no qual o animal impacta o casco com o solo. Neste caso, a componente inercial da parcela de força que concorre à articulação coxo-femoral é que está fazendo a diferença. Analisando as diversas componentes responsáveis pela força resultante ao longo do tempo, nota-se que a componente da força de reação com o solo no ponto A atinge seu ponto máximo no mesmo instante que a força de reação nas demais articulações. Entretanto, a parcela correspondente à força inercial, que depende da aceleração e da massa deste segmento, possui valores elevados imediatamente antes deste instante de força máxima de reação com o solo, contribuindo para que o pico de força resultante seja deslocado levemente no tempo.



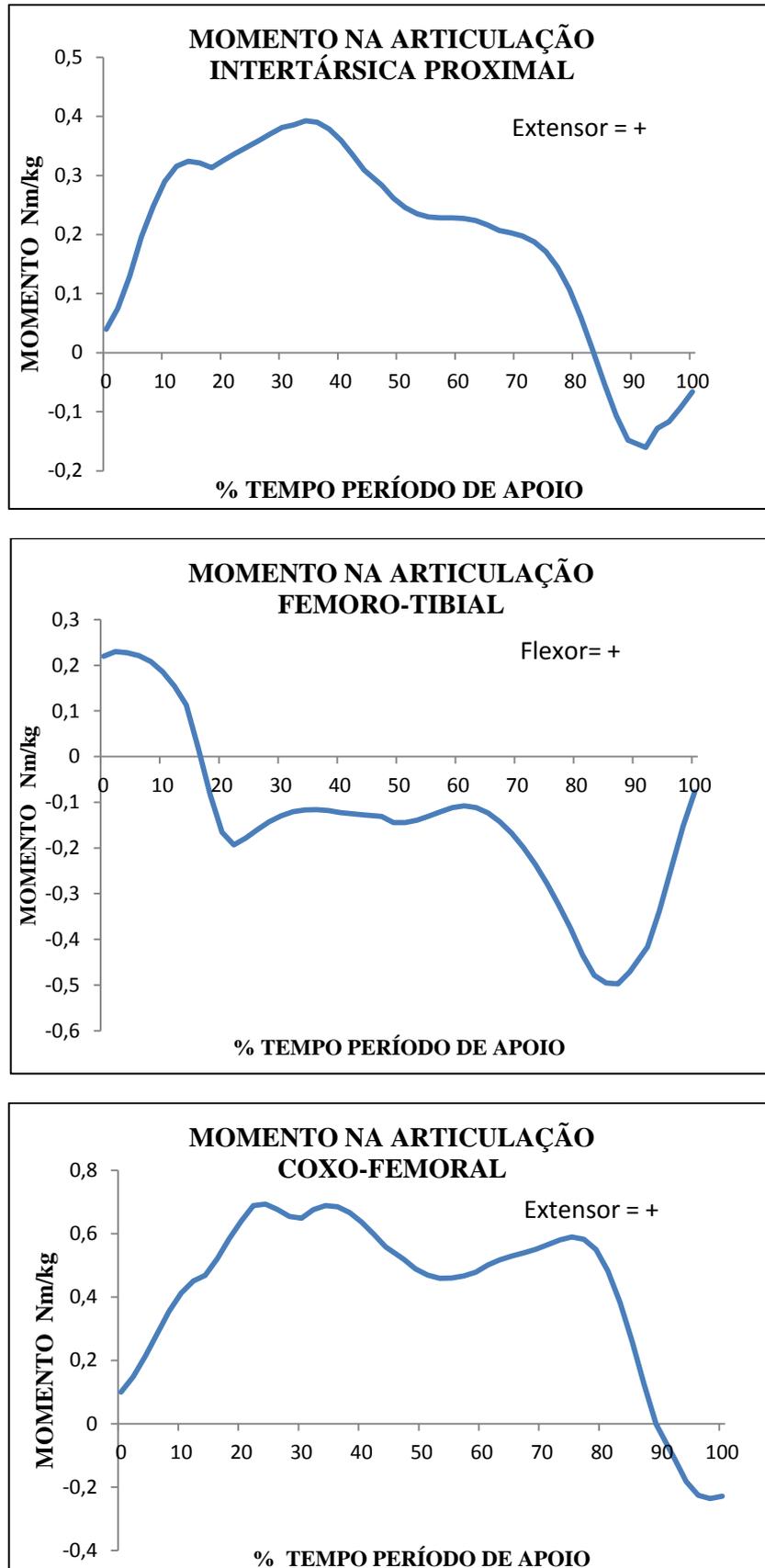


FIGURA 4.5 - Momento médio nas articulações do membro pélvico durante o período de apoio da marcha normal.

Em comparação com outros quadrúpedes, os momentos apresentados para os bezerros nesta pesquisa foram semelhantes ao dos cavalos (COLBORNE et al., 1998; CLAYTON et al., 2000, 2001), com a exceção de que Colborne et al. (1998) definiu o lado flexor da articulação intertársica proximal para estar no lado do cranial, resultando, assim, em um momento predominantemente extensor nesta articulação. Comparado ao trabalho proposto por Thorup et al (2007a) para os porcos, as curvas obtidas para os bezerros são bastante semelhantes (FIG.5.1). Isso acontece, por exemplo, no segmento DE, que apresentou um momento predominantemente extensor do que dos cavalos, assim como outros aspectos importantes, como a velocidade da marcha do animal, que, no caso dos cavalos, foi o dobro da utilizada neste estudo. Apesar de normalizadas pelo peso, as magnitudes dos momentos dos bezerros, apresentados nesta pesquisa, foram menores do que as magnitudes apresentadas por cavalos e um pouco maior do que as magnitudes apresentadas para os momentos nos porcos, assemelhando-se mais a estes últimos. As divergências, no entanto, podem ser atribuídas a diferentes métodos de modelagem e ao tamanho dos segmentos de cada animal. Aqui, optou-se por utilizar uma análise bidimensional, enquanto, no caso dos equinos, foi realizada uma análise tridimensional.

Alguns trabalhos com animais estabelecem uma relação entre as altas amplitudes de momentos encontrados com doenças articulares degenerativas. Thorup et. al. (2007a) relaciona os resultados obtidos nas articulações coxo-femoral e femoro-tibial encontradas nos suínos à incidência de atroses, já que são mais propícias a ocorrer nos segmentos proximais do que nos distais de porcos. Em cães, observa-se que a articulação do joelho (DURANA, 2009), do ombro (MATERA; TATARUNAS, 2007) e a articulação coxofemoral (ROCHA, 2012) são as mais acometidas e, invariavelmente, desencadeiam processos degenerativos (DENNY; BUTTERWORTH, 2006), decorrente de seu uso excessivo ou de conformações inadequadas que predis põem às forças indesejadas sobre a cartilagem. Em bovinos, como toda a atenção até o momento tem sido dada ao estudo de doenças podais, que são as mais recorrentes, não foram encontradas pesquisas relacionadas a momentos articulares e processos degenerativos nas articulações. No entanto, os resultados aqui obtidos podem estimular novos estudos, associando as doenças osteomusculares, como artroses e tendinites, ou o agravamento delas em bovinos, já descritas em vários trabalhos (BARTELS, 1975; ANDREWS et al., 2004; DIVERS, 2008), à distribuição de carga nas articulações durante a marcha.

Os momentos aqui apresentados não permitem analisar a atividade muscular ou qual grupo muscular está agindo sobre determinada articulação, uma vez que estes momentos

representam a soma de todos os músculos atuando sobre a articulação. Para isso, seria necessário outro tipo de análise, como a eletromiografia, por exemplo. Da mesma forma, a força de reação obtida, com base na dinâmica inversa, não inclui as forças causadas pela contração muscular. Portanto, a força de reação total (força osso no osso) pode ser subestimada. A força de reação total pode ser calculada adicionando à força muscular à força de reação encontrada no estudo.

A parte cinemática do presente estudo foi baseada em marcadores de pele, que foram objeto do movimento sobre as estruturas esqueléticas, movimentos que podem potencialmente introduzir erros de medição. Deslocamentos da pele nas partes proximal (VAN WEEREN et al., 1990) e distal (VAN WEEREN et al., 1988) dos membros de cavalos foram quantificados. Além disso, os modelos de correção para o deslocamento da pele em cavalos foram apresentados (VAN WEEREN et al., 1992). Estes estudos mostraram que o deslocamento da pele de eqüinos foi maior nas articulações mais proximais do que nas distais, sendo maior no membro torácico do que no pélvico, e apresentou maior relevância durante a fase de balanço. Em bovinos, o deslocamento da pele não tem sido investigado e o modelo de correção para cavalos não pode ser utilizado em razão das diferenças anatômicas entre os dois animais. Com isso, o efeito do deslocamento de pele dos bezerros durante a marcha nesta pesquisa não foi considerado. No entanto, este estudo relatou resultados de uma única fase de apoio, durante a qual os erros decorrentes de deslocamento da pele, presumivelmente, são mínimos.

A análise mecânica de cargas sobre as várias estruturas (ossos articulações, músculos, ligamentos) tem sido um tópico importante de investigação em biomecânica. As pesquisas são estimuladas por questões diversas, tais como em diagnóstico de doenças e reabilitação. Para a finalidade de construção de próteses e hastes, o entendimento dos esforços assume elevada importância para o seu dimensionamento ótimo e redução de custos, além de contribuir para melhores métodos de cirurgia e prevenção de doenças osteomusculares.

Embora a abordagem matemática do estudo seja bidimensional, o modelo sugerido procura contemplar uma lacuna das pesquisas na área da biomecânica de bovinos. Sendo o membro pélvico uma estrutura complexa, articulada tridimensionalmente, um modelo bidimensional sofre certamente limitações, falhando em não considerar os efeitos de rotação e adução e abdução em planos transversais. É possível inserir modelos tridimensionais, embora, nesse caso, a complexidade seja parcialmente reduzida a um problema “quase plano” pela definição estática das articulações, com apenas um grau de liberdade (GLITSCH; BAUMANN, 1997) ou, ainda, pela divisão do problema em planos perpendiculares entre si, combinando diversas análises bidimensionais (ENG; WINTER, 1995). Entretanto, o número

de parâmetros necessários para caracterizar o comportamento cinemático cresce drasticamente (COLLINS, 1995). Considerando o mecanismo do membro pélvico apenas no plano sagital, o entendimento de algumas funções e interações dos componentes músculo-esqueléticos pode ser obtido, antes de se confrontar com a complexidade de um modelo em três dimensões.

Todo estudo biomecânico depende da determinação de grandezas mecânicas, que podem ser interpretadas, como propriedades de um corpo em análise comportamental ou mesmo entendidas no processo de desenvolvimento como sendo passível a alterações. Medir uma grandeza física significa estabelecer uma relação entre esta e uma grandeza-unidade de mesma natureza. Padronizar procedimentos de medida em biomecânica torna-se uma tarefa difícil, pois o processo de coleta, armazenamento e digitalização de dados depende muito dos avanços tecnológicos e das mudanças que ocorrem, o que nos impede de traçar técnicas definitivas. Essas mudanças ocorrem no sentido tanto da pesquisa básica do desenvolvimento de equipamentos e materiais, quanto nas aplicações da biomecânica (WOLTRING, 1992).

## 5. CONCLUSÕES E SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

Ao término da presente pesquisa, constatou-se que, a partir do modelo aqui apresentado, serão possíveis análises de diversas situações, comparando-se atividades realizadas segundo diferentes estratégias mecânicas e musculares destes animais. O método proposto contribui para a utilização mais ampla dos recursos humanos e materiais disponíveis em nossa Universidade.

A partir dos objetivos propostos e com base nos resultados apresentados é possível afirmar que:

- O método apresentado para o cálculo da força articular, baseado na dinâmica inversa, se mostrou adequado, na medida em que valores encontrados foram confrontados com estudos de outros quadrúpedes (COLBORNE et al., 1998; CLAYTON et al., 2000, 2001; THORUP et al., 2007a; RODRIGUES, 2008).
- A medição de parâmetros inerciais com base em imagem de tomografia computadorizada permitiu as características morfológicas dos animais estudados, sendo possível a obtenção do centro de massa e momento de inércia em torno de um eixo transversal ao plano sagital para os segmentos dos membros inferiores.
- O uso do tronco de elipse é uma alternativa menos dispendiosa e fácil para o cálculo dos parâmetros inerciais do membro pélvico de bezerros jovens, dispensando quaisquer equipamentos para a obtenção dos resultados. Apesar de apresentarem erros médios relativos de no máximo 10,1% para a localização do centro de massa, no que se refere a fase de apoio ao passo na marcha do animal, não afeta sobremaneira o valor calculado para as forças internas, através da dinâmica inversa.

As próximas etapas do trabalho incluem a aplicação do modelo para os diversos tipos de marcha dos bezerros, ampliação do modelo para análises tridimensionais e análises de mecânica inversa para as ações de deitar e levantar do animal, aplicação dos carregamentos em modelos computacionais para estudo de remodelação óssea, análise da marcha de bezerros jovens acometidos por doenças podais e pós cirúrgico de membros pélvicos para análise das curvas de força e deslocamento.

## ABSTRACT

The main purpose of this research is to obtain the internal forces on the joints, as well as the moments on the segments of young calves hind limb's obtained by inverse dynamic analysis of their gait during the stance phase. A biomechanical two-dimensional model of the animal's limb was developed and implemented in MATLAB to make this study possible. The input variables were obtained experimentally, with the kinematic and kinetic data collected through the technique of cinemetry and using the force plate provided by the Laboratório de Biomecânica do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), of Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). For acquisition of inertial parameters (mass, center of mass and moment of inertia) of each segment, it was developed a methodology based on the construction of a simplified geometric model of a solid elliptical section from computerized tomography images produced at Veterinary Hospital of UFMG, with the purpose to obtain these parameters *in vivo*. The results of the simulation using solid elliptical section indicate that the model is a less expensive alternative and easy to calculate the inertial parameters of young calves, not requiring any equipment to obtain the results, showing relative error of up 10,9% to locate the center of mass, when compared to the values extracted by the computerized tomography, in which the original geometry of each segment is obtained from the segmentation of images and the density of each tissue is given to the obtained model. The results of dynamic analyses indicate that this technique is appropriated to evaluate the forces and the moments arising at the joints of the hind limb, as long as the values found match with the obtained results from studies of other quadrupeds (COLBORNE et al., 1998; CLAYTON et al., 2000, 2001; THORUP et al., 2007a; RODRIGUES, 2008). The magnitudes in the joint moments of the calves presented in this study were lower than those showed on horses and a little higher than those presented in pigs, being similar to the last one. The differences, however, can be attributed to the different methods of modeling and the segment's size of each animal. From the presented methodology, it will be possible to perform analysis of various situations, comparing the activities performed according different mechanical strategies and muscle of these animals.

This study was approved by the Ethics Committee for Animal Experimentation of UFMG (protocol 136/09).

***Keywords:*** *Inverse dynamics, hind limb, joint forces, joint moments, young calves.*

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALKJÆR, T.; SIMONSEN, E. B.; DYHRE-POULSEN, P. Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. *Gait Posture*. v. 13, n. 2, p.73-77, Abr. 2001.
2. ANDREWS, A.H.; BLOWEY, R.W., BOYD, H., EDDY, R.G. *Bovine Medicine Diseases and Husbandry of Cattle*. Blackwell Science, 2004.
3. ANDREWS, J.G. Biomechanical analysis of human motion. *Kinesiology*. v. IV, p. 32-42, 1974.
4. ANDREWS, J.G.; HAY, J.G. Biomechanical considerations in the modeling of the muscle function. *Acta Morphol Neerl- Scand*. v. 21, n. 3, p. 199-223, Set. 1983.
5. BACA, A. Precise determination of anthropometric dimensions by means of image processing methods for estimating human body segment parameter values. *J Biomechanics*, v. 29, n. 4, p. 563-567, Abr. 1996.
6. BARBARA, S. A. *Processamento de imagens médicas tomográficas para modelamento virtual e física: o software InVesalius*. 2006. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.
7. BARTELS, J.E. Femoral-Tibial Osteoarthritis in the Bull: I. Clinical Survey and Radiologic Interpretation. *Veterinary Radiology*, v. 16, n. 5, p. 151-158, Set. 1975.
8. BARTER, JT. *Estimation of the mass of body segments*. Technical Report (TR-57-260). Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1957.
9. BERG, R.T.; BUTTERFIELD, R.M. *New concepts of cattle growth*. Sidney: Sidney University, 1976. 240p.
10. BOBBERT, M.F.; SCHMHARDT, H.C.; NIGG, B.M. Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *J Biomechanics*. v. 24, n. 12, p. 1095-1105, Jan. 1991.
11. BÖTSMAN, O. Absorbable implants for the fixation of fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*, Boston, v. 73, n. 1, p. 148-153, Jan., 1991.
12. BUCHNER, H.H.F.; SAVELBERG, H.H.; SCHAMHARDT, H.C.; BARNEVELD, A. Inertial properties of Dutch warmblood horses. *J Biomechanics*, v. 30, n. 6, p. 653-658, Jun., 1997.
13. CARVALHO, P.A.; SANCHEZ, L.M.B.; VELHO, J.P.; PIRES, C.C.; VIEGAS, J. Crescimento alométricos de componentes da carcaça de bezerros de origem leiteira na fase inicial do crescimento pós-natal. *Cienc. Rural*, Santa Maria, v. 37, n. 1, Jan./Fev., 2007.

14. CHAFFIN, D.B.; ANDERSON, G.B.J.; MARTIN, B.J. *Biomecânica Ocupacional*. Belo Horizonte: Ergo Editora, 2001. 597p.
15. CLAYTON, H. M.; HODSON, E; LANOVAZ, J. L. The forelimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Veterinary Journal*. v. 32, n. 4, p. 295–299, Jul., 2000.
16. CLAYTON, H. M.; HODSON, E.; LANOVAZ, J. L.; COLBORNE, G. R. The hindlimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers. *Equine Veterinary Journal*. v. 33, n. 1, p. 44–48, Jan., 2001.
17. CLAUSER, C.E. ; MCCONVILLE, J.T. ; YOUNG, J.W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report (TR-69-70). Wright-Patterson Air Force Base, 1969
18. COLBORNE, G. R.; LANOVAZ, J. L.; SPRIGINGS, E. J.; SCHAMHARDT, H. C.; CLAYTON, H. M. Forelimb joint moments and power during the walking stance phase of horses. *Am. J. Vet. Res.* v. 59, n. 5, p. 609–614, Mai., 1998.
19. COLLINS, J.J. The redundant nature of locomotor optimization laws. *J Biomechanics*, p. 28, n. 3, p. 251-267, Mar., 1995.
20. CRUZ, S.S., Comparação de peso e rendimento de carcaça entre vacas bovinas e bubalinas. Defesa de Mestrado, Universidade Federal do Pará, 2008.
21. DEMPSTER, W.T. Space Requirments of the seated operator. WADC Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Forces Base, Ohio, 1955.
22. DENNY, H. R.; BUTTERWORTH, S. J. *Cirurgia ortopédica em cães e gatos*. São Paulo: Editora Roca, 2006.
23. DE MARVAL, C.A.; RODRIGUES, L.B.; JORDÃO, L.R.; LAS CASAS, E.B.; FALEIROS, R.R. Haste bloqueada de polipropileno em bezerros: avaliação ex vivo. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, v. 58, Supl.2, p.108, 2006.
24. DIVERS, T.J. *Rebhun's diseases of dairy cattle*. Missouri: Elsevier, 2008.
25. DOGAN, S.; MANLEY, P. A.; VANDERBY JR., R.; KOHLES, S. S.; HARTMAN, L. M.; MCBEATH, A. A. Canine intersegmental hip joint forces and moments before and after cemented total hip replacement. *J Biomechanics*, v. 24, n. 6, p. 397-407, 1991.
26. DURANA, J.N. *Caracterização da clínica cirúrgica da ruptura do ligamento cruzado cranial em canídeos*. 2009. 94f. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária) - Faculdade de Medicina Veterinária, Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa, 2009.
27. DURKIN, J.L.; DOWLING, J.J. Body segment parameter estimation of the human lower leg using an elliptical Model with Validation from DEXA. *Annals of Biomechanical Engineering*, v. 34, n. 9, p.1483-1493, Set., 2006.

28. ENG, J.J.; WINTER, D.A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomechanics*, v. 28, n. 6, p. 753-758, Jun., 1995.
29. GLITSCH, U.; BAUMANN, W. Three-dimensional determination of internal load in the lower extremity. *J Biomechanics*, v. 30, n 11-12, p. 1123-1131, Nov./Dez., 1997.
30. GREGOR, R.J.; ABELEW, T.A. Tendon force measurements and movement control: a review. *Med Sci Sports Exerc.*, v. 26, n. 11, p. 1359-1372, Nov. 1994.
31. GREENOUGH, P.R.; WEAVER, A.D. *Lameness in cattle*. 1.ed., Filadélfia, Londres, Toronto, Montreal, Sidney, Tóquio: Saunders, 1997. p. 324-336.
32. HANAVAN, EP. *A mathematical model of the human body*. Technical Report, Aerospace Medical Research Laboratory (TR-64-102). Wright-Patterson Air Force Base, 1964.
33. HALL, S.J. *Biomecânica básica*. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 1993. p. 81.
34. HATZE, H. A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system. *J Biomechanics*, v. 10, n. 11-12, p. 709-805, 1977.
35. HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *J Biomechanics*, v. 13, p. 833-843, Abr., 1980.
36. HUANG, H. K.; WU, S. C. The evaluation of mass densities of the human body in vivo from CTscans. *Comput Biol. Med.*, v. 6, n. 4, p. 337-343, Out., 1976.
37. HUANG, H.K.; SUAREZ, F.R. Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans and laboratory animals using computerized tomography. *J Biomechanics*, v. 16, n. 10, p. 821-832, 1983.
38. HAY, JG. The center of gravity of the human body. *Kinesiology HI*. Washington: American Association for Health, Physical Education and Recreation, 1973. p. 20-44
39. HAY, J.G. The biomechanics of sports techniques. 2. ed. Englewood Cliffs, EUA: Ed. Prentice-Hall, 1978.
40. HEFZY, M.S.; GROOD, E.S. Review of knee models. *Appl. Mech. Rev.*, v. 41, n. 1, p. 1-13, 1988.
41. HERLIN, A.H.; DREVEMO, S. Investigating locomotion of dairy cows by use of high speed cinematography. *Equine Veterinary Journal*, v. 29, n. 23, p.106-109, Mai., 1997.
42. KUNZLER, M.R. *Estudo dos desvios geométricos gerados na obtenção de biomodelos a partir de imagens tomográficas*. 2008. 85 f. Dissertação (Mestrado em Metrologia Científica e Industrial) – Programa de Pós-Graduação em Metrologia Científica e Industrial, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.

43. KINGMA, I.; TOUSSAINT, H.M.; LOOZE, M.P.; DIEEN, J.H. Segmental Inertial Parameters Evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segmental model. *J Biomechanics*, v. 29, n. 5, p. 693-704, Mai., 1996.
44. KULWICKI, PV; SCHLEI, EJ; VERGAMINI, PL. *Weightless man: self-rotation techniques*. AMRL Technical Documentary Report (TR-62-129), 1962
45. JENSEN, R.K. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Biomechanics*, v. 11, p. 349-358, 1978.
46. LADIN, Z.; WU, G. Combining position and acceleration measurements for joint force estimation. *J Biomechanics*, v. 24, n. 12, p. 1173-1187, 1991.
47. LAFORTUNE, M.A.; CAVANAGH, P.R.; SOMMER, H.J.; KALENAK, A. Three-dimensional kinematics of human knee during walking. *J. Biomechanics*, v. 25, n. 4, p. 347-357, Abr., 1992.
48. LAWRENCE, T.; FOWLER, V. *Growth of farm animals*. Wallingford, Inglaterra: CAB International, 2002.
49. LEPHART, S.A. Measuring the inertial properties of cadaver segments, *J. Biomechanics*, v.1, n. 7, p-537-543, 1984.
50. LOSS, J.F. *Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes*. 2001. 201 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.
51. LOOZE M.P.; BUSSMANN, J.B.J.; KINGMA, I.; TOUSSAINT, HM. Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting. *Clinical Biomechanics*, v. 7, n. 3, p. 161-170, Aug., 1992.
52. MA, Y.; LEE, K.; LI, L.; KWON, J. Nonlinear regression equations for segmental mass-inertial characteristics of Korean adults estimated using three-dimensional range scan data. *Applied Ergonomics*, v. 42, n. 2, p.297-308, Jan., 2010.
53. MATERA, J.M.; TATARUNAS, A.C. Duas abordagens artroscópicas para a articulação escapuloumeral no cão. *Ciência Rural*, Santa Maria, v.37, n.2, p.432-437, Mar./Abr., 2007.
54. MCCLURE, S.R.; WATKINS, J.P.; ASHMAN, R.B. In vivo evaluation of intramedullary interlocking nail fixation of transverse femoral osteotomies in foals. *Veterinary Surgery*, v. 27, n. 1, p. 29-36, Jan./Fev., 1998.
55. MUNGIOLE, M.; MARTIN, P.E. Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *J Biomechanics*, v. 23, n. 10, p. 1039-46, 1990.

56. MURRAY, R.D.; DOWNHAM, D.Y.; CLARKSON, M.J. Epidemiology of lameness in dairy cattle: description and analysis of foot lesions. *Vet. Rec.*, v. 138, n.24, p. 586-591, Jun., 1996.
57. NIELSEN, C.; STOVER, S. M.; SCHULZ, K. S.; HUBBARD, M.; HAWKINS, D. A. Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk. *Am. J. Vet. Res.*, v. 64, n. 5, p. 609–617, Mai., 2003.
58. PEARSALL, J.D.; REID, J.G.; LIVINGSTON, L.A. Segmental Inertial Parameters of the human trunk as determined from Computed tomography. *Annals of Biomechanics Engineering*, v. 24, p.198-210, 1996.
59. PIETRZAK, W.S.; SARVER, D.; VERSTYNEN, M. 1996. Bioresorbable implants- Practical considerations. *Bone*, v. 19, suppl. 1, p. 109S-119S, Jul., 1996.
60. PEREIRA, C.E.M.; SILVA, J.D.O.M.; ROMEIRO, V.R. Aspectos éticos da experimentação animal. *Acta Cirurgica Brasileira*, São Paulo, v. 13, n. 2, Abr./Mai./Jun., 1998.
61. PHILLIPS, C.J.C; MORRIS, I.D. The locomotion of dairy cows on floor surfaces with different frictional properties. *Journal of Dairy Science*, v. 84, n. 3, p.623–628, Mar., 2001.
62. ROCHA, B.D. *Estudo cinemático associado ao estudo radiográfico na avaliação da displasia coxofemoral em cães da raça Pastor Alemão*. 2012. 59f. Tese (Doutorado em Ciência Animal) - Escola de Veterinária, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.
63. RODRIGUES, L.B.; LAS CASAS, E.B.; LOPES, D.S.; FOLGADO, J; FERNANDES PR, Pires EA, Alves GE, Faleiros RR. A finite element model to simulate femoral fractures in calves: testing different polymers for intramedullary interlocking nails. *Vet Surg*. 41, (7):838-44. 2012.
64. RODRIGUES, L.B. *Análise computacional e ex vivo de uma técnica de redução de fraturas para ossos longos de grandes animais*. 2008. 206f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.
65. ROMANO, L.; FERRÍGNO, C.R.A.; FERRAZ, V.C.M; NINA, M.I.D.; ITO, K.C. Avaliação do uso de haste bloqueada e bloqueio transcortical no reparo de fraturas diafisárias de fêmur em felinos. *Pesquisa Veterinária Brasileira*, v. 28, n. 4, p. 201-206, Abr. 2008.
66. ROSS, R.; LÉGER, L.; GUARDO, R.; DE GUISE, J.; PIKE, B.G. Adipose tissue volume measured by magnetic resonance imaging and computerized. *J Appl Physiol*, v. 70, n. 5, p. 2164-2172, Mai., 1991.
67. SAGUÉS, A.G. et al. (1995). Control de Cojeras en el Ganado Vacuno de Leche. In: *Revista Bovis*. Ediciones Luzan, Madrid. 7-31.

68. SANTOSCHI, W. R.; DUBOIS, J.; OMNOTO, C. Moments of Inertia and Centers of Gravity of the Living Human Body. Aerospace Medical Research Laboratory TDR-63-36, Wrightl - Patterson Air Force Base, Ohio. (AD 410 451). 1963.
69. SARFATY, O.; LADIN, Z. A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. *J Biomechanics*, v. 26, n. 8, p. 1011-1016, Aug., 1993.
70. SPADETO, J.O.; FALEIROS, R.R.; ALVES, G.E.; LAS CASAS, E.B.; RODRIGUES, L.B.; LOIACONO, B.Z.; CASSOU, F. Falhas na utilização de poliacetal e poliamida em forma de haste intramedular bloqueada para imobilização de fratura femoral induzida em bovinos jovens. *Ciência Rural*, Universidade de Santa Maria, v. 40, p. 907-912, Abr., 2010.
71. THORUP, V. M.; TØGERSEN, F. A.; JØRGENSEN, B.; JENSEN, B. R. Biomechanical gait analysis of pigs walking on solid concrete floor. *Animal*, v. 1, n. 5, p. 708–715, Jun., 2007a.
72. THORUP, V. M.; TØGERSEN, F. A.; JØRGENSEN, B.; JENSEN, B. R. Joint axes of rotation and body segment parameters of pig limbs. *Acta Vet. Scand.* v. 49, n. 20. 2007b.
73. VAN DEN BOGERT, A.J.; READ, L.; NIGG, B.M. A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *J Biomechanics*, v. 29, n. 7, p. 949-954, Jul. 1996.
74. VAN DEN BOGERT, A.J. Analysis and simulation of mechanical loads on the human musculoskeletal system: a methodological overview. *Exerc Sport Sci Rev*, v. 22, p. 23-51, 1994.
75. VAN DEN BOGERT, A. J.; SCHAMHARDT, H. C.; SAUREN, A. A. H. J. *Computer simulation of locomotion in the horse*. 1989b. Tese (PhD) Utrecht State University, Faculty of Veterinary Medicine, Utrecht, Holanda, 1989, p. 67-89.
76. VAN DER ELST, M.; KLEIN, C.P.; BLIECK-HOGERVORST, J.M.; PATKA, P.; HAARMAN, H.J. Bone tissue response to biodegradable polymers used for intra medullary fracture fixation: a long-term in vitro study in sheep femora. *Biomaterials*, v. 20, n. 2, p. 121-128, Jan., 1999.
77. VAN DER TOL, P.P.; METZ, J.H.; NOORDHUIZEN- STASSEN, E.N.; BACK, W.; BRAAM, C.R.; WEIJS, W.A. The vertical ground reaction force and the pressure distribution on the claws of dairy cows while walking on a flat substrate. *Journal of Dairy Science*, v. 86, n. 9, p. 2875-2883, Set., 2003.
78. VAN WEEREN, P. R.; VAN DEN BOGERT, A. J.; BARNEVELD, A. Quantification of skin displacement near the carpal, tarsal and fetlock joints of the walking horse. *Equine Vet. J.*, v. 20, n. 3, p. 203–208, Mai., 1988.
79. VAN WEEREN, P. R.; VAN DEN BOGERT, A. J.; BARNEVELD, A. Quantification of skin displacement in the proximal parts of the limbs of the walking horse. *Equine Vet. J.*, Suppl. 9, p. 110–118, Jun., 1990.

80. VAN WEEREN, P. R.; VAN DEN BOGERT, A. J.; Barneveld, A. Correction models for skin displacement in equine kinematic gait analysis. *J. Equine Vet. Sci.* v. 12, n. 3, p. 178–192, Mai./Jun., 1992.
81. VAUGHAN, C.L. *An optimization approach to closed loop problems in biomechanics*. Iowa: University of Iowa, 1980.
82. WARD, S.R.; LIEBER, R.L. Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle. *J Biomechanics*, v. 38, n. 11, p. 2317-2320, Nov., 2005.
83. WOLTRING, H.J. One Hundred years of Photogrammetry in Bioloocomotion. In: CAPOZZO, A.; MARCHETTI, M.; TOSI, V. (Org.). *Bioloocomotion: a century of research using moving pictures*. Roma: Promograph, 1992.
84. WEI, C.; JENSEN, R.K. The application of segmental axial density profiles to a human body inertial model. *J Biomechanics*, v. 28, n. 1, p. 103-108, Jan., 1995.

# APÊNDICE A

## A.1 Rotinas MatLab

```
%Dinâmica Inversa da marcha de bezerros HPB

%Desenvolvido por Luciana Gomides

g= 9.81 % aceleração da gravidade

% Ponto 1- Halux PB03

disp('====Entre com os valores de massa dos segmentos da pata====');

m1= input('Entre com a massa do segmento 1- dedos (kg)=');

disp('====Entre com os valores de comprimento de cada segmento da pata====');

L1= input('Entre com o comprimento do segmento 1 - dedos (m)=');

disp('Entre com os valores de momento de Inércia dos segmentos====');

I1zz= input('Entre com momento de inércia em relação ao eixo z do segmento 1- dedos (kg/mm²)=');

disp('Entre com o centro de massa de cada segmento====');

CM1= input('Entre a distância do CM em relação a extremidade distal do segmento1 - dedos (m)=');

rotinacurva

rotinacurvay

forcaPB3

rotinacurvaang

fabx= (m1*accx)-fx % força de reação em x

faby= (m1*accy)+(m1*g)-fz %forção de reação em y

racmx= CM1*cos(a*pi/180) % distância da extremidade distal e o centro de massa em relação a origem em x

racmy= CM1*sin(a*pi/180) % distância da extremidade distal e centro de massa em relação a origem em y

rabx= -(L1-CM1)*cos(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo x

raby=-(L1-CM1)*sin(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo y

Tab=(I1zz*accA)-(racmx.*fz)+(racmy.*fx)-(rabx.*faby)+(raby.*fabx); % calculo do momento AB

fxx=fx./m1;

fyy=fz./m1;

% Gráficos dos resultados

figure('Name', 'Fabx_PB03_final' );

h = plot( t,-fabx);
```

```

legend( h, 'fabx vs. t', 'forca_x_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fabx' );

grid on

figure( 'Name', 'Faby_final' );

h = plot( t,-faby);

legend( h, 'faby vs. t', 'forca_y_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'faby' );

grid on

figure( 'Name', 'Tab_final' );

h = plot( t,Tab);

legend( h, 'Tab vs. t', 'torque AB_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'Tab' );

grid on

figure( 'Name', 'frs' );

h = plot( t,fz);

legend( h, 'fy vs. t', 'forca de reacao solo', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fy' );

grid on

figure( 'Name', 'fx' );

h = plot( t,fx);

legend( h, 'fx vs. t', 'forca de reacao solo em x', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fx' );

grid on

% Ponto 2 metatarso

```

```

m2= input('Entre com a massa do segmento 2- pé (kg)=');

disp ('====Entre com os valores de comprimento de cada segmento da pata====');

L2= input('Entre com o comprimento do segmento 2 - pé (m)=');

disp ( 'Entre com os valores de momento de Inércia dos segmentos=====');

I2zz= input('Entre com momento de inércia em relação ao eixo z do segmento 2- pé (kg/mm²)=');

disp('Entre com o centro de massa de cada segmento=====');

CM2= input('Entre a distância do CM em relação a extremidade distal do segmento 2 - pé (m)=');

rotinacurva

rotinacurvay

rotinacurvaang

fbcx= (m2*accx)+fabx % força de reação em x

fbcy= (m2*accy)+m2*g+faby %forção de reação em y

rbcmx= CM2*cos(a*pi/180) % distância da extremidade distal e o centro de massa em relação a origem em x

rbcmy= CM2*sin(a*pi/180) % distância da extremidade distal e centro de massa em relação a origem em y

rbcx= -(L2-CM2)*cos(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo x

rbcy=-(L2-CM2)*sin(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo y

Tbc=(I2zz*accA)+(rbcmx.*faby)-(rbcmy.*fabx)-(rbcx.*fbcy)+(rbcy.*fbcx)+Tab; % calculo do momento BC

% Gráfico dos resultados

figure( 'Name', 'Fbcx_PB03_final' );

h = plot( t,-fbcx);

legend( h, 'fbcx vs. t', 'forcax_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fbcx' );

grid on

figure( 'Name', 'Fbcy_PB03_final' );

h = plot( t,-fbcy);

legend( h, 'fbcy vs. t', 'forcay_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fbcy' );

grid on

figure( 'Name', 'Tbc_PB03_final' );

h = plot( t,Tbc);

```

```

legend( h, 'Tbc vs. t', 'torque BC_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'Tbc' );

grid on

% Ponto 3 maleolo

m3= input('Entre com a massa do segmento 3- tibia (kg)=');

disp ('====Entre com os valores de comprimento de cada segmento da pata====');

L3= input('Entre com o comprimento do segmento 3 - tibia (m)=');

disp ( 'Entre com os valores de momento de Inércia dos segmentos=====');

I3zz= input('Entre com momento de inércia em relação ao eixo z do segmento 3- tibia (kg/mm²)=');

disp('Entre com o centro de massa de cada segmento=====');

CM3= input('Entre a distância do CM em relação a extremidade distal do segmento3 - tibia (m)=');

rotinacurva

rotinacurvay

rotinacurvaang

fcdx= (m3*accx)+fbcx % força de reação em x

fcdy= (m3*accy)+m3*g+fbcy %forção de reação em y

rcdmx= CM3*cos(a*pi/180) % distância da extremidade distal e o centro de massa em relação a origem em x

rcdmy= CM3*sin(a*pi/180) % distância da extremidade distal e centro de massa em relação a origem em y

rcdx= -(L3-CM3)*cos(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo x

rcdy=-(L3-CM3)*sin(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo y

Tcd=(I3zz*accA)+(rcdmx.*fbcy)-(rcdmy.*fbcx)-(rcdx.*fcdy)+(rcdy.*fcdx)+Tbc; % calculo do momento CD

% Gráfico dos resultados

figure( 'Name', 'Fcdx_PB03_final' );

h = plot( t,-fcdx);

legend( h, 'fcdx vs. t', 'forcax_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fcdx' );

grid on

figure( 'Name', 'Fcdy_PB03_final' );

h = plot( t,-fcdy);

legend( h, 'fcdy vs. t', 'forcay_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

```

```

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fcdy' );

grid on

figure( 'Name', 'Tcd_PB03_final' );

h = plot( t,Tcd);

legend( h, 'Tcd vs. t', 'torque CD_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'Tbc' );

grid on

% Ponto 4 condilo

m4= input('Entre com a massa do segmento 4- femur (kg)=');

disp ('====Entre com os valores de comprimento de cada segmento da pata====');

L4= input('Entre com o comprimento do segmento 4 - femur (m)=');

disp ( 'Entre com os valores de momento de Inércia dos segmentos====');

I4zz= input('Entre com momento de inércia em relação ao eixo z do segmento 4- femur (kg/mm²)=');

disp('Entre com o centro de massa de cada segmento====');

CM4= input('Entre a distância do CM em relação a extremidade distal do segmento4 - femur (m)=');

rotinacurva

rotinacurvay

rotinacurvaang

fdex= (m4*accx)+fcdx % força de reação em x

fdey= (m4*accy)+m4*g+fcdy %forção de reação em y

rdemx= CM4*cos(a*pi/180) % distância da extremidade distal e o centro de massa em relação a origem em x

rdemy= CM4*sin(a*pi/180) % distância da extremidade distal e centro de massa em relação a origem em y

rdex= -(L4-CM4)*cos(a*pi/180) %distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo x

rdey=-(L4-CM4)*sin(a*pi/180) % distancia da extremidade proximal ao cm em relação ao eixo y

Tde=(I4zz*accA)+(rdemx.*fcdy)-(rdemy.*fcdx)-(rdex.*fdey)+(rdey.*fdex)+Tbc; % calculo do momento DE

% Gráfico dos resultados

figure( 'Name', 'Fdex_PB03_final' );

h = plot( t,-fdex);

legend( h, 'fdex vs. t', 'forcax_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

```

```

xlabel( 't' );

ylabel( 'fdex' );

grid on

figure( 'Name', 'Fdey_PB03_final' );

h = plot( t,-fdey);

legend( h, 'fdey vs. t', 'forçay_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'fdey' );

grid on

figure( 'Name', 'Tde_PB03_final' );

h = plot( t,Tde);

legend( h, 'Tde vs. t', 'torque DE_PB03_final', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'Tde' );

grid on

=====

%rotinacurva

%Rotina de derivada das curvas de deslocamento em x

arquivo=input('entre com o nome do arquivo de dados do simi= ');% abrir dados

l= input('entre com o numero de linha da coluna de dados= ');

arqt=importdata(arquivo);

t=zeros(l,1);% matriz coluna do tempo

x=zeros(l,1);% matriz coluna de deslocamentox

% guardar os valores do arquivo dentro da matriz

t(:,1)= arqt(1:l,1);

x1(:,1)= arqt(1:l,2);

[A,B]=butter(4,0.134)

x=filtfilt(A,B,x1)

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'deslocamento_x_');

h = plot( t,x );

legend( h, 'x vs. t', 'deslocamento_x_', 'Location', 'NorthEast' );

```

```

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'x' );

grid on

% Derivando dx/dt para encontrar velocidade

vx=diff(x)./0.009893;

tv=t(2:1);

vx=vx';

[C,D]=butter(4,0.134)

vx1=filtfilt(C,D,vx)

Vx=zeros(1,1);

Vx(:,1)=[0 vx1(1:1-1)];

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'velocidade_x_' );

h = plot( t, Vx );

legend( h, 'vx vs. tv', 'velocidade_x_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 'tv' );

ylabel( 'vx' );

grid on

ax=diff(vx1)./0.009893;

ta=t(3:1);

Aax=ax;

[D,E]=butter(4,0.134)

ax1=filtfilt(D,E,Aax)

accx=zeros(1,1)

accx(:,1)=[0 0 ax1(1:1-2)]

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'aceleracao_x_' );

h = plot( t, accx );

legend( h, 'Acc vs. t', 'aceleracao_x_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'acc' );

```

```

grid
on=====

% rotinacurvay

%Rotina de derivada das curvas de deslocamento em y

arquivo=input('entre com o nome do arquivo de dados do simi= ');% abrir dados

l= input('entre com o numero de linha da coluna de dados= ');

arqt=importdata(arquivo);

t=zeros(l,1);% matriz coluna do tempo

y=zeros(l,1);% matriz coluna de deslocamento

% guardar os valores do arquivo dentro da matriz

t(:,1)= arqt(1:l,1);

y1(:,1)= arqt(1:l,2);

[A,B]=butter(4,0.134)

y=filtfilt(A,B,x1)

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'deslocamento_y_');

h = plot( t,y);

legend( h, 'y vs. t', 'deslocamento_y_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'y' );

grid on

% Derivando dy/dt para encontrar velocidade

vy=diff(x)./0.009893;

tv=t(2:l);

vy=vy';

[C,D]=butter(4,0.134)

vx1=filtfilt(C,D,vy)

Vy=zeros(l,1);

Vy(:,1)=[0 vx1(1:l-1)];

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'velocidade_y_');

h = plot( t,Vy);

legend( h, 'vy vs. tv', 'velocidade_y_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

```

```

xlabel( 'tv' );

ylabel( 'vy' );

grid on

ay=diff(vy1)/0.009893;

ta=t(3:1);

Aay=ay;

[D,E]=butter(4,0.134)

ay1=filtfilt(D,E,Aay)

accy=zeros(1,1)

accy(:,1)=[0 0 ax1(1:1-2)]

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'aceleracao_y_' );

h = plot( t,accy);

legend( h, 'Acc vs. t', 'aceleracao_y_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'accy' );

grid on

```

---

```

%rotinacurvaang

%Rotina de derivada das curvas de deslocamento

angulo=input( 'entre com o arquivo de dados do angulo do segmento com a horizontal= ' );

arqt=importdata(angulo);

t=zeros(1,1);% matriz coluna do tempo

a1=zeros(1,1);% matriz coluna de deslocamentoang

% guardar os valores do arquivo dentro da matriz

t(:,1)= arqt(1:1,1);

a1(:,1)= arqt(1:1,2);

[A,B]=butter(4,0.134)

a=filtfilt(A,B,a1)

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'angulo_' );

h = plot( t,a );

legend( h, 'a vs. t', 'angulo_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

```

```

xlabel( 't' );

ylabel( 'a' );

grid on

% Derivando dx/dt para encontrar velocidade

va=diff(a)./0.009893;

tv=t(2:1);

va=va';

[C,D]=butter(4,0.134)

va1=filtfilt(C,D,va)

Va=zeros(1,1);

Va(:,1)=[0 va1(1:1-1)];

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'velocidade_angular_' );

h = plot( t,Va );

legend( h, 'va vs. tv', 'velocidade_angular_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 'tv' );

ylabel( 'va' );

grid on

Aa=diff(va1)./0.009893;

ta=t(3:1);

Aa=Aa';

[D,E]=butter(4,0.134)

Aa1=filtfilt(D,E,Aax)

accA=zeros(1,1)

accA(:,1)=[0 0 Aa1(1:1-2)]

% Plot fit with data.

figure( 'Name', 'aceleracao_angular_' );

h = plot( t,accA);

legend( h, 'AccA vs. t', 'aceleracao_angular_', 'Location', 'NorthEast' );

% Label axes

xlabel( 't' );

ylabel( 'accA' );

grid on

```

## APÊNDICE B

### B.1 Passarela de madeira para aquisição de força durante a marcha dos bezerros

