***ASPECTOS METODOLÓGICOS PARA A
DETERMINAÇÃO DE CARGAS INTERNAS NA
COLUNA VERTEBRAL***

ADRIANA SIMONE LOPES SANTA MARIA

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Bioengenharia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. ALBERTO CLIQUET JR.

São Carlos
2001

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Prof. Tit. Alberto Cliquet Jr.**, pela confiança em mim depositada e pela orientação segura e criteriosa.

Aos colegas da Bioengenharia e Engenharia Elétrica: **Fransérgio Cunha, Juracy Franca, Daniel Pavani, Rodrigo Ortolan, Rosane Aranda, Janete Ferreira, Antônio Carlos, Miriam Vicente, Fernanda Gurgel, Daniela Carvalho, Luiz Otávio, Marcela Sene, Leandro Cintra, Giovana Rosim, Antonio Marcos, Marcos Shimano, Paulo de Tarso, Vitor Castania, Lorena Reyes, Mário Gazziro, José Marcos e Carlos Marinheiro** que tanto colaboraram em vários momentos deste trabalho.

Ao Instituto de Física da USP- São Carlos: **Prof.Tit. Horácio Panepucci, Edson Vidoto e Bernd Foesrter** pela disponibilidade e atenção dispensada.

Ao **Dr. Francisco Carlos C.Pereira Lopes**, médico ultrassonografista, pela disponibilidade dispensada.

Ao CIDI (Centro de Imagens e Diagnósticos de São Carlos): **Dr. Marcelo Galloro, Dr. Massoud Issa, Bráulio e Fernanda** por toda a dedicação durante os exames.

Ao Departamento de Educação Física UNICAMP (Laboratório Biomecânica): **Prof. Dr. Ricardo Barros, Prof. Dr. René Brenzikofer, Prof. Dr. Euclides C.L.Filho, Pascual Figueroa, Olival Lago**, pelos ensinamentos e pela recepção no laboratório.

À amiga **Marielza Ortega Roma** pelo apoio e pelas palavras de carinho em todo este trabalho.

À FAPESP (#96/12198-2) e à CAPES pelo suporte financeiro concedido.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva**, pela orientação, paciência e marcante dedicação neste trabalho, os meus sinceros agradecimentos.

Ao Amigo sempre presente **Nelson Ferreira da Silva Junior** pela disposição e prontidão no decorrer deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	i
LISTA DE TABELAS.....	iv
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	v
LISTA DE SÍMBOLOS.....	vi
RESUMO.....	viii
ABSTRACT.....	ix
1- INTRODUÇÃO.....	01
1.1- Coluna Vertebral.....	01
1.1.1 - Modelos Biomecânicos da Coluna.....	04
1.1.2- Movimento Funcional da Coluna.....	06
1.1.3- Graus de Liberdade.....	09
1.1.4- Postura em Pé.....	10
1.1.5-Técnicas de Levantamento de carga e efeitos na coluna.....	15
1.2- Patologias da Coluna Vertebral.....	17
1.2.1- Deformidades Físicas.....	19
1.2.2- Deformidades Internas.....	23
1.3 - Biomecânica.....	26
1.3.1 - Métodos de Medição.....	27
1.4 - Identificação do problema.....	30
2 - OBJETIVOS.....	32
3- MATERIAL E MÉTODOS.....	33
3.1- Dados Antropométricos.....	34
3.2- Amostra Experimental.....	35
3.3- Seleção da Musculatura Principal.....	35

3.3.1- Grupos Musculares.....	35
3.3.2- Músculos.....	37
3.4- Ressonância Magnética.....	46
3.5- Modelo de Zatsiorsky.....	52
3.6- Aquisição de Dados.....	55
3.6.1- Cinemetria.....	55
4 - RESULTADOS.....	63
4.1- Cálculo das Forças atuantes.....	70
5 - DISCUSSÃO.....	76
6 - CONCLUSÕES.....	79
ANEXO I – ANATOMIA DO MOVIMENTO.....	80
1- Definições.....	80
1.1- Posição Anatômica.....	80
2- Planos e Eixos Básicos de Referência Anatômica.....	80
2.1- Eixos de Movimentação.....	81
3- Movimentos Articulares.....	82
3.1- Movimentos da Coluna Vertebral.....	82
3.2- Movimentos da Pelve.....	83
3.3- Modelos Antropométricos.....	86
ANEXO II - MÚSCULOS ACESSÓRIOS.....	90
ANEXO III – PROGRAMA MATLAB.....	93
5- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	96

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - O disco intervertebral e suas estruturas, núcleo puposo e anel fibroso...	02
FIGURA 2 - Estrutura Esquelética.....	03
FIGURA 3 – Movimentos do tronco: a) Flexão, b) Extensão	07
FIGURA 4 – Movimentos do tronco: a) Flexão Lateral, b)Rotação.....	09
FIGURA 5 - Carga elevada próximo ao corpo diminuindo o braço de alavanca.....	11
FIGURA 6 –Escoliose.....	19
FIGURA 7 – Cifose.....	20
FIGURA 8 – Lordose.....	21
FIGURA 9 – Hérnia de disco localizada entre as vértebras L3-L4 e L4-L5.....	22
FIGURA 10 – Articulações mais afetadas pela artrose.....	23
FIGURA 11 – Osso do rádio com osteoporose.....	24
FIGURA 12 – Siringomielia em um estágio muito avançado.....	26
FIGURA 13 – Áreas para análise biomecânica do movimento humano.....	28
FIGURA 14 – Diagrama de Blocos do modelo básico utilizado nesta pesquisa para determinação, análise e descrição das forças internas na coluna vertebral.....	34
FIGURA 15 – Músculo Multifídu.....	39

FIGURA 16 – Músculo Semi-Espinal do Tórax.....	40
FIGURA 17 – Músculo Iliocostal Lombar.....	41
FIGURA 18 – Músculo Iliocostal Tórax.....	42
FIGURA 19 – Músculo Longuíssimo do Tórax.....	43
FIGURA 20 – Músculo Espinhal do Tórax.....	44
FIGURA 21 – Músculo Quadrado Lombar.....	45
FIGURA 22 – Aparelho de RMN Torm 05, localizado na Santa Casa de São Carlos...	47
FIGURA 23 – Tomos nos eixos: (a) sagital, (b) coronal ou frontal, (c) transversal.....	49
FIGURA 24 - Sobreposição dos tomos.....	50
FIGURA 25 - Localização da parte inferior da vértebra e começo do forame vertebral.....	50
FIGURA 26 -Reta traçada das distâncias entre o centro dos fusos musculares até a distância da parte inferior da vértebra e começo do forame vertebral.....	51
FIGURA 27 – Modelo Antropométrico de ZATSIORSKY.....	52
FIGURA 28 – Pontos reflexivos marcados na pele do indivíduo, mostrando a localização dos 10 pontos de interesse no levantamento.....	56
FIGURA 29 – Fluxograma do Sistema Proposto.....	57
FIGURA 30 – Cubo de calibração com medidas conhecidas para calibração do espaço onde serão realizadas as medidas.....	61
FIGURA 31 – Imagens projetadas por 2 câmeras do levantamento feito pelo sujeito, com pontos de interesse marcados sobre a pele.....	62
FIGURA 32 - Imagens projetadas, registradas pelas câmeras 1 e 2 em um mesmo instante simultaneamente, com o indivíduo fazendo uma flexão de 45 graus.....	63
FIGURA 33 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Semi-Espinal com a curva de ajustamento.....	64
FIGURA 34 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Espinhal do Tórax com a curva de ajustamento.....	65

FIGURA 35 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Iliocostal do Tórax com a curva de ajustamento.....	65
FIGURA 36 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Quadrado Lombar com a curva de ajustamento.....	66
FIGURA 37 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Longuíssimo do Tórax com a curva de ajustamento.....	66
FIGURA 38 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Multifídus com a curva de ajustamento.....	67
FIGURA 39 - Gráfico do deslocamento vértebra-músculo versus posição vertical do músculo Iliocostal Lombar com a curva de ajustamento.....	67
FIGURA 40 – Gráfico dos segmentos: ligados pelos pontos marcados no indivíduo, indicando o deslocamento vertical e horizontal do movimento.	69
FIGURA 41 – Gráfico do modelo com quatro segmentos articulados entre si.....	72
FIGURA 42 – Planos básicos de referência.....	81
FIGURA 43 – Modelos Antropométricos: a) HANAVAN, b) HATZE, c) JENSEN, d)ZATSIORSKY, e) DEMPSTER.....	89

LISTA DE TABELAS

TABELA 01 - Definição das extremidades proximal e distal dos diversos segmentos para o modelo de ZATSIORSKY.....	53
TABELA 02 - Comprimentos dos segmentos médios estimados para os sujeitos de ZATSIORSKY; os comprimentos de segmentos estão definidos como distâncias longitudinais entre as extremidades respectivas do segmento.....	54
TABELA 03 - Porcentagem das massas dos segmentos, relativas à massa corporal.....	54
TABELA 04 - Porcentagem de CM dos segmentos relativos aos comprimentos longitudinais de segmentos.....	55
TABELA 05 - Graus de inserções musculares de interesse e erro das mesmas.....	68
TABELA 06 - Medidas das PCSAs dos músculos atuantes na coluna vertebral e fator de correlação adotado.....	69
TABELA 07 – Músculos, Origem, Inserção e Função da musculatura acessória no Levantamento de Peso.....	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SBR – Sociedade Brasileira de Reumatologia

TC – Tomografia Computadorizada

HJC- Hip Joint Center

ACS – Orientação do Sistema Anatômico Coordenada da Pelve

BSP – Parâmetros Corporais de Segmento

M.H. – Movimento Horário

M.A.H. – Movimento Anti-Horário

EMG – Eletromiografia

INSS – Instituto Nacional do Seguro Social

RMN – Ressonância Magnética Nuclear

DVIDEOW – Digital Vídeo For Biomechanics For Windows 32 bits

DLT – Direct Linear Transformation

LISTA DE SÍMBOLOS

S_1 – Primeira Vértebra Sacral

L_5 – Quinta Vértebra Lombar

P – Força Muscular Espinhal

L_4 – Quarta Vértebra Lombar

P – Peso do Indivíduo

P_c – Peso da cabeça

P_b – Peso do braço

P_{ts} – Peso do tronco superior

P_{tm} - Peso do tronco Médio

P_{ti} – Peso do tronco Inferior

W – Carga

FM_1 – Força muscular média do Multifídus

FM_2 - Força muscular média do Semi-Espinal

FM_3 – Força muscular média do Espinhal Torácico

FM_4 – Força muscular média do Longuíssimo Torácico

FM_5 – Força muscular média do Iliocostal Torácico

FM_6 – Força muscular média do Iliocostal Lombar

FM_7 – Força muscular média do Quadrado Lombar

α_1 – Ângulo de inserção muscular da FM_1

α_2 – Ângulo de inserção muscular da FM_2

α_3 – Ângulo de inserção muscular da FM₃

α_4 – Ângulo de inserção muscular da FM₄

α_5 – Ângulo de inserção muscular da FM₅

α_6 – Ângulo de inserção muscular da FM₆

α_7 – Ângulo de inserção muscular da FM₇

Σ_f – Somatória das Forças

Σ_t – Somatória dos Momentos

R – Resultante

R_x – Resultante no eixo X

R_y – Resultante no eixo Y

d - Distância entre a linha de ação da força e o centro de rotação

RESUMO

SANTA MARIA, A.S.L. (2001) Aspectos Metodológicos para a Determinação de Cargas Internas na Coluna Vertebral. São Carlos. Defesa (mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo.

A elevação de uma carga leva ao surgimento de uma força de contato na região lombar (L5-S1) que pode atingir algumas vezes o valor do próprio peso do indivíduo, valor este que depende da carga elevada. A análise das forças (musculares, peso, carga), considerando a coluna como uma haste rígida, cuja extensão é feita unicamente pelo eretor espinhal, representa uma aproximação muito pobre para o sistema, uma vez que as diversas forças musculares envolvidas não são adequadamente analisadas e o movimento de retificação da coluna vertebral é desprezado. O objetivo do presente trabalho foi o desenvolvimento de um modelo biomecânico simplificado em 2 dimensões, para a avaliação das forças atuantes durante atividades de levantamento impróprio de carga e o movimento de flexão/extensão na coluna lombar. A coluna vertebral foi modelada como um conjunto de três segmentos retilíneos rígidos articulados entre si. Utilizando o método da dinâmica inversa, aplicado a um modelo de segmentos articulados simplificado, foram estimadas as forças musculares médias e a força de contato articular na articulação vertebral L5-S1 como função dos ângulos de inserção da musculatura extensora da coluna. Para a construção do modelo foram identificados: musculatura principal, dados antropométricos, ângulos de inserção musculares, modelo antropométrico e registro da imagem do levantamento de peso. O modelo matemático forneceu um sistema de equações que avaliam as forças que atuam na coluna vertebral durante o movimento de extensão, em função de dados anatômicos.

Palavras-chave: Biomecânica, Coluna, Levantamento de Carga.

ABSTRACT

SANTA MARIA, A.S.L. (2001) Methodological Aspects for Internal Load Measurements in the Spine. São Carlos. MSc.Thesis, School of Engineering of São Carlos/Ribeirão Preto Medical School, Institute of Chemistry of São Carlos, University of São Paulo.

Load lifting yields a contact force in the lumbar region (L5-S1) that can sometimes reach the value of the body weight, depending upon the elevated load. Force analyses (muscular, weight, load), the spine being considered as a rigid shank, with extension being done only by the erector spine musculature, represent a poor approximation, since the several muscular forces involved are not adequately analysed and the rectification movement of the spine is not taken into account. The purpose of this study was to develop a simplified two dimensional biomechanical model in order to evaluate the forces during activities of improper load bearing and the movement of flexion/extension in the lumbar spine. The spine was assumed as a linear rigid array of articulate segments. Using inverse dynamics applied to a simplified link segment model, the average muscular forces and bone-to-bone contact force in the L5-S1 vertebral joint were evaluated as a function of the back extension muscles insertion angles. For the model construction the main musculature, the anthropometric data, and model the muscle insertion angles, and the image acquisition register of the weight loading movement were identified. The mathematical model yielded a system of equations that evaluates the acting forces on the spine during the extension movement, as a function of the anatomical data.

Key-Words: Biomechanics; Spine; load Lifting.

1 – INTRODUÇÃO

1.1 - Coluna Vertebral

Biomecânica da coluna. A coluna vertebral em um adulto consiste, normalmente, de sete vértebras cervicais, doze torácicas e cinco lombares; estas são sucedidas pelo sacro, formado, normalmente, pela fusão de cinco vértebras, e pelo cóccix, formado pela fusão de 4 vértebras. Assim, a coluna está constituída, tipicamente, por trinta e três vértebras, HOLLINSHEAD & ROSSE (1991).

O segmento motor que consiste de duas vértebras e os tecidos entre elas, duas vértebras superpostas, o disco vertebral e o ligamento longitudinal constituem a porção anterior da unidade funcional da coluna. Os arcos vertebrais correspondentes às articulações inter-vertebrais e os processos espinhoso e transversos e os ligamentos compõem a porção posterior. Os arcos e os corpos vertebrais formam o canal vertebral que protege a medula espinhal, FRANKEL et al (1980).

Na porção anterior do segmento motor os corpos vertebrais servem para sustentar cargas e tornam-se maiores conforme o aumento de peso ou de carga na parte superior do corpo. Os corpos vertebrais da coluna lombar têm uma altura e área de seção transversa maiores do que os corpos tanto da coluna torácica quanto da cervical. Seu tamanho permite-lhes sustentar maiores cargas, FRANKEL et al (1980).

O disco intervertebral é de grande importância mecânica e funcional. Ele é composto de duas estruturas: uma porção interna, o núcleo pulposo e uma porção externa, o anel fibroso (Figura 1).

O anel fibroso está composto de fibrocartilagem, na qual predomina o elemento fibroso, com as fibras correndo obliquamente de uma vértebra para outra. Essa disposição dá elasticidade ao anel, pois, no estiramento, o “X” que fazem entre

---

si as fibras das camadas adjacentes está alongado e estreitado, enquanto que, na compressão, ele diminui e alarga, HOLLINSHEAD & ROSSE (1991).

Figura 1. O disco intervertebral e suas estruturas, núcleo puposo e anel fibroso. MEDICAL M. GROUP (2000)

O núcleo puposo é um material mucóide, no qual estão embebidas fibras reticulares e colágenas. O núcleo contém de 70 a 80% de água, percentagem que diminui com a idade, pois a degeneração do disco com o aumento da idade diminui sua capacidade lubrificante. Conforme o disco se torna mais seco, sua elasticidade diminui e perde a capacidade de estocar energia e de distribuir a tensão e assim fica menos capaz de resistir a cargas. A posição do núcleo dentro do disco não é exatamente central, e sim algo deslocado posteriormente, de modo que o anel fibroso periférico é mais delgado por trás que pela frente.

Durante as atividades diárias o disco comporta-se de forma complexa através da combinação de compressão, inclinação e torsão. Flexão, extensão e flexão lateral da coluna produzem stress de tensão e compressão no disco enquanto a rotação produz stress "em tesoura", FRANKEL et al (1980).

Se for feita uma inclinação no disco o núcleo irá se projetar, mostrando que o núcleo está sob pressão. O disco tende a separar os corpos vertebrais e causa tensão nas fibras anulares e nos ligamentos longitudinais. O núcleo puposo normal age hidrostáticamente segundo NACHEMSON & EVANS (1968), e durante a

sustentação da carga a pressão é distribuída uniformemente. Assim, o disco fornece função hidrostática no segmento motor agindo como acolchoado entre os corpos vertebrais para estocar energia e distribuir a carga.

A pressão no terceiro e quarto discos lombares de pessoas vivas indicam que a inclinação de 20% para frente produz um aumento de carga de cerca de 30%, e, se um peso de 20kgf for sustentado nas mãos, a carga sobre o disco irá alcançar, aproximadamente, de 227 à 340kgf, HOLLINSHEAD & ROSSE (1991).

O movimento na coluna é produzido pela ação coordenada dos nervos e músculos. Os músculos agonistas iniciam e levam o movimento, enquanto os músculos antagonistas freqüentemente controlam e modificam o movimento. O alcance do movimento difere em vários níveis da coluna, dependendo da orientação das facetas das articulações intervertebrais em cada nível. O movimento entre duas vértebras é pequeno e não ocorre independentemente. Os movimentos da coluna sempre são uma ação combinada de vários segmentos, KULAR et al (1975)

As estruturas esqueléticas que influenciam o movimento da coluna são as costelas que limitam o movimento torácico e a pelve pois sua inclinação aumenta os movimentos do tronco (Figura 2).

Figura 2. Estrutura Esquelética, YOKOCHI (1989).

1.1.1 - Modelos Biomecânicos da coluna

CHAFFIN et al (1993), estudaram os braços de momento dos músculos do dorso em níveis intervertebrais T10 até L5 a partir de tomografias computadorizadas em 11 homens e 8 mulheres.

A localização dos centros de massa dos músculos reto abdominal, grande dorsal, quadrado lombar e eretor espinhal foi estimada, com base em 19 conjuntos de (TC) tomografia computadorizada. Os centros de massa dos músculos foram identificados e digitalizados em relação ao centro do corpo vertebral.

O braço de momento no músculo foi então calculado como a distância entre os centros de massa do músculo e do corpo vertebral. O centro de massa para cada músculo dorsal foi representado graficamente em cada nível intervertebral de T10-11 até L4-L5. Quando estas secções foram ordenadas em sentido cefalocaudal as linhas do centro de massa, essenciais para a determinação da linha de ação da força muscular, puderam ser traçadas.

Para as variáveis antropométricas como altura, largura do dorso, profundidade, extensão do dorso e idade, foram feitas regressões contra o grupo de médias dos braços de momento para desenvolver as equações que determinariam o comprimento do braço de momento, CHAFFIN et al (1993).

A faixa de diferença média foi tão pequena quanto 0,1 cm para o eretor espinhal e tão largo quanto 1,4 cm para o quadrado lombar. Estes novos resultados podem ser aplicados a um modelo de músculo dorsal para produzir predições mais exatas de carga espinhal sob sobrecarga tridimensional.

WIT, et al (2000), fizeram a análise biomecânica da corrida calçada e descalça. Para este estudo foram utilizados 9 sujeitos do sexo masculino, com idade média de 27anos e 1,78 metros em média de altura, que utilizaram vários tipos de calçados para corrida e correram também descalços; foram utilizados plataforma de força e filmagem nos planos sagital e frontal. Foi concluído que as diferenças entre as condições de corrida descalça e calçada foram caracterizadas por uma grande taxa de carregamento e significativo pé chato na fase de aterrissagem (o fim da fase de balanço e a chegada do pé no solo).

STAGNI, et al (2000), avaliaram a propagação de uma má localização do centro articular do quadril (HJC) para a cinemática do quadril e do joelho, provocando um erro na localização do centro articular do quadril. A análise foi feita em 5 voluntários durante a marcha, utilizando estéreo-fotogrametria e uma plataforma de força. A posição original do HJC foi determinada como o centro de uma esfera que se ajustou à trajetória do centróide dos marcadores da coxa, enquanto os indivíduos realizaram os movimentos de flexão/extensão seguidos de abdução/adução.

Foi concluído que a imprecisão na localização das coordenadas no HJC, afeta tanto os ângulos quanto os momentos no quadril e joelho. Os momentos no quadril sofreram a maior propagação de erro, em especial na flexão/extensão (má localização antero-posterior), e o momento na abdução/adução foi o segundo mais afetado (má localização médio-lateral). Portanto, métodos para localização do HJC com mínimo erro antero-posterior devem ser preferidos.

DIJKE, et al (1999), desenvolveram um modelo biomecânico que serve como uma ferramenta para transferência de carga da coluna para pelve e para os pés, investigando em separado músculos, ligamentos e posturas diferentes.

Para desenvolver um modelo apropriado a pelve é tida como 3 ligações separadas (osso, sacro esquerdo e direito). Os músculos e ligamentos foram selecionados baseados na carga empregada na articulação S_1 . Os músculos e ligamentos foram modelados por forças vetoriais. As cargas foram balanceadas por forças musculares, ligamentares e forças de reação na articulação. Na parte geométrica do modelo foi usada a Ressonância Magnética que permitiu a quantificação das coordenadas em três dimensões dos músculos e o sentido das fibras musculares.

O modelo foi caracterizado como estático, e as tensões musculares máxima e mínima foram definidas. Os autores obtiveram como resultado que a atividade muscular agonista, predita pelo modelo, corresponde às atividades EMG obtidas da literatura. No modelo a atividade antagonista do músculo pode ser imposta, a patologia com o músculo enfraquecido pode ser simulada, a contribuição da sínfise púbica para a transferência de cargas gravitacionais parece ser de menor importância

---

e as situações anormais como assimetria muscular requerem uma atividade abdominal mais elevada do músculo.

LARIVIÈRE & GAGNON (1999), estudaram a precisão do momento articular de L5/S1 para medição de erros em modelos dinâmicos de levantamento multissegmentar. O objetivo deste estudo foi comparar a precisão de 2 modelos de levantamento multissegmentar 3d dinâmicos e dois tipos de tarefas de levantamento (sagital e assimétrico). Foram utilizadas cinco câmeras, duas plataformas de força e uma caixa dinamométrica. Erros conhecidos foram induzidos em (1) centros articulares, (2) a orientação do sistema anatômico coordenada da pelve (ACS), (3) forças externas, (4) seu ponto de aplicação, (5) acelerações lineares dos centros de massa dos segmentos e (6) parâmetros corporais de segmento (BSP), todos esses dados para estudar o seu efeito em momentos L5/S1 de ambos os modelos. Os resultados revelaram que os erros no centro da articulação foram as principais forças de variabilidade para ambos os modelos. Desde que os erros combinados nos 3 componentes do momento a L5/S1 geraram uma média de incerteza de 5-9% nas estimativas de forças de compressão lombar conclui-se que a redução de erros de momento é importante no modelamento da coluna.

1.1.2 - Movimento Funcional da Coluna

O movimento segmental não pode ser medido clinicamente, MOLL & WRIGHT (1971). Qualquer movimento da coluna é uma ação combinada de muitos segmentos motores. Valores normais da escala funcional de movimento não existem porque há grandes diferenças individuais. A escala de movimento também varia entre os sexos e é fortemente dependente da idade, decrescendo de mais ou menos 50% da juventude à velhice.

Flexão e Extensão. Os primeiros 50 a 60 graus da flexão da coluna (figura 3a) ocorrem na coluna lombar principalmente nos segmentos inferiores, FARFAN (1975). A coluna torácica contribui pouco para a flexão total da coluna devido à

---

orientação das facetas, à orientação quase vertical dos processos espinhosos e à restrição ao movimento imposta pelas costelas.

A flexão é iniciada pelos músculos abdominais e pela posição vertebral do músculo psoas. O peso da parte corporal superior produz maior flexão controlada gradualmente pela atividade dos músculos espinhais eretores à medida em que a força aumenta. Os músculos posteriores do quadril agem controlando o movimento da pelve para frente, CARLSOO (1961). Na flexão completa, os músculos espinhais eretores tornam-se inativos. Nesta posição a inclinação para frente pode ser balanceada pelos ligamentos posteriores que tornam-se retesados devido ao prolongamento espinal, FARFAN (1975).

Quando o tronco é estendido da posição ereta, os músculos das costas são ativados durante a fase inicial do movimento. Esse inicial arranque de atividade diminui durante a continuação da extensão e os músculos abdominais tornam-se ativos para controlar e modificar o movimento. Na extensão extrema ou forçada, a atividade dos músculos extensores é exigida outra vez (figura 3b).

Figura 3. Movimentos do

Flexão Lateral e Rotação. Durante a flexão lateral do tronco (figura 4a), o movimento deve predominar na coluna lombar ou torácica. Apesar da forma das facetas da região torácica permitir flexão lateral, o movimento é restrito pelas costelas a graus variáveis individualmente; na coluna lombar os espaços das articulações inter-vertebrais mostram variações durante o movimento, REICHMANN (1970/71). Ambos esses fatores influenciam a escala de movimento.

A rotação (figura 4b), é combinada com a flexão lateral torácica. Neste movimento combinado o corpo vertebral faz rotação através da concavidade da curva lateral da coluna, WHITE (1969). Um padrão combinado de rotação e flexão lateral também existe na coluna lombar.

A rotação ocorre na coluna torácica no nível lombo-sacral. A rotação lombar, exceto a nível lombo-sacral é bastante leve devido à orientação das facetas e durante a rotação, as costas e os músculos abdominais são ativados em ambos os lados da coluna. O movimento pélvico é essencial para aumentar a escala de rotação funcional do tronco.

Os movimentos funcionais do tronco, além de serem uma combinação de movimentos de diferentes partes da coluna, dependem do auxílio da pelve; a restrição de um movimento em qualquer nível pode aumentar o movimento em outro nível. Suspensórios e espartilhos também podem afetar a atividade muscular. Se um suspensório apertado ou espartilho é usado, a atividade dos músculos abdominais decresce devido ao fato do suspensório ou espartilho executar a função desses músculos, se a força exercida na parte anterior do tronco for grande o bastante para apoiar o abdômen, WATERS & MORRIS (1970).

Figura 4. Movimentos do Tronco: a) Flexão Lateral, b) Rotação, KENDALL & McCREARY (1986).

1.1.3 - Graus de Liberdade

A vértebra tem 6 graus de liberdade . O alcance do movimento em um segmento individual da coluna é visto em vários estudos usando material de autópsia ou radiografia. Há concordância no que se refere à quantidade relativa de movimento nos diferentes níveis da coluna. Quanto aos valores representativos, WHITE & PANJABI (1978), fazem uma comparação do movimento em vários níveis da coluna lombar e torácica. Um valor representativo para a flexão-extensão é de 4 graus nos segmentos motores torácicos superiores, 6 graus na região média torácica e 12 graus nos dois segmentos torácicos inferiores. A escala de flexão-extensão aumenta progressivamente nos segmentos lombares, chegando a 20 graus ao nível lombo-sacral.

A flexão lateral mostra o maior alcance nos segmentos torácicos inferiores com 9 graus. A escala diminui progressivamente alcançando 2 graus nos segmentos

inferiores da coluna lombar mas aumenta novamente no segmento lombo-sacral até 5 graus.

1.1.4 - Postura em pé

A coluna pode ser considerada como uma haste elástica devido ao comportamento dos discos e dos ligamentos longitudinais. As curvaturas da coluna no plano sagital (cifose ou lordose) também contribuem para a capacidade elástica da coluna, que suporta cargas maiores na posição estendida.

A capacidade da coluna toraco-lombar de resistir a cargas tem sido estudada. A importância do apoio extrínseco dos músculos do tronco na estabilização da coluna do ser humano é óbvia.

Os músculos posturais sempre estão ativos na posição em pé apesar da atividade ser mínima quando os segmentos estão bem alinhados. O centro de gravidade da parte superior do corpo é anterior à coluna. A linha de gravidade para o tronco frequentemente passa ventral ao centro da quarta vértebra lombar. Isso quer dizer que a linha de gravidade sai ventral ao eixo transversal do movimento em todos os níveis espinhais.

Quando o corpo está em equilíbrio, a posição em pé não é totalmente estática, o deslocamento da linha de gravidade cria um momento para o corpo permanecer em equilíbrio. Este momento deve ser integrado pela atividade muscular e assim a oscilação postural ocorre. Tanto os músculos eretores da coluna como os músculos abdominais estão frequentemente em atividade para manter a posição ereta do tronco. A porção vertebral do músculo psoas também está envolvida com esta posição, BASMAJIAN & NACHEMSON (1976).

O nível de atividade em diferentes grupos musculares varia bastante individualmente. A coluna não pode ser tomada isoladamente; a pelve também é relevante.

A base do sacro é inclinada para frente e para trás cerca de 30 graus no plano transversal durante a posição relaxada em pé. Mudanças na inclinação pélvica influenciam a atividade dos músculos posturais afetando a estática da coluna. Um

---

aumento voluntário da inclinação pélvica produz um aumento da atividade dorsal e uma diminuição da inclinação diminui esta atividade FLOYD & SILVER (1955).

Levantar e carregar um objeto são situações comuns onde uma carga extrema é aplicada à coluna vertebral. Muitos fatores influenciam a carga sobre a coluna, tais como, a posição do objeto em relação ao centro do movimento na coluna, o grau de flexão ou rotação da coluna e as características do objeto (tamanho, forma, peso e densidade).

Segurando o peso perto do corpo ao invés de deixá-lo longe, diminui o momento de curvatura na coluna lombar devido à distância entre o centro de gravidade e o objeto (Figura 5). Quanto menor o braço de momento produzido pelo peso de um dado objeto, menor a magnitude do momento de curvatura e assim mais baixa será a carga na coluna lombar, ANDERSSON et al (1976).

Figura 5. Carga elevada próximo ao corpo diminuindo o braço de alavanca, NIOSH (1981).

Quando um objeto for levantado com o corpo em uma posição de curvatura à frente, as forças produzidas pelo peso do objeto e pelo peso da parte superior do corpo criam um momento de curvatura no disco, resultando em um aumento da carga sobre a coluna.

Durante o levantamento, recomenda-se que o trabalho seja executado com os joelhos flexionados para reduzir a carga sobre a coluna. Essa recomendação só é válida se a técnica for usada da forma correta. O levantamento com os joelhos flexionados torna possível segurar o objeto junto ao tronco e assim, perto do centro de movimento na coluna. Entretanto, as cargas não são diminuídas se o objeto for pego em frente aos joelhos, longe do centro do movimento.

Durante o levantamento, os músculos eretores da espinha estão mais ou menos ativos, dependendo do grau da flexão do tronco.

Apesar de ser necessário menos atividade muscular para contrabalançar a parte superior do corpo quando o tronco é flexionado a mais de 60 graus, é necessário um aumento de tensão nos ligamentos neste ponto para manter a posição corporal, FARFAN & LAMY (1975). Os músculos espinhais eretores alongados e os músculos posteriores do quadril também ajudam a manter a posição do corpo.

No início do processo de levantamento, a pelve inclina-se para trás e a extensão lombar é lenta; assim a atividade dorsal é baixa durante esta fase do levantamento, DAVIS et al (1965). Quando a coluna começa a se estender, os músculos aumentam sua atividade. Uma vez que as forças produzidas pelos ligamentos têm menores braços que as produzidas pelos músculos, a carga nos ligamentos pode se tornar bastante alta se não houver estabilização da coluna devido a contrações musculares. Assim, para proteger os ligamentos e a coluna, os músculos dorsais deveriam estar ativos no início do levantamento mas não deveria ocorrer movimento com a coluna até que acabasse a fase inicial. O movimento espinal em todo o início do levantamento, aumenta o stress no segmento motor.

A resistência da coluna lombar às forças de curvatura é menor do que às forças de compressão. Estudos "in vitro" mostram que maior resistência é oferecida quando as cargas são aplicadas centralmente do que quando aplicadas excêntrica ou com inclinação. Essas descobertas sugerem que é preferida a posição vertical da coluna durante um levantamento para prevenir desalinhamento de discos. Estes estudos e outros mostram também que é produzido um aumento de pressão no disco na coluna lombar quando o tronco faz flexão lateral com carga ou flexão combinada com rotação ANDERSSON et al (1976).

Concluindo, a unidade vértebra-disco-vértebra constitui um segmento motor:

a unidade funcional da coluna. Se exposta a cargas compressivas de certa magnitude o corpo vertebral sofrerá fratura antes do disco ser atingido (lesado).

Quando cargas compressivas são exercidas sobre o disco, o stress compressivo é maior no núcleo pulposo onde o stress de tensão predomina na estrutura ao redor do anel fibroso.

Durante a curvatura, o disco projeta-se no lado côncavo da curva espinal e contrai no lado convexo. Cargas de torção e de curvatura criam maior stress no disco do que cargas compressivas. A capacidade do disco de estocar energia e distribuir a carga é reduzida com a degeneração do disco.

As articulações intervertebrais podem sustentar certa quantidade de carga compressiva dependendo da posição do corpo. Além disso, elas guiam o movimento do segmento motor. A orientação das facetas determina o tipo do movimento.

O centro instantâneo do movimento geralmente está no disco. O movimento entre duas vértebras é pequeno e não ocorre independentemente em seres vivos. Assim, o movimento funcional da coluna sempre é uma ação combinada de vários segmentos motores. O alcance do movimento varia individualmente e diminui no decorrer da idade.

O movimento do tronco envolve o movimento da pelve. Os primeiros 50 a 60 graus de flexão ocorrem na coluna lombar e uma maior flexão é realizada principalmente pela inclinação da pelve para frente.

Os músculos do tronco envolvidos no movimento também têm um papel importante em fornecer estabilidade extrínseca à coluna; estabilidade intrínseca é fornecida pelos ligamentos e discos. Manter a posição estendida em pé exige atividade muscular, ÖRTENGREN & ANDERSSON (1977).

As cargas sobre o disco lombar são relativamente grandes nos seres vivos. Durante a posição em pé estendida a carga compressiva é de aproximadamente duas vezes o peso do corpo.

A posição do corpo afeta as cargas na coluna lombar. A posição de curvatura para frente ou de torção causa maior stress na coluna lombar que a posição estendida, em pé. A posição sentada sem apoio também produz cargas maiores que na posição estendida, em pé.

Cargas aplicadas externamente podem sujeitar a coluna lombar a cargas

muito altas embora a pressão intra-abdominal ajude a apoiar a coluna. Para diminuir a carga na coluna durante o levantamento, a distância entre o tronco e o objeto levantado deve ser a menor possível.

As estruturas ligamentosas, que têm elasticidade limitada, são protegidas de espaço excessivo (pressão excessiva) pela contração muscular.

De acordo com a FUNDACENTRO (1982), para um operário brasileiro, os limites de peso que podem ser levantados sem causar problemas à saúde são: para adultos de 18 a 35 anos, homens 40kgf, mulheres 20kgf; de 16 a 18 anos, homens 16kgf, mulheres 8kgf; menos de 16 anos, é proibido o levantamento de carga.

Recomenda-se para as mulheres 50% dos valores máximos de levantamento de peso indicados para os homens. Aos jovens de 16 a 18 anos, recomenda-se que executem ocasionalmente o levantamento de no máximo 40% do peso destinado aos adultos.

O levantamento de peso para pessoas idosas deve ser evitado, pois seus ossos são frágeis e sua força muscular é pequena, FUNDACENTRO (1991).

Como procedimentos corretos indica-se como se posicionar junto à carga, mantendo os pés afastados, com um pé mais à frente que o outro; para aumentar a base de sustentação, abaixar-se fletindo os joelhos e mantendo a cabeça e as costas em linha reta; segurar firmemente a carga, usando a palma das mãos e todos os dedos; levantar-se usando somente o esforço das pernas e mantendo os braços estendidos. Aproximar bem a carga do corpo, manter a carga centralizada em relação às pessoas durante o percurso, não rodar a coluna para pegar a carga, não fletir a coluna, não manter as pernas fixas no chão e virar o corpo com a carga.

Momento de uma força, é definido como sendo o produto dessa força multiplicado pela distância perpendicular de sua linha de ação ao eixo de movimento.

A equação derivada da segunda lei de Newton para um sistema em equilíbrio, levando em consideração o torque é que a somatória dos momentos em relação a um ponto será igual a zero.

Se o momento de força produz um movimento horário (M.H.) da alavanca ou sistema coordenado, assume-se que o sinal é positivo. Se o momento de força tende a produzir um movimento contrário, no sentido anti-horário (M.A.H.) o sinal, assumido é negativo.

1.1.5 - Técnicas de Levantamento de Carga e Efeitos na Coluna

Segundo ADAMS & HUTTON (1983), o disco intervertebral consiste de uma rede de fibras colágenas embebidas em gel proteoglicano-água. O conteúdo de água do gel é variável e representa um equilíbrio entre duas pressões opostas: pressão mecânica (que desidrata o gel) e pressão do inchaço dos proteoglicanos hidrofílicos, que obriga o gel a absorver fluido.

Uma mudança na carga sobre o disco destruirá esse equilíbrio e o fluxo de fluido ocorrerá até que um novo equilíbrio seja conseguido.

Estudos com duas posturas extremas (sentado ou agachado com a coluna lombar totalmente flexionada e sentado ou ereto com a lordose lombar intacta) vem mostrar que:

- O carregamento de uma carga sustentada de um segmento lombar movimentado produz diminuição do núcleo puposo do disco intervertebral e reduz seu nível.

- Os discos flexionados perdem mais fluido, especialmente do núcleo puposo do que os discos eretos. Isto leva a que o fluxo de fluido nas posturas fletidas possa ajudar na nutrição dos discos lombares.

NWUBA (1986), estudou agricultores nigerianos (4 sujeitos foram selecionados) e seus instrumentos de trabalho onde usavam uma enxada com o cabo de 57cm e outra com 150cm (tradicional) para lavrar a terra. O operador leva a lâmina para o ar depois toca o solo e puxa em sua direção. A taxa normal deste ciclo é acima de 14 segundos. As enxadas foram usadas alternadamente com cabo de madeira. Com o cabo curto, os sujeitos flexionavam seu tronco num ângulo de 95-100 graus da vertical; com o cabo tradicional seu tronco oscilava entre 0 e 5 graus. O cabo longo reduziu a flexão do tronco e diminuiu a força muscular espinhal. Os sujeitos tiveram a frequência cardíaca monitorada previamente através de testes feitos em bicicleta ergométrica de fricção.

Depois do experimento chegou-se à conclusão de que o uso da enxada de cabo curto apresenta 64% a mais de demanda em termos de taxa de trabalho e 51% mais gasto de energia por unidade de volume de solo removido.

Um cabo longo se mostra superior ao curto requerendo menos energia para um mesmo trabalho realizado. A postura fletida aumenta a energia necessária para uma dada tarefa.

Esforços são desenvolvidos na coluna lombar quando trabalhando em flexão e estes são lesivos para a saúde humana. Alguns equipamentos demandam mais flexão para realizar um objetivo desejado.

SHIPPLEIN et al (1990), estudaram a influência da magnitude da carga na técnica de levantamento. Especificamente, foi hipotetizado que: com maior carga, o levantamento ocorre mais com as costas e menos com as pernas.

Os momentos de flexão-extensão ao nível L5-S1, quadril e joelho foram calculados para os sujeitos quando levantando caixas pesando de 50 a 250 N.

Os levantamentos foram executados usando uma técnica de estilo livre com velocidade normal. Os perfis de momentos (momento X tempo) foram analisados cinematicamente em função do peso levantado.

A cinemática do levantamento modificou com o peso aumentado. O momento na região da L5-S1 aumentou com o aumento de peso; entretanto, o momento correspondente ao joelho diminuiu.

Aparentemente com pesos maiores existe uma tendência a estender o joelho mais cedo durante o levantamento do que com pesos mais leves, caracterizando o reduzido momento no joelho.

RASCH & BURKE (1977), relatam que o movimento inicia-se pela extensão da articulação do quadril provocada pelos músculos das nádegas e pernas. No levantamento direto o esforço é em geral acompanhado pela contração do gastrocnêmio e do sóleo, com uma tendência resultante de se erguer os calcanhares do solo. Esta tendência é contrabalançada por um momento de sentido contrário produzido pelo peso corporal.

Na maioria das operações práticas de levantamento, a força máxima de levantamento está limitada pelo momento máximo de contra-peso que a obesidade corporal pode proporcionar e somente em casos excepcionais a força muscular dos extensores do tronco será o fator limitante. As proporções corporais podem ter, também alguma importância.

A lesão industrial comum das costas, é geralmente, uma simples distensão

---

miofascial mas, em esforços aumentados, repentinamente como os que surgem ao se levantar um peso nessa posição, poderá ocorrer o rompimento do anel fibroso ou de outros ligamentos intervertebrais. As lesões nas costas, resultante de levantamentos de pesos, são responsáveis por quase 12% de todas as lesões industriais. Entre 85 e 99% de todas as lesões graves nas costas ocorrem nos níveis L4/L5 e L5/S1.

Muitos treinadores de levantamento de peso utilizam uma plataforma elástica, conhecida como "HOPPER", para reduzir o perigo de lesões nas costas, quando se realizam levantamentos diretos.

Entre 80 e 90% de todas as dores nas costas são resultantes de hábitos mecânicos e posturais defeituosos.

1.2 - Patologias da Coluna Vertebral

O levantamento impróprio de uma carga vem trazendo muita preocupação em geral e atingindo um grande percentual da população.

Em 1981, segundo o “Quebec Task Force on Spinal Disorders”, o custo no Estados Unidos da América (E.U.A) para problemas na coluna foi de 150 milhões de dólares, sendo que 21 milhões de dólares foram gastos com cuidados médicos (14%) e 129 milhões de dólares (86%) com reposição salarial, devido à incapacidade para o trabalho, SINÓPSE DE REUMATOLOGIA (1999).

VERBEEK (1991), relata que as pessoas que apresentam problemas na coluna vertebral constituem uma faixa cada vez maior. Diversos estudos em vários países têm mostrado a relação entre as atividades de manuseio e movimento manual de cargas e a incidência de grande número de acidentes e lesões osteoarticulares, sobretudo na região lombar HASLEGRAVE (1994); CHAFFIN & PAGE (1994); MARRAS et al (1995); KIM & CHUNG (1995); HILDEBRANDT (1995).

Os problemas lombares dos trabalhadores, em geral, continuam aumentando. Segundo estudo realizado na Holanda, HILDEBRANDT (1995), no qual realizou-se um levantamento com 8.748 trabalhadores de ambos os sexos e diferentes profissões e ofícios, verificou-se que 26,6% apresentam dores nas costas de forma freqüente. Observou-se também que as atividades que apresentam maior grau de incidência são

---

as relacionadas com o transporte e manuseio de materiais. No mesmo país, ao longo de 1987 verificou-se que 21% dos trabalhadores tiveram licença por doença relacionada a problemas nas costas, das quais 32% com incapacidade permanente.

O índice de incapacidade e de morbidade por dor lombar é muito alto, levando com isso a grandes prejuízos e situações socio-econômicas muito graves. Nos Estados Unidos em 1990, foram gastos 192 milhões de dólares com medicamentos para dor lombar, sendo o custo total de tratamento estimado em mais de 50 bilhões de dólares ao ano, MERINO (1996).

Em 1999, aproximadamente 650.000 trabalhadores americanos sofreram lesões e doenças sérias causadas por esforços excessivos, repetição e outros fatores estressantes. Estes acidentes e doenças somam mais de 1/3 de todos os dias perdidos por acidentes e doenças do país e custam de \$15 a 20 bilhões de dólares por ano somente em custos de compensação, SINÓPSE DE REUMATOLOGIA (1999).

No âmbito nacional, não existe uma verdadeira consciência dos sérios problemas que o manuseio de cargas acima dos níveis máximos que o ser humano pode suportar, acarreta para a saúde dos trabalhadores. Segundo pesquisas atualizadas no Brasil, a principal dor sentida pela população é a dor nas costas.

No Brasil, onde as estatísticas de acidentes são alarmantes, foi observado que no ano de 1994, 38.304 trabalhadores sofreram acidentes de trabalho, segundo o Ministério da Previdência Social. Pode-se acreditar que a incidência de problemas na coluna é muito grande e causa, possivelmente, um enorme custo social e econômico. Isto pode ser fortalecido pelos dados obtidos junto ao Instituto Nacional do Seguro Social (INSS) do Estado de Santa Catarina. Esta Instituição mostra que, no ano de 1994, de um total de 18.585 acidentes registrados, 907 (4,88%) destes atingiram a região lombar, perdendo apenas para os dedos, mãos, e pé. Outro dado importante obtido desta fonte mostra que, do total de acidentes de trabalho registrados, segundo classificação por objeto causador, deslocar peso (erguer, carregar, puxar, etc) ocupa o terceiro lugar com 1.006 (6,63%) casos.

Do vasto campo das Patologias Lombares (congenitas ou adquiridas) foram relacionadas as patologias que apresentam fatores ocupacionais correlacionadas com o aparecimento da dor lombar. Estes estresses ocupacionais seriam o peso, repetição cumulativa da sobrecarga de peso e posturas assimétricas, assim como o

levantamento impróprio de carga.

As patologias mais frequentes, dentre os trabalhadores que realizam atividades de movimentação de materiais e esforços intensos, são apresentadas a seguir:

1.2.1 - Deformidades Físicas

O emprego de técnicas inadequadas, se traduz na adoção de posturas inadequadas, afetando as curvas da coluna vertebral e alterando a musculatura. As deformidades acontecem quando o trabalhador utiliza um músculo padrão a ponto de se tornar um hábito. Assim, observa-se que com o tempo, o trabalhador adota uma postura que é característica de seu trabalho, MERINO (1996). Algumas doenças relacionadas:

Escoliose. A escoliose (figura 6) segundo PITZEN & ROSSLER (1981), é uma doença caracterizada por uma curvatura lateral ou desvio angular de um ou mais segmentos vertebrais.

Figura 6. Escoliose, GROSSI (2000).

As escolioses podem ser classificadas como funcionais e estruturais:

Funcionais - São posições viciosas escolióticas e podem ser compensadas pelo próprio esforço muscular.

Estruturais - São aquelas em que a causa do desvio encontra-se localizada diretamente com as estruturas ósteo-ligamentares vertebrais e não podem ser compensadas com o próprio esforço muscular.

Principais Tipos de Escoliose:

- * IDIOPÁTICA (de causa desconhecida)
- * CONGÊNITA
- * MUSCULAR E NEUROMUSCULAR
- * TRAUMÁTICA

Cifose. É a convexidade posterior exagerada da coluna vertebral torácica (corcunda) GROSSI (2000) (figura 7). Saindo fora dos eixos dos limites fisiológicos, podendo ser provocada pela ausência de um corpo vertebral, malformação devido à segmentação incompleta dos corpos vertebrais, ausência de uma extremidade ou achatamento por compressão.

Figura 7. Cifose, GROSSI (2000).

Principais Tipos de Cifose:

- * ARQUEADA
- * ANGULAR
- * CONGÊNITA
- * SEDENTÁRIA

Lordose. Lordose (figura 8) é uma concavidade posterior exagerada da coluna também chamada de dorso em sela, acompanhada de uma inclinação da pelve para a frente e está relacionada diretamente com a retificação cervical e com o aumento da cifose dorsal. As causas mais frequentes são os distúrbios músculo-esqueléticos do ilíaco, psoas e dos ísquios surais.

Figura 8. Lordose, GROSSI (2000).

Quando a pelve é inclinada excessivamente para frente os músculos do dorso e flexores dos quadris são encurtados, enquanto os músculos do abdômen são alongados. Não há nenhum benefício em corrigir o desequilíbrio, apenas nos músculos do tronco ou do quadril: ambos os grupos devem ser ajustados e controlados para manter a pelve em seu grau de inclinação apropriado.

Traumatismo (hérnia de disco). Segundo CAILLIET (1979), a herniação ocorre após uma ruptura no anel fibroso que permite que o núcleo pulposo escape para o canal espinhal, comprimindo raízes nervosas e medula espinhal, parcial ou totalmente. Provocando dor, dormência e fraqueza muscular (figura 9), seus sintomas podem ser imediatos ou aparecer dentro de meses ou até anos.

As hérnias são encontradas em 95% dos casos nos espaços L4-L5 e L5-S1 que são pontos de maior estresse e mobilidade da coluna vertebral. Na maioria dos casos a hérnia discal é devida a um traumatismo e ao excesso de carga que a coluna suporta. O disco lombar suporta peso acima de 250kgf em um homem de 70kgf sentado.

Figura 9. Hérnia de Disco localizada entre as vértebras L3 - L4 e L4-L5, GRUPO DE RESSONÂNCIA DO IFSC (2000).

Diagnóstico:

O Diagnóstico pode ser feito através de informações passadas ao médico, com uma história completa e detalhada do problema, e através da solicitação de exames complementares tais como: Raio X, Ressonância Magnética, Tomografia Computadorizada, Eletroneuromiografia, Cintilografia Óssea.

1.2.2 - Deformidades Internas

Artroses. São alterações destrutivas das cartilagens e do aparelho capsuloligamentar das articulações (figura 10). É um processo não-inflamatório, que afeta especialmente as articulações que sustentam peso.

Figura 10. Articulações mais afetadas pela artrose, GROSSI (2000).

As Artroses localizam-se nas articulações intervertebrais anteriores, no joelho, no quadril, nas articulações metatarsofalangianas e interfalangianas distais.

Os sintomas aparecem a partir dos 40 a 50 anos de idade, sendo na mulher mais freqüente depois da menopausa. Os sintomas aparecem quando ocorre lesão do osso e do aparelho capsulo sinovial. A evolução é lenta e progressiva.

Osteoporose. A osteoporose é uma doença que atinge os ossos, diminuindo a quantidade de massa óssea, tornando o osso poroso, frágil e quebradiço (figura 11), podendo sofrer fraturas com facilidade quando submetido a pequenos esforços. Os ossos se modificam ao longo de nossas vidas, e em torno dos 30 a 40 anos de idade, nossos ossos param de se formar, começando a perda óssea, processo que é mais

acelerado na mulher, pois quando esta entra em menopausa, os níveis do hormônio estrogênio (que ajudam a equilibrar a perda e o ganho de cálcio nos ossos) caem bruscamente.

Figura 11. Osso do rádio com Osteoporose, GROSSI (2000).

As fraturas são os sinais mais freqüentes, particularmente fraturas das vértebras da região lombar, fraturas da cabeça do fêmur e fraturas após movimentos banais.

Fatores de Risco:

*Idade	*Sexo feminino	*Raça Branca
*Baixo Peso	*Menopausa	*História Familiar
*Sedentarismo	*Falta de cálcio	*Fumo, Álcool

Osteófitos. Segundo ROSSI (1984), muitos problemas que causam dor lombar são resultados de traumatismos e degeneração do disco intervertebral. O disco é submetido a esforços mecânicos a cada dia, no desempenho de nossas atividades normais.

Uma das alterações que ocorrem no disco são as rupturas no anel fibroso, que cicatrizam. Este tecido cicatricial não é tão resistente como o tecido normal e após

vários traumatismos repetidos inicia-se o processo de degeneração: o disco perde o seu teor de água (núcleo puposo) tornando-se rígido e perdendo a sua capacidade de absorver choques até que se achate, deixando as bordas calcificadas e com isso formando os osteófitos (bicos de papagaio), quando os osteófitos comprimem os nervos causam a dor.

Osteoartrite. A Artrite é um termo inespecífico que designa qualquer processo inflamatório articular.

A osteoartrite é uma doença articular degenerativa e não inflamatória das articulações que caracteriza-se pela deterioração e destruição da cartilagem articular e pela neoformação de osso nas bordas articulares, afetando primariamente os discos intervertebrais e levando ao seu estreitamento.

A idade é o fator mais importante no desenvolvimento da osteoartrite, seguida de esforços cumulativos e traumas mecânicos. As grandes articulações do corpo e a coluna são atingidas.

A osteoartrite é uma doença observada inicialmente como um leve endurecimento ou uma diminuição da mobilidade da articulação ou das articulações afetadas.

Não há tratamento satisfatório, e nenhum método que interrompa a doença, a qual é lentamente progressiva durante a vida.

Siringomielia. Doença crônica progressiva, que afeta principalmente a medula, (figura 12) considerada mais freqüente em homens por volta dos 30 anos .

É uma desordem do sistema nervoso na qual uma cavidade cheia de fluido, se desenvolve no cordão espinhal; com o aumento do volume e de pressão, se expande causando cavitação e destruição do centro do cordão espinhal. Atualmente não há nenhuma cura, NITRINI (1995).

A cavidade da siringomielia ora se limita à medula cervical, ora ocupa toda a extensão da medula; o diâmetro transversal costuma variar de um segmento para outro e é geralmente maior nas dilatações cervical e lombossacra da medula, ROWLAND (1986), BRAIN (1973).

Figura 12. Siringomielia em um estágio muito avançado, ROWLAND (1986).

As manifestações clínicas dependem da localização da cavidade medular. É frequente se iniciar pelas mãos, resultando no aspecto típico de mão em garra. A escoliose também é um sinal precoce. A destruição ou compressão das colunas laterais da medula causa a espasticidade nos membros inferiores e mais tarde os distúrbios esfincterianos.

1.3 - Biomecânica

Forças Internas. A biomecânica do movimento humano pode ser definida como uma área interdisciplinar, a qual descreve, analisa e busca melhorar o movimento do corpo humano analisando simples tarefas de trabalho ou até mesmo desempenho de atletas profissionais, WINTER (1990).

Segundo AMADIO (1996), a biomecânica pode ser conceituada como uma ciência que trata de análises físico-matemáticas de sistemas biológicos e como consequência, de movimentos humanos. Esses movimentos são analisados através de leis e conceitos mecânicos com relação a parâmetros específicos do sistema biológico.

A biomecânica é, portanto, uma ciência interdisciplinar que utiliza os conhecimentos de áreas como a física, matemática, fisiologia, engenharia da reabilitação e anatomia, podendo ser dividida em interna e externa.

A biomecânica interna segundo AMADIO (2000), investiga as forças que têm sua origem dentro do corpo e na maioria dos casos pressupõe conhecimento da biomecânica externa. Assim, por exemplo, uma força muscular que aplicada a um determinado osso e a reação a ela, são forças internas ao corpo humano, juntamente com as forças musculares nas articulações, nos tendões e nos ligamentos.

A biomecânica interna preocupa-se com a determinação dessas forças (forças articulares e musculares) e suas conseqüências resultantes sobre o biomaterial, frente às diferentes formas de solicitação mecânica (pressão, tração, flexão, torção e etc). Estas variáveis, dificilmente serão passíveis de serem medidas diretamente, mas podem ser calculadas por intermédio de parâmetros da cinemática e dinâmica do movimento, bem como das características físicas (mecânicas) do aparelho locomotor e de suas estruturas funcionais, AMADIO (1996).

A biomecânica externa representa parâmetros de determinação quantitativa e/ou qualitativa referente às mudanças de lugar e posição do corpo humano em movimento na sua totalidade, ou seja, referem-se às características observáveis exteriormente na estrutura do movimento.

1.3.1 - Métodos de Medição

Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são: antropometria, cinemetria, dinamometria e eletromiografia, BAUMANN (1995).

Utilizando-se destes métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo a maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano, como descrito na figura 13.

Figura 13. Áreas para análise biomecânica do movimento humano, BAUMANN (1995).

Utilizando estes métodos, que são mostrados resumidamente a seguir, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo a maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano.

Antropometria. As grandezas derivadas da anatomia humana são objeto de estudo da antropometria. Ela determina os parâmetros geométricos e inerciais do corpo humano e também fornece a segmentação da estrutura do corpo humano adequadamente dividido para a análise matemática, determinando:

- (a) A forma geométrica de cada segmento, as posições das articulações entre os segmentos, a posição do centro de massa de cada segmento corporal, bem como os pontos de origem e inserção dos músculos para determinação das linhas de ação das forças musculares e braços de alavanca;
- (b) Os parâmetros inerciais: massa de cada segmento, momento de inércia e raio de giração.

As variáveis antropométricas fundamentais (massa, centro de massa e momento de inércia dos segmentos, bem como a localização dos pontos de ação das forças) podem ser obtidas através de procedimentos teóricos. O emprego de um determinado procedimento deve ser escolhido adequadamente, levando-se em conta o grau de precisão dos dados obtidos, VECCHIA (1998).

Cinemetria. A cinemetry determina os parâmetros cinemáticos do movimento: posição e orientação espacial, definido um sistema de coordenadas, velocidade e aceleração de cada segmento em relação ao seu centro de massa ou outro ponto na superfície do corpo que tenha relação com a estrutura interna do corpo e com propriedades funcionais no movimento.

A cinemetry pode se utilizar de equipamentos de vídeo para o registro de imagens usando luz visível ou infravermelha, e de procedimentos para reconstrução de coordenadas dos pontos anatômicos de interesse e também de rotinas específicas que calculam as variáveis cinemáticas, através da derivação das posições dos segmentos corporais. Também pode se utilizar de sensores que possibilitam medir tais variáveis, como acelerômetros, goniômetros e sensores de ultra-som, VECCHIA (1998).

Dinamometria. A dinamometria, como o próprio nome diz, se ocupa das variáveis dinâmicas medidas externamente através de transdutores de força, englobando todos os tipos de força e pressão acessíveis externamente. Ela se preocupa em medir tanto forças externas de reação do solo como as forças dos

---

membros, que é de particular interesse nas atividades motoras estáticas ou dinâmicas que envolvam alguma fase de apoio. Para isso podem ser utilizados a plataforma de força e também o Fscan, instrumentos de medição da dinamometria., VECCHIA (1998).

Eletromiografia (EMG). A eletromiografia se ocupa da atividade muscular, medindo o sinal bioelétrico produzido durante as contrações musculares. O registro eletromiográfico representa o resultado do estímulo neural para o sistema muscular e fornece importantes informações para a modelagem do sistema dinâmico neuro-músculo-esquelético, VECCHIA (1998) e o Fscan apresenta vantagens sobre a plataforma, pois permite monitorar a homogeneidade da marcha.

1.4 - Identificação do Problema

Analisar e corrigir a postura, os movimentos repetitivos do dia a dia e as cargas a que o corpo está submetido, torna-se essencial para a manutenção da postura. Manter as estruturas muscular e óssea em ordem alivia a coluna que está sempre submetida a sobrecargas.

A Sociedade Brasileira de Reumatologia (SBR) estima que 4 em cada 5 brasileiros têm ou terão uma dor importante na coluna, ARRUDA (2000).

Dados do Hospital do Servidor Público de São Paulo apontam que 60% dos trabalhadores no Brasil sofrem de dores nas costas, mas apenas 30% se tratam.

Foi observado, ARRUDA (2000), que a incidência de lombalgias é muito grande, causando um enorme custo social e econômico.

Um estudo para localização e caracterização de dor causada por distúrbios osteomusculares foi feito com dentistas de Belo Horizonte: uma das regiões mais acometidas é a coluna lombar, apresentando taxas de prevalência que variam de 36 à 57% nesta região, CADERNO SAÚDE PÚBLICA (2001).

Desenvolver um modelo biomecânico para avaliação das forças atuantes na coluna lombar torna-se uma ferramenta para profissionais que atuam na área de

---

reabilitação postural global, com a finalidade de minimizar os quadros clínicos de lombalgias, alertando a todos do quanto se está exigindo da nossa coluna.

2 - OBJETIVOS

Os objetivos do presente trabalho foram desenvolver aspectos metodológicos da análise da sustentação de carga em postura imprópria, utilizando imagens de Ressonância Magnética para a identificação dos músculos e suas inserções musculares e a imagem de pontos marcados no sujeito durante a sustentação da carga, para incrementar modelos biomecânicos capazes de estimar as forças atuantes durante atividades de sustentação imprópria de carga .

3- MATERIAL E MÉTODOS

O estudo utilizou como procedimentos de medidas a cinemetria e a antropometria. Para a cinemetria foram utilizadas câmeras de aquisição de imagens, a partir das quais se obteve um registro do indivíduo elevando uma carga de aproximadamente 20% do peso corporal a 50 cm do chão. O uso de um modelo antropométrico permitiu a construção de um modelo biomecânico.

Foram utilizadas imagens de ressonância magnética nuclear para a localização dos ângulos de inserção musculares.

O modelo básico utilizado nesta pesquisa para determinação, análise e descrição de forças internas na coluna vertebral, pode ser colocado na forma de diagrama de blocos como mostrado a seguir, na figura 14.

Cada bloco será melhor abordado nos itens seguintes.

Figura 14. Diagrama de Blocos do modelo básico utilizado nesta pesquisa para determinação, análise e descrição das forças internas na coluna vertebral.

3.1 - Dados Antropométricos

O modelo antropométrico utilizado para implementação da rotina de avaliação das forças e momentos intersegmentares foi o modelo de Zatsiorksky, LEVA (1996). Este modelo apresenta fácil aplicação e rápida mensuração das variáveis de entrada, que são somente a massa e a estatura do sujeito.

3.2 - Amostra Experimental

Para a realização do trabalho e implementação do procedimento foi selecionado um indivíduo voluntário, saudável, do sexo masculino, com 45 anos de idade, estatura 1,72 m e massa corporal 60 quilos, cujas funções do aparelho locomotor e neuromuscular não apresentavam comprometimentos, para efetuar o movimento de levantamento e a seqüência de testes.

O indivíduo declarou concordância em participar do experimento após receber detalhada explanação sobre o assunto e sobre o teste ao qual seria submetido.

3.3 - Seleção da Musculatura Principal

A musculatura principal foi selecionada de acordo com a contribuição direta para o movimento de flexão/extensão da coluna vertebral, YETTRAM & JACKMAN (1982).

3.3.1 - Grupos Musculares

As fibras musculares variam em número, tamanho e direção relativamente à "linha de tração" final de suas inserções e em certos aspectos da ação muscular, nos quais estas variantes estruturais estão implicadas.

De modo geral, os músculos podem ser agrupados de acordo com a orientação de seus fascículos e de acordo com a direção final de tração nas suas inserções.

A força máxima que um músculo pode produzir é, afinal, dependente de sua massa efetiva de tecido contráctil, que por sua vez reflete número e dimensões de suas fibras, enquanto seu limite máximo de contração sem resistência é função do comprimento de suas fibras musculares, DANIELS & WORTHIGHAM (1981).

Grupo flexor. Situado anteriormente à coluna vertebral, provoca o movimento de flexão, de fácil execução, bastando para isso afrouxar a musculatura posterior visto que a própria gravidade tende a levar a coluna para frente; provoca a formação de um arco único, elíptico, de convexidade posterior e, em consequência, o desaparecimento das curvas cervical e lombar, com acentuação dorsal.

Grupo extensor. Situado posteriormente à coluna vertebral, provoca o movimento de extensão; a coluna formará uma haste com duas extremidades recurvadas (cervical, lombar), reduzindo a curvatura dorsal; a grande massa lombar é que irá fornecer força para o levantamento de grandes cargas, sendo uma musculatura que está sempre em semicontração, devido à tendência de queda para frente do tronco. Esta queda para frente é também observada na cabeça durante o sono, com idade avançada. A extensão não é dada pelo achatamento das curvaturas e sim pela separação dos corpos vertebrais.

Grupo rotador. É o que fornece o movimento de pivotamento, sendo que na prática é impossível um pivotamento puro sem associação com uma inclinação; é mais acentuado na região da cabeça e do pescoço do que na região dorsal, sendo praticamente nulo na região lombar; há uma acentuação da região cervical com diminuição da dorsal.

Grupo Inclinator. É aquele que faz a inclinação da coluna formando um arco único de concavidade dirigida para fora, sendo que a região dorsal é rígida apresentando dupla angulação nas junções cervical e lombar.

3.3.2 - MÚSCULOS

Neste tópico são estudados detalhadamente os principais músculos que contribuem de maneira direta para o movimento de Flexão/Extensão da Coluna vertebral.

Inicialmente vamos identificá-los, classificando-os segundo os grupos musculares, origem, inserção e função, SOBOTTA (1993):

(1) – Músculos Extensores do Tronco

Multífidus. Originam-se na face dorsal do osso sacro, processos transversos de todas as vértebras lombares, torácicas e cervicais inferiores. Inserem-se nos processos espinhosos das vértebras lombares, torácicas e cervicais até o áxis. Função: Quando atuando individualmente e unilateralmente curvam a coluna vertebral para o lado e rodam. Quando atuando bilateralmente, estendem a coluna vertebral (figura 15).

Semi Espinhal do Tórax. Origem: passa obliquamente para cima e medialmente a partir dos processos transversos da 6^a à 10^a vértebras torácicas para os processos espinhosos das primeiras quatro vértebras torácicas e as últimas duas vértebras cervicais. Ausente nas vértebras lombares. Processos transversos de todas as vértebras torácicas e a 7^a vértebra cervical. Inserção: processos espinhosos dos 4 a 6 segmentos mais altos do que suas origens incluindo a espinha do áxis. Função: estende a coluna vertebral (especialmente nas vértebras cervicais) e a cabeça, curvando a cabeça para trás (figura 16).

Iliocostal Lombar. Origem: como músculo eretor da espinha, junto com o músculo longuíssimo, parte do osso sacro, face dorsal e da crista ilíaca, lábio externo. Inserção: ângulos das costelas 5 A 12; cranial: tendinoso, caudal: carnoso. Função: músculos de ambos os lados, atuando juntos, estendem a coluna vertebral e ajudam na manutenção da postura ereta. Os músculos de um só lado, atuando sozinhos, curvam a coluna vertebral para o lado (figura 17).

Iliocostal Torácico. Origem: faixas individuais da 12^a à 7^a costelas. Inserção: por tendões finos nos ângulos das 6 costelas superiores e processo transversal da 7^a vértebra cervical. Função: estendem a coluna vertebral e ajudam na manutenção da postura ereta. Os músculos atuando sozinhos curvam a coluna para o lado (figura 18).

Longuíssimo Torácico . Origem: como músculo eretor da espinha, junto com o músculo iliocostal, parte do osso sacro, face dorsal e processos espinhosos das vértebras lombares com algumas faixas dos processos transversos das últimas vértebras torácicas. Inserção: cranial (tendões arredondados), caudal (carnoso), medial (processo acessório das vértebras lombares superiores; processos transversos das vértebras torácicas) e lateral (processos costais das vértebras lombares superiores e todas as costelas entre seus ângulos e os tubérculos). Função: músculos de ambos os lados, atuando juntos, estendem a coluna vertebral e ajudam na manutenção da postura ereta. Os músculos de um só lado, atuando sozinhos, curvam a coluna vertebral para o lado (figura 19).

Músculo Espinhal Torácico. Origem: processos espinhosos das últimas duas vértebras torácicas (fundindo-se com o músculo longuíssimo). Inserção: processos da 3^a à 9^a vértebras torácicas unidas com os músculos multifídus. Função: músculos de ambos os lados, atuando juntos, estendem a coluna vertebral e ajudam na manutenção da postura ereta. Os músculos de um só lado, atuando sozinhos, curvam a coluna vertebral para o lado (figura 20).

(2) – Músculo Flexor do Tronco

Quadrado Lombar. Origem: ligamento iliolumbar, crista ilíaca. Ocasionalmente a partir das bordas superiores dos processos transversos das três ou quatro vértebras lombares inferiores. Inserção: borda inferior da última costela e processos transversos das quatro vértebras lombares superiores. Função: flexiona a coluna vertebral, deprime a última costela e fixa as últimas duas costelas, atuando conjuntamente com o diafragma na respiração (figura 21).

Figura 15. Músculo Multifídus, YOKOCHI (1989).

Figura 16. Músculo Semi-espinhal do Tórax, YOKOCHI (1989).

Figura 17. Músculo Iliocostal Lombar, YOKOCHI (1989).

Figura 18. Músculo Iliocostal do Tórax, YOKOCHI (1989).

Figura 19. Músculo Longuísimo Torácico, YOKOCHI (1989).

Figura 20-Músculo Espinhal do Tórax, YOKOCHI (1989).

Figura 21-Quadrado Lombar, KENDALL (1986).

Músculos Acessórios. As ações dos grupos musculares são intrinsecamente interligadas. A ação de um grupo não pode ser definida sem referência ao outro. Quando há desequilíbrio entre os músculos que deveriam estar trabalhando, os músculos acessórios são solicitados para ajudar no movimento e fazer a estabilização e rotação da coluna vertebral.

Os músculos, suas ações, origens e inserções podem ser vistos no Anexo II.

3.4. - Ressonância Magnética

A tomografia por ressonância magnética nuclear (RMN), segundo TANNUS (1987), veio resolver um grave problema que decorre da Tomografia Computadorizada por raios-X: a radiação ionizante. Essa técnica de obtenção de imagens permite analisar patologias sem necessidade de intervenções cirúrgicas.

A técnica da RMN propicia uma extraordinária resolução de detalhes anatômicos, excelente contraste entre tecidos moles de diferente constituição, não exige meios de contraste e as informações estruturais e fisiológicas obtidas são superiores às alcançadas pelas outras técnicas, GIL (1977).

O avanço da RMN na prática médica contribuiu para a consolidação da medicina esportiva como nova especialidade médica, para onde convergem interesses da ortopedia, fisioterapia, fisiologia, radiologia, reumatologia, fisioterapia e educação física.

A introdução das bobinas de superfície, em torno de 1986, tornou possível o estudo das articulações, o que antes era avaliado com o exame físico, raio-X simples e contrastado (Artrografia). A RMN é um método não invasivo, indolor e que pode ser realizado na fase aguda do trauma, quando o exame físico é limitado. A sua acurácia é maior que 90% e é semelhante à da artroscopia nas lesões de joelho.

A alta profissionalização dos atletas exige os recursos da RMN para o diagnóstico preciso e precoce, para o tratamento e retorno às atividades o mais rápido possível.

A dor nas costas tem inúmeras causas. A mais comum é o excesso de trabalho, numa coluna vertebral sustentada por músculos sem o adequado preparo físico. Mas, com o passar dos anos, os discos que separam as vértebras vão sofrendo

desgaste e ficando mais frágeis. Ocorre um lento processo de desidratação dos mesmos, levando a uma patologia conhecida como discopatia degenerativa MALCOLM (1992).

Esta doença é responsável pelas dores nas costas que não melhoram com o repouso ou tratamento. O disco degenerado só pode ser visualizado numa RMN, onde vai aparecer com alteração de cor, ficando mais escuro que os discos normais. O exame também mostra com muitos detalhes, os elementos nervosos dentro do canal medular, bem como a presença ou não de uma hérnia de disco.

O aparelho usado neste trabalho foi o TORM 05 (figura 22), desenvolvido pelo grupo de Ressonância do Instituto de Física de São Carlos da USP, sob a orientação do Professor Titular Horácio Carlos Panepucci e localizado na Santa Casa de São Carlos que é constituído de:

- (a) Magneto supercondutor de 0,5 Tesla com sistema de reciclagem de Hélio incorporado que reduz o custo operacional.
- (b) Plataforma computacional Pentium II.
- (c) Sistema operacional Windows e interface gráfica intuitiva que facilita o treinamento e agiliza o uso.

Figura 22 - Aparelho de RMN TORM 05, localizado na Santa Casa de São Carlos, GRUPO DE RESSONÂNCIA DO IFSC USP (2000).

O sujeito permaneceu deitado sobre uma mesa especial que se movimenta dentro do cilindro, com aberturas em ambas as extremidades.

É muito importante, durante o exame, que o sujeito permaneça imóvel, pois um movimento pode prejudicar a qualidade da imagem a ser obtida. O exame completo pode durar entre 20 minutos e 2 horas, dependendo de quanto do corpo está sendo estudado. Neste trabalho foram gastas mais de 18 horas de coleta, pois o estudo exigia vários tomos de 4 mm de espessura em diversos planos, até se conseguir a imagem pretendida, isto é, localizar os músculos de interesse e traçar o ângulo de inserção com a coluna vertebral.

A Ressonância Magnética é um dos exames mais eficientes para a visualização das fibras musculares e tecidos moles. Através da direção das fibras pode-se encontrar os ângulos de inserção muscular.

Várias tomadas foram feitas: eixos sagital, coronal e transversal (figura 23).

Figura 23. Tomos nos eixos: (a) sagital, (b) coronal ou frontal, (c) transversal.

No plano sagital as imagens não foram adequadas para a visualização dos feixes musculares. Não se conseguiu discriminar um músculo do outro com precisão.

No plano coronal as imagens foram perfeitas para o diagnóstico das inserções musculares, porém, não foram adequadas para a aplicação do modelo biomecânico, onde as forças se anulam. Assim, foram feitas novas tomadas de imagens no plano transversal.

No plano transversal as imagens foram adequadas para a visualização dos feixes musculares; estes foram primeiramente identificados com a ajuda do médico local.

Após a identificação dos músculos, novas tomadas foram feitas procurando sempre posicionar os tomos o mais próximo possível das inserções musculares. Devido à complexidade da arquitetura muscular, não foi possível chegar exatamente à inserção do músculo na vértebra.

Os tomos mais próximos das inserções foram escolhidos e com uma sobreposição de imagens (figura 24), conseguiu-se a distância entre cada tomo e a distância do centro do músculo (em relação a parte inferior da vértebra) ao começo do forame vertebral (figura 25).

Figura 24 - Sobreposição dos tomos

Figura 25 - Localização da parte inferior da vértebra e começo do forame vertebral

Com as distâncias entre os tomos e a distância do músculo em relação à vértebra, foi possível traçar uma reta estimando o ângulo de inserção muscular de cada músculo (figura 26).

Figura 26 - Reta traçada das distâncias entre o centro dos fusos musculares até a distância da parte inferior da vértebra e começo do forame vertebral

3.5. - Modelo de Zatsiorsky

O modelo antropométrico descrito por ZATSIORSKY & SELUYANOV (1983) é composto de 16 segmentos, considerando a cabeça, os segmentos pé, perna, coxa, mão, antebraço e braço para os dois lados e tronco dividido em parte superior, média e inferior (figura 27). O tronco subdividido foi um dos fatores primordiais para a escolha do modelo de Zatsiorsky, pois no levantamento de peso, o tronco não pode ser considerado como uma haste rígida.

ZATSIORSKY (1984), estudou uma amostra de 100 homens e 16 mulheres com peso aproximadamente de 73kgf com uma variação de 9,1kgf para mais ou menos e altura de 174,1cm com uma variação de 6,2cm para mais ou para menos, afirmando que o modelo só era válido dentro destes limites, devendo ser aplicado somente a indivíduos com os mesmos padrões antropométricos dessa amostra (tabelas 1,2,3 e 4).

Figura 27 – Modelo Antropométrico de ZATSIORSKY, LEVA (1996).

Tabela 1 – Definição das extremidades proximal e distal dos diversos segmentos para o modelo de ZATSIORSKY , LEVA (1996).

SEGMENTO	EXTREMIDADE PROXIMAL	EXTREMIDADE DISTAL
Cabeça	Vértice da cabeça	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical
Tronco Total	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical	Plano que corta em um ângulo de 37 graus a crista ilíaca superior
Tronco Superior	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical	Processo Xifóide
Tronco Médio	Processo Xifóide	Linha do Umbigo
Tronco Inferior	Linha do Umbigo	Plano que corta em um ângulo de 37 graus a crista ilíaca superior
Braço	Altura do Ombro - Acrômio	Centro da articulação do cotovelo
Antebraço	Centro da articulação do cotovelo	Centro da articulação do punho
Mão	Centro da articulação do punho	Extremidades dos dedos
Coxa	Plano que corta em um ângulo de 37 graus a crista ilíaca superior	Extremidade superior da tíbia
Perna	Calcanhar	Extremidade inferior da tíbia
Pé	Calcanhar	Extremidade dos artelhos

Tabela 2. – Comprimentos dos segmentos médios estimados para os sujeitos de ZATSIORSKY
os comprimentos de segmentos estão definidos como distâncias longitudinais entre as extremidades respectivas do segmento, LEVA (1996).

	COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS (mm)	
SEGMENTO	FEMININO	MASCULINO
Cabeça	243,7	242,9
Tronco Total	690,1	709,3
Tronco Superior	228,0	242,1
Tronco Médio	205,3	215,5
Tronco Inferior	256,8	251,7
Braço	235,9	244,8
Antebraço	247,1	251,3
Mão	172,0	189,9
Coxa	496,2	520,2
Perna	393,8	393,4
Pé	228,3	258,1

Tabela 3. – Porcentagem das massas dos segmentos, relativas a massa corporal, LEVA (1996).

	% MASSA	
SEGMENTO	FEMININO	MASCULINO
Cabeça	6,68	6,94
Tronco Total	42,57	43,46
Tronco Superior	15,45	15,96
Tronco Médio	14,65	16,33
Tronco Inferior	12,47	11,17
Braço	2,55	2,71
Antebraço	1,38	1,62
Mão	0,56	0,61
Coxa	14,78	14,16
Perna	4,81	4,33
Pé	1,29	1,37

Tabela. 4 – Porcentagem de CM dos segmentos relativos aos comprimentos longitudinais de segmentos, LEVA (1996).

	% CENTRO MASSA	
SEGMENTO	FEMININO	MASCULINO
Cabeça	48,41	50,02
Tronco Total	49,64	51,38
Tronco Superior	20,77	29,99
Tronco Médio	45,12	45,02
Tronco Inferior	49,20	61,15
Braço	57,54	57,72
Antebraço	45,92	46,08
Mão	74,74	79,00
Coxa	36,12	40,95
Perna	44,16	44,59
Pé	40,14	44,15

3.6. - Aquisição de Dados

3.6.1. - Cinemetria

Registro da Imagem. O esquema completo de montagem da aparelhagem para a filmagem consistiu de 2 câmeras de vídeo JVC GR-DVL 9.500, frequência de 60Hz, 2 suportes para as câmeras, 2 registradores de tempo, 1 computador e 2 iluminadores (proporcionam um maior contraste com os pontos reflexivos marcados no indivíduo). Foi possível acompanhar simultaneamente pelo monitor do computador a imagem que iria ser registrada nas câmeras. Um fundo de cor preta foi adotado para facilitar o contraste nas filmagens.

Antes de iniciar a filmagem, de maneira a permitir a calibração e reconstrução das coordenadas tridimensionais das coordenadas dos pontos marcados no indivíduo, filmou-se uma estrutura semelhante às linhas de prumo com marcadores, que se assemelham ao cubo de calibração. O cubo possuía pontos marcados com coordenadas de referência (x_0 , y_0 , z_0).

O indivíduo antes de ser filmado recebeu uma marcação especial com marcadores reflexivos nas vértebras desejadas. A seqüência dos 10 pontos marcados pode ser observada na figura 28.

Figura 28. Pontos Reflexivos marcados na pele do indivíduo, mostrando a localização dos 10 pontos de interesse no levantamento (1-Sacral qualquer, 2- Quinta lombar, 3- Segunda lombar, 4- Terceira torácica, 5- Sétima cervical, 6- Vértice da cabeça, 7- Acrômio direito, 8- Acrômio esquerdo, 9- Crista Ilíaca direita, 10- Crista Ilíaca esquerda).

As câmeras foram colocadas de forma que todos os marcadores da coluna pudessem ser visualizados, durante todo o movimento de flexão/extensão. O mesmo aconteceu com a altura das câmeras que foram ajustadas de modo a possibilitar o registro do indivíduo.

A carga levantada correspondia aproximadamente a 20% do peso do indivíduo, estando a 50 cm do solo.

Digitalização e reconstrução tridimensional das Coordenadas. Para uma melhor compreensão do sistema como um todo um fluxograma foi proposto (figura 29).

Figura 29. Fluxograma do Sistema Proposto, Barros (1997).

O sistema consiste fundamentalmente de equipamentos (hardware) e um programa de computador (software). Na parte indicada como “software”, (figura 29), é apresentada a estrutura do menu principal do programa dedicado ao sistema que foi denominado DVIDEOW (Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits), Software desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomecânica FEF e Instituto de Computação da UNICAMP, BARROS (1997).

Um breve comentário será feito sobre os procedimentos adotados, de acordo com a figura 29.

Registro do Objeto de Calibração. Uma vez posicionadas as câmeras, um conjunto de pontos de apoio com coordenadas espaciais conhecidas, no mínimo 6, deve ser registrado simultaneamente por todas as câmeras que serão utilizadas na filmagem. Foram utilizados pontos de apoio previamente existentes no cenário onde a filmagem foi realizada, com coordenadas espaciais relativas conhecidas.

Registro do Movimento. Uma vez feito o registro do ponto de apoio, o objeto de calibração foi retirado do local da filmagem e o movimento de interesse ali realizado, sem que a posição, orientação ou foco das câmeras tenham sido alterados.

Sincronização das Câmeras. A sincronização das câmeras é feita por áudio, onde são acoplados na base das câmeras, "walkmans" FM/AM (Sony SRF-49) que transmitem os sinais sonoros.

Conversor Analógico Digital. A conversão é feita através de uma placa no computador.

Armazenamento das Informações. Depois da conversão ter sido feita, arquivos digitais no disco rígido do computador, armazenaram o registro feito por cada câmera e servindo de entrada para o software de análise de movimentos.

Os procedimentos seguintes foram realizados no software de DVIDEOW.

Calibração e Reconstrução 3D dos marcadores no espaço. Cada seqüência de imagens armazenadas em disco foi carregada no software para que fossem realizados os procedimentos de calibração das câmeras e medição de coordenadas.

Procedimento de Calibração. O método utilizado de calibração de câmeras e reconstrução tridimensional de coordenadas é conhecido por Direct Linear Transformation (DLT), ABDEL-AZIZ & KARARA (1971).

O Método DLT. Para que seja possível a obtenção de coordenadas tridimensionais de pontos de interesse, a partir das medidas em suas projeções, é necessário encontrar as transformações matemáticas que relacionam as projeções do ponto procurado às suas coordenadas espaciais.

A solução completa do problema divide-se em 2 procedimentos, a saber:

- (a) Calibração das câmeras.
- (b) Reconstrução das coordenadas espaciais a partir das medições das projeções em 2 câmeras.

A grande vantagem deste método é que não exige a utilização de câmeras métricas, isto é, este método possui os parâmetros de orientação interna conhecidos (distância principal, posição principal e curva de distorção da lente). Utilizando este método tanto os parâmetros internos como os externos são recuperados analiticamente. Os parâmetros externos são definidos: 3 coordenadas (X,Y,Z) que determinam a posição da projeção da câmera, 2 ângulos determinando a direção das câmeras e um terceiro ângulo determinando a direção de um feixe de raios provenientes de um objeto no espaço, CORRÊA (1996).

Para se utilizar o DLT são necessários no mínimo seis pontos de referência para que seja possível a calibração da câmera. Estes pontos devem ter coordenadas espaciais conhecidas, não podem ser coplanares e devem envolver todo o espaço a ser ocupado pelo objeto durante o estudo. É imprescindível que os pontos sejam fixos e visíveis pelas duas câmeras. Utilizou-se como pontos do sistema de referência uma estrutura constituída de esferas de tamanhos iguais e conhecidos. Após a filmagem inicial desses pontos não se pode mais mover as câmeras.

O método DLT calcula inicialmente 11 coeficientes que contêm todas as informações relativas às orientações interna e externa da câmera. Estes coeficientes são obtidos a partir dos seis pontos de referência, com suas coordenadas espaciais conhecidas. Portanto o primeiro passo é medir as coordenadas X, Y e Z dos pontos selecionados. Ao filmar estes pontos fixos, passa-se então a possuir as coordenadas X' e Y' de cada ponto de referência. De posse desses dados calcula-se os 11

coeficientes a partir de 12 equações, sendo duas equações (equações 1 e 2), para cada ponto de referência e assim definidas:

$$X'_n + \frac{L_1X_n + L_2Y_n + L_3Z_n + L_4}{L_9X_n + L_{10}Y_n + L_{11}Z_n + 1} = 0 \quad (1)$$

$$Y'_n + \frac{L_5X_n + L_6Y_n + L_7Z_n + L_8}{L_9X_n + L_{10}Y_n + L_{11}Z_n + 1} = 0 \quad (2)$$

onde L_1 a L_{11} são os coeficientes a serem calculados,

X'_n e Y'_n são as coordenadas da imagem do ponto n e

X_n, Y_n, Z_n são as coordenadas reais do ponto

Este cálculo é realizado novamente para a câmera dois. Ao final têm-se os 11 coeficientes para cada câmera. Após retirar-se o cubo, filma-se o objeto de estudo e digitaliza-se a imagem do objeto a partir das duas câmeras. Têm-se, portanto, as coordenadas X' e Y' da imagem de cada ponto a partir de cada câmera. Utiliza-se então a mesma fórmula anterior, entrando-se com os coeficientes previamente calculados e com os valores X' e Y' da imagem. Obtêm-se então as coordenadas X, Y e Z de cada ponto. Isto só é possível de ser obtido porque cada ponto estudado gera quatro equações (duas de cada câmera), o que permite a solução das variáveis.

Neste método, portanto, é fundamental a precisão na medida dos valores reais dos pontos de referência, que levam ao cálculo dos 11 coeficientes, assim como a medida das coordenadas das imagens realizada no digitador, CORRÊA (1996).

a) -Calibração das Câmeras.

O cubo de calibração (figura 30) utilizado no estudo apresentou 90 pontos distribuídos nos 3 planos com coordenadas (x, y, z) conhecidas.

Figura 30. Cubo de Calibração com medidas conhecidas para calibração do espaço onde foram realizadas as medidas. Cada uma das referências está associada a coordenadas de tela, isto é, à linha e à coluna da imagem.

Através do sistema de DLT, foram obtidos os parâmetros de orientação interna e externa para cada câmera em relação ao nosso sistema de referências. Uma vez que a posição e orientação das câmeras não eram mais alteradas, o objeto de calibração era então removido, para que o indivíduo pudesse executar o movimento mais livremente.

b) -Procedimento de Reconstrução Tridimensional

Uma vez determinados os valores dos parâmetros para a DLT para cada uma das câmeras, estas foram consideradas calibradas. Assim todos os movimentos registrados pelas câmeras, a partir da mesma posição e orientação em que foi feita a calibração, puderam ser posicionados no espaço pela medição apenas dos valores das coordenadas de tela (projeções) (figura 31).

Figura 31. Imagens projetadas por 2 câmeras do levantamento feito pelo sujeito, com pontos de interesse marcados sobre a pele.

Com as equações do sistema DLT, obtivemos as coordenadas espaciais de cada ponto de interesse em cada imagem.

Depois do término da reconstrução, o resultado foi analisado e as imagens salvas no computador, terminando assim o processo.