

5 - DISCUSSÃO

Este estudo faz parte de um projeto envolvendo aspectos metodológicos no levantamento de carga na coluna vertebral. Iniciou-se com o trabalho do NIOSH (National Institute For Occupational Safety and Health), no qual foi estudado um método para determinar a carga máxima a ser manuseada e movimentada manualmente numa atividade de trabalho sem lesar a coluna vertebral.

Para isto, um grupo de pesquisadores reuniu-se para a formulação de um método consistente sobre o assunto, levantando referências bibliográficas de todo o mundo, onde foi concluído que este método deveria levar em conta quatro aspectos básicos: epidemiológicos, psicológicos, biomecânicos e fisiológicos, NIOSH Technical Report-Work Practices Guide For Manual Lifting (1981).

Em 1991 a equação de NIOSH (1981) foi revisada para suprir as limitações existentes e esclarecer os efeitos variáveis, tais como o levantamento assimétrico e total de tempo gasto durante o levantamento no trabalho diário, levando em conta características do objeto levantado, espaço para o movimento, tempo de atividade, posição do movimento, velocidade e temperatura (ambiente favorável), CUERGO (2000).

O método utilizado estabeleceu que, para uma situação qualquer de trabalho, no levantamento manual de cargas, existe um limite de peso recomendado (L.P.R.). O LPR, uma vez calculado, é comparado com a carga real levantada, obtendo-se então o índice de levantamento (I.L.), WATTERS (1993).

Pensando nestas modificações e outras que poderiam ser feitas, surgiu a motivação para a realização deste trabalho: desenvolver alguns aspectos metodológicos com ferramentas de fácil aquisição e uso, para serem utilizados em áreas como ergonomia, saúde ocupacional e outras e com isso tentar amenizar o alto índice de problemas na coluna existente. No Brasil não existe uma verdadeira consciência dos sérios problemas para a saúde dos trabalhadores decorrentes do manuseio de cargas acima dos limites máximos que o ser humano pode suportar.

No âmbito mundial, em 1995, 80% da população, segundo OLIVEIRA (1995), apresentaram dor nas costas.

Vários modelos biomecânicos têm sido desenvolvidos, na tentativa de obtenção dos dados que reproduzam o modelo o mais próximo possível daquele que ocorre nos humanos.

Tendo em vista os vários modelos já existentes (considerando a coluna toda como uma haste rígida) CHAFFIN & ANDERSON (1984); ANDERSON & ORTENGREN (1977); FARFAN et al (1980), decidimos fazer um modelo com 3 segmentos rígidos articulados entre si, com o uso do modelo antropométrico modificado de ZATSIORKY e LEVA (1983).

A sobrecarga gerada na coluna vertebral no modelo presente foi de aproximadamente 5,17 vezes o peso do indivíduo, ao passo que usando um dos modelos tradicionais, CHAFFIN (1984), a sobrecarga gerada na coluna foi de aproximadamente 2 vezes o peso do indivíduo, comparando assim nossa hipótese de que o tronco dividido gera muito mais impacto na articulação L5-S1.

Escolhemos trabalhar com a ressonância magnética nuclear e aquisição de imagens (cinemetria) com campo aberto, pelas facilidades de aquisição de dados.

Pesquisas têm demonstrado a efetividade do uso da ressonância magnética na definição de tecidos moles, TRACY, GIBSON, CORLETT (1998); TANNUS (1987).

Vários estudos como YETTRAM & JACKMAN, (1982); NUSSBAUM, CHAFFIN, RECHTIEN, (1995); STOKES & MORSE (1999); DIJKE, SNIJDERS, STOECHART, STAM (1999) fizeram a análise estrutural da musculatura envolvida no movimento de flexão/extensão da coluna vertebral, corroborando assim a nossa escolha da musculatura envolvida.

A realização desse trabalho e a análise dos seus resultados é de grande importância para estudos futuros que venham a ser realizados. Com os aspectos metodológicos desenvolvidos, é possível estimar as forças musculares médias, força de contato articular na articulação vertebral L5-S1 em função dos ângulos de inserção da musculatura extensora da coluna, da relação entre seção fisiológica dos músculos envolvidos e da aquisição de imagens utilizando medições simultâneas com procedimentos de cinemetria (marcadores identificando as vértebras de interesse) incrementando o modelo existente de CHAFFIN & ANDERSON (1984).

Esperamos que outros estudos possam usar os métodos já esboçados no decorrer deste trabalho e esclarecer as dificuldades que ainda persistem desenvolvendo um aplicativo capaz de criar uma rotina de cálculos, com isso um modelo dinâmico com vários segmentos e ainda mais próximo da realidade.

6 - CONCLUSÃO

Aplicando a metodologia proposta foi possível obter as forças musculares, os ângulos médios das inserções musculares, as áreas de seção fisiológica dos músculos e conseguir portanto estabelecer que a sobrecarga gerada na coluna vertebral, com um indivíduo elevando uma carga de 20% de seu peso é de aproximadamente 5,17 vezes o seu peso.

Anexo I – Anatomia do Movimento

1-Definições

Devido às características multidisciplinares que envolvem a área de bioengenharia, faz-se necessário um estudo básico de anatomia, envolvendo desde a definição da posição anatômica de análise, planos básicos de referência, movimentos articulares e musculatura envolvida.

1.1- Posição anatômica

A posição anatômica do corpo é uma postura ereta, face para frente, braços dos lados, palmas das mãos para frente com os dedos e polegares em extensão. Ela é designada posição zero para definir e medir os movimentos articulares da maioria das articulações do corpo KENDALL & McCREARY (1986).

2- Planos e Eixos Básicos de Referência Anatômica

Os planos cardinais são três planos imaginários que dividem o corpo em 3 dimensões, geralmente a intersecção ocorre no centro de gravidade do corpo, SUSAN HALL (1993) (figura 44).

Plano Sagital. Com a figura humana ereta, o plano sagital é um plano perpendicular ao solo, vertical, e se estende da frente para trás, derivando-se o nome da sutura sagital do crânio; pode ser chamado também de antero-posterior, dividindo o corpo em metades direita e esquerda.

Plano Coronal. O plano coronal pode ser descrito como sendo um plano perpendicular ao solo, porém, ortogonal ao plano sagital; também pode ser denominado plano frontal ou lateral, e divide o corpo nas partes posterior e anterior, derivando-se o nome da direção da sutura coronal do crânio.

Plano Transversal. O plano transversal é paralelo ao solo, dividindo o corpo em porções superior (cranial) e inferior (caudal) na altura do abdômen, ou seja, do centro de gravidade do corpo KENDALL & McCREARY (1986).

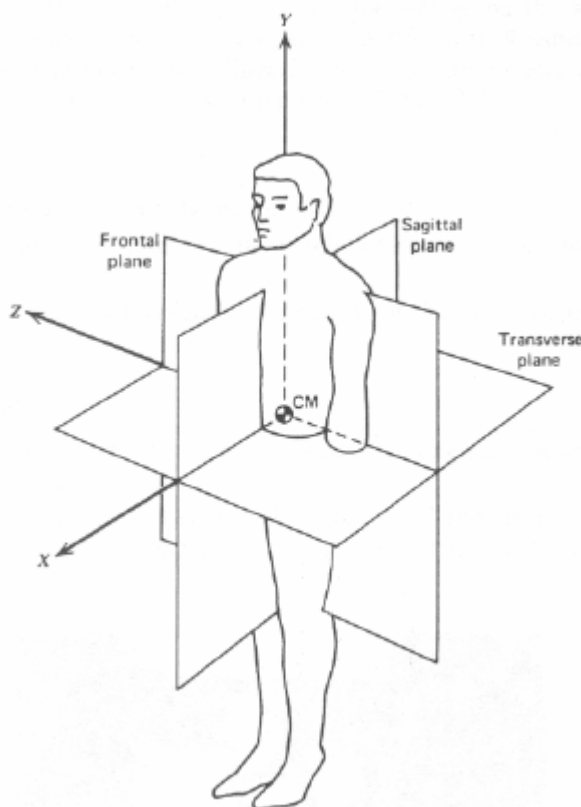


Figura 44. Planos Básicos de Referência, WINTER (1990).

2.1- EIXOS DE MOVIMENTAÇÃO

Os eixos são linhas, reais ou imaginárias, em torno das quais ocorrem os movimentos consistem dos eixos de rotação das articulações.

Eixo Sagital. É o eixo definido pela intersecção dos planos sagital e transversal. Os movimentos ditos de abdução e adução ocorrem em torno deste eixo no plano coronal.

Eixo Coronal. É o eixo definido pela intersecção dos planos transversal e coronal. Os movimentos ditos de flexão e extensão ocorrem em torno deste eixo no plano sagital.

Eixo Longitudinal. É o eixo definido pela intersecção dos planos sagital e coronal. Os movimentos de rotação medial e lateral ocorrem em torno deste eixo em um plano transversal.

3- MOVIMENTOS ARTICULARES

Neste tópico são abordadas as articulações de interesse no estudo das forças na coluna vertebral. Uma consideração feita determina que, durante o levantamento impróprio de uma carga, o movimento é caracteristicamente flexão/extensão.

3.1- Movimentos da Coluna Vertebral

As articulações vertebrais incluem as articulações sinoviais bilaterais dos arcos vertebrais, onde as facetas inferiores de uma vértebra articulam-se com as facetas inferiores de uma vértebra articulam-se com as facetas superiores da vértebra adjacente, e as articulações fibrosas entre corpos vertebrais sucessivos unidos pelos discos intervertebrais cartilagosos. O movimento entre duas vértebras adjacentes é leve, e é determinado pela declividade das facetas articulares e a flexibilidade dos

discos intervertebrais. A amplitude de movimentação da coluna como um todo, entretanto, é considerável e os movimentos permitidos são de flexão, extensão, flexão lateral e rotação.

As curvas normais da coluna, anterior na região cervical, posterior na região torácica e anterior da região lombar, são denominadas de acordo com a convexidade da curva. Do mesmo modo uma curvatura lateral é denominada de acordo com a direção da convexidade, uma curva lombar esquerda é aquela que é convexa na esquerda. Na medida em que a coluna se curva convexamente para diante ou para trás durante o movimento, a mesma regra aplica-se para denominar a direção do movimento de acordo com a direção da convexidade da curva.

A flexão varia de acordo com a região da espinha. Na região cervical, a flexão da coluna é o movimento na direção de diminuir a curva normal para frente. O movimento continua até o ponto de retificar ou achatar esta região da coluna, porém normalmente não progride até o ponto em que a coluna se curve com convexidade para trás. Na região torácica, a flexão da coluna é o movimento na direção de aumentar a curva normal para trás.

Na região lombar, a flexão da coluna é o movimento na direção de diminuir a curva normal para frente. Ela progride até o ponto de retificação ou achatamento da parte inferior das costas, porém normalmente a coluna lombar não se curva com convexidade para trás.

A extensão varia de acordo com as regiões da coluna. Na região cervical, a extensão é movimento na direção de aumentar a curva normal para frente.

Na região torácica, a extensão é o movimento da coluna na direção de diminuir a curva normal para trás. O movimento pode progredir até, porém normalmente não além, do ponto de retificação ou achatamento da coluna torácica. Na região lombar, extensão é o movimento na direção de aumentar a curva normal para frente. Ocorre dobrando-se o corpo para trás ou pela inclinação da pelve para frente.

A flexão lateral varia de acordo com as regiões da coluna. Ela é mais livre nas regiões cervical e lombar, sendo restrita na região torácica pela caixa torácica.

A rotação é mais livre na região torácica e ligeira na região lombar. A rotação na região cervical permite cerca de 90° de amplitude de movimentação da cabeça e é

referida como rotação da face no sentido da direita ou esquerda. A rotação do tórax sobre a pelve é descrita como no sentido do relógio.

Articulação do quadril, na articulação do quadril a linha de peso passa normalmente atrás do eixo de articulação. Conseqüentemente, a tendência do tronco é recuar. Aqui consideramos o centro de gravidade da massa suprafemural, a qual é equilibrada sobre as articulações do quadril.

3.2- Movimentos da Pelve

A posição neutra da pelve é uma posição na qual as espinhas ântero-superiores estão no mesmo plano transversal, e na qual elas e a sínfise púbica estão no mesmo plano vertical.

-Inclinação pélvica anterior

É uma posição da pelve na qual o plano vertical através das espinhas ântero-superiores é anterior a um plano vertical através da sínfise púbica.

-Inclinação pélvica posterior

É uma posição da pelve na qual o plano vertical através das espinhas ântero-superiores é posterior a um plano vertical através da sínfise púbica.

-Inclinação pélvica lateral

A pelve não está horizontal de um lado a outro mas uma espinha ântero-superior está mais alta do que a outra. Em pé uma inclinação lateral associa-se com a flexão lateral da coluna lombar e adução e abdução das articulações dos quadris.

Articulação do Quadril. A articulação do quadril é uma articulação esferóide ou de bola e soquete formada pela articulação do acetábulo da pelve com a cabeça do fêmur, as descrições do movimento articular referem-se ao movimento da parte distal

sobre uma parte proximal fixa.

- flexão e extensão

São movimentos em torno de um eixo coronal. Flexão é um movimento em sentido anterior. Extensão é um movimento em sentido posterior.

A amplitude da flexão da articulação do quadril a partir de zero é 125 graus, amplitude de extensão é cerca de 10 graus, constituindo uma amplitude total cerca de 135 graus.

- abdução e adução.

São movimentos em torno de um eixo sagital. Abdução é movimento afastando-se do plano mediosagital em direção lateral. Adução é movimento da coxa aproximando-se do plano mediosagital em direção lateral.

A partir de zero a amplitude da abdução é de aproximadamente 45 graus e da adução 10 graus, perfazendo a amplitude total cerca de 55 graus.

- rotação lateral e medial

São movimentos em torno de um eixo longitudinal. Rotação medial é movimento no qual a superfície anterior da coxa volta-se no sentido do plano mediosagital. A rotação lateral é um movimento na qual a superfície anterior da coxa move-se se afastando do plano mediosagital.

Articulação do Joelho. A articulação do joelho é uma articulação de gínglimo ou dobradiça modificada, formada pela articulação dos côndilos do fêmur com os côndilos da tíbia e pela patela articulando-se com a superfície patelar do fêmur.

- flexão e extensão.

São movimentos em torno de um eixo coronal. Flexão é um movimento em sentido posterior aproximando as superfícies posteriores da perna e da coxa.

Extensão é um movimento em sentido anterior até uma posição de alinhamento retilíneo da coxa e perna (zero graus).

A partir da posição de extensão zero a amplitude de extensão zero a amplitude de flexão é de aproximadamente de 140 graus.

-hiperextensão

É um movimento anormal ou desnatural além da posição zero de extensão se estendido além destes poucos graus, diz-se que o joelho está hiperextendido.

-rotação lateral e medial

São movimentos em torno de um eixo longitudinal. A rotação da superfície anterior da perna no sentido do plano mediosagital é rotação lateral.

O joelho estendido (em posição zero) está essencialmente travado impedindo qualquer rotação.

3.3 - Modelos Antropométricos

Modelo de HANAVAM. O modelo de Hanavan é formado por 15 segmentos, constituídos por cilindros, elipsóides e secções de cones circulares (Figura 45a). Os membros se movem em torno de pontos fixos, e são conectados por articulações sem massa. A massa, a localização do centro de massa e os momentos de inércia são calculados da geometria dos sólidos. Para dimensionar os sólidos geométricos do modelo, são realizadas 25 medidas antropométricas no sujeito sendo 8 circunferências, 6 perímetros, 10 comprimentos e o peso total. O cálculo das massas segmentares é feito através das equações de regressão de BARTER (1957).

Os resultados do momento de inércia apresentam uma dispersão de 10% em relação à média dos valores experimentais da literatura e o centro de massa do corpo uma dispersão de 1,8 cm.

Uma das principais críticas ao modelo de HANAVAN é a não segmentação do tronco inferior em abdômen e pélvis, o que limita as deformações para

movimentos de flexão e extensão de tronco.

Modelo de JENSEN. Este modelo JENSEN (1978), é baseado no método fotogramétrico, no qual o corpo é seccionado em zonas elípticas de 2 cm de espessura, em cada um dos 16 segmentos (figura 45b), formando uma grade sobre a superfície corporal. O centróide e volume de cada elipsóide são determinados geometricamente, e o volume dos segmentos e do corpo é a soma das elipsóides. A massa é calculada utilizando-se esses valores de volume e valores de densidade médios, obtidos da literatura.

Os dados do sujeito são obtidos posicionando os segmentos paralelamente ao eixo do corpo para serem feitas as marcações na grade vertical e horizontal sobre a superfície corporal, sendo então fotografadas. As fotos são digitalizadas e segmentadas para se efetuar os cálculos dos parâmetros inerciais.

Modelo de HATZE. Esse modelo constituído por 17 segmentos rígidos (figura 45c) apresenta melhoras significativas em relação aos modelos anteriores HATZE (1980). Ele inclui os ombros como segmentos; consideram diferenças de densidade, forma, e etc; entre os sexos; considera flutuações de forma para cada segmento; considera variações de densidade ao longo das secções transversas e longitudinais, baseadas nos estudos de DEMPSTER, não assume simetria segmentar; é válido para crianças e sujeitos com mudanças morfológicas; modela os pulmões com baixa densidade.

Entretanto, o modelo de HATZE requer 242 medidas antropométricas, o que aumenta a dificuldade na localização de todos os segmentos. Outra crítica a esse modelo é a sua grande dependência das medidas individuais, o que dificulta a generalização dos resultados para uma certa população.

O erro médio para a massa total, apresentado por este modelo é de 0,26 %.

Modelo de YEADON. Esse modelo de 11 segmentos rígidos permite o cálculo de parâmetros inerciais para 20 segmentos individuais, considerando 40 sólidos separados YEADON (1989 A, B). São necessárias 95 medidas antropométricas do sujeito para definir os parâmetros geométricos e inerciais. Os cálculos de massa, centro de massa, e momento de inércia, baseados na geometria utiliza valores de

densidade uniforme para os segmentos, e apresentam um erro em torno de 2,3% relativos aos valores experimentais, que podem ser minimizados para até 1% se forem feitas correções nos valores de densidade.

Modelo de ZATSIORSKY. Esse modelo é baseado na combinação de medidas antropométricas e na técnica de escaneamento por raios gama ZATSIORSKY et al (1984), AMADIO (1989), que permitiu determinar a distribuição de massa e densidade dos segmentos pela absorção desses raios pelos tecidos. O modelo é constituído por 16 segmentos sólidos com formas geométricas diversas (figura 45d), a saber: pé, perna, coxa, mão, antebraço e braço para cada lado do corpo, cabeça e tronco superior, médio e inferior. Os parâmetros inerciais são calculados através das equações de regressão do modelo, baseadas em dados de 115 sujeitos do tipo caucasiano (100 homens e 15 mulheres, com idade média de 24 e 19 anos respectivamente). Nenhum outro estudo utilizou essa amostra anteriormente. As equações de regressão fornecem rapidamente os valores desses parâmetros com poucas medidas antropométricas do sujeito (peso, altura e 32 medidas antropométricas). Os valores obtidos, comparados com valores experimentais da literatura, apresentam um erro menor do que 10%.

Modelo de DEMPSTER. WINTER (1990), descreve os resultados de diversos autores e apresenta um modelo antropométrico constituído por 13 segmentos. Distingui-se do modelo de ZATSIORSKY, descrito acima, pelo agrupamento da cabeça e das partes do tronco em um só segmento.

O modelo descrito por WINTER (1990), descreve as dimensões dos segmentos baseados nos estudos cadavéricos de DEMPSTER mencionados anteriormente. WINTER apresenta um conjunto de valores médios para as dimensões dos segmentos expressos como percentagens da altura total do corpo. Essas dimensões, entretanto, servem somente como aproximações para o caso onde não há melhores dados, preferivelmente as medidas feitas no sujeito.

Da mesma forma, a massa de cada segmento é dada em função da massa total, e o centro de massa, bem como o raio de giro desses segmentos, em função de seus comprimentos. Esses dados são compilados de DEMPSTER (1955).

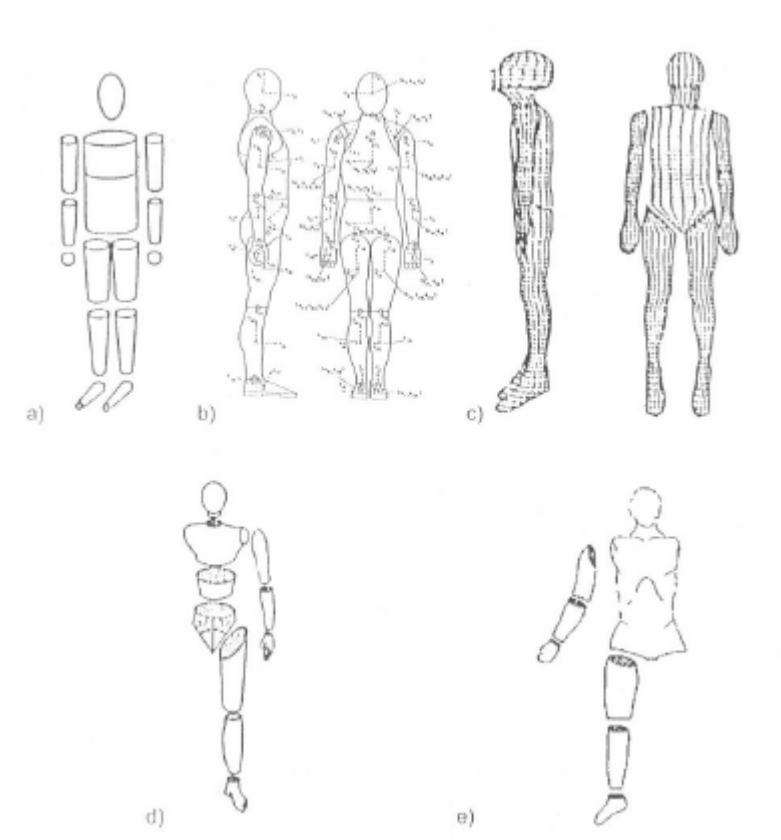


Figura 45. Modelos Antropométricos: a) HANAVAN, b) HATZE, c) JENSEN, d) ZATSIORSKY, e) DEMPSTER, CORRÊA (1996).

ANEXO II - Músculos Acessórios

Tabela 6 – Músculos, Origens, Inserções e Funções da musculatura acessória no levantamento de peso, SOBOTTA (1993).

MÚSCULOS	ORIGEM	INSERÇÃO	FUNÇÃO
Reto do Abdômen	Crista e sínfise púbicas.	Cartilagens costais da quinta, sexta e sétima costelas, e processo xifóide do esterno.	Flexiona a coluna vertebral aproximando o tórax e a pelve anteriormente. Com a pelve fixada, o tórax se moverá no sentido da pelve; com o tórax fixado, a pelve se moverá no sentido do tórax.
Obliquo Externo	Superfícies externas das costelas cinco até oito, interdigitando-se com o denteado anterior.	Em uma aponeurose larga, plana, terminando na linha alva, uma rafe tendinosa que se estende a partir do xifóide.	Bilateralmente, as fibras anteriores fletem a coluna vertebral aproximando o tórax e a pelve anteriormente, suportam e comprimem as vísceras abdominais, deprimem o tórax, e auxiliam na respiração.
Transverso do Abdômen	Superfícies internas das cartilagens das seis costelas inferiores, interdigitando-se com o diafragma; fáscia toracolombar; três quartos anteriores do lábio interno da crista ilíaca; e treco lateral do ligamento inguinal.	Linha alva por meio de uma larga aponeurose, crista púbica e pecten do púbis.	Atua como uma cinta para achatar a parede abdominal e comprimir as vísceras abdominais; a porção superior ajuda a diminuir o ângulo infra-esternal das costelas, como na expiração
Trapézio	Ligamento da nuca, Processos espinhosos da 7ª vértebra cervical e todas torácicas.	Terço acromial da clavícula, acrómio, borda cranial e parte da borda caudal da espinha da escápula.	As fibras superiores levantam a escápula e ajudam o músculo serrátil anterior na rotação da escápula, as inferiores abaixam a escápula e rodam o ângulo inferior da escápula medialmente; a porção clavicular levanta a clavícula (inspiração), as fibras médias aduzem a escápula em direção à coluna vertebral, as fibras occipitais rodam a cabeça para o lado oposto.
Grande Dorsal	Via fáscia toracolombar, dos processos espinhosos das últimas 6 vértebras torácicas, vértebras lombares, face dorsal do osso sacro, lábio externo da crista ilíaca e 3 ou 4 últimas costelas.	Por um tendão quadrilátero, espiralando-se ao redor do músculo redondo maior, no fundo do sulco intertubercular do úmero.	Estende, aduz e roda o úmero medialmente, geralmente trabalha junto com os músculos do ombro e torácicos.
Rombóide maior	Processos espinhosos das 2ª a 5ª vértebras torácicas.	Margem medial da escápula, caudal à espinha da escápula.	Puxa a escápula para cima e medialmente. Mantém a escápula junto ao tronco com o músculo serrátil anterior.
Rombóide menor	Processos espinhosos da 7ª	Margem medial da	

	espinhosos da 7 ^a vértebra cervical e a 1 ^a torácica; ligamento da nuca.	escápula, cranial à espinha da escápula.	
Levantadores da Escápula	Tubérculos posteriores dos processos transversos das 4 vértebras cervicais superiores.	Angulo superior da escápula.	Puxa o ângulo superior da escápula para cima e medialmente (junto com o músculo trapézio). Se a escápula está fixada, puxa o pescoço lateralmente.
Serrátil posterior superior	Ampla aponeurose do ligamento da nuca, processos espinhosos das 6 ^a e 7 ^a vértebras cervicais e as primeiras 2 ou 3 vértebras torácicas.	Com digitações carnudas nas costelas 2 – 5 lateralmente aos ângulos costais.	M.Serrátil posterior inferior levanta da 2 ^a à 5 ^a costelas, ajuda na inspiração; o músculo serrátil posterior inferior puxa as últimas quatro costelas caudalmente, ajuda na expiração.
Serrátil posterior inferior	Por meio da fáscia toracolombar dos últimos 2 torácicos e 2 ou 3 mais superiores processos espinhosos lombares.	Com quatro digitações achatadas nas últimas 4 costelas, lateralmente aos ângulos costais.	
Iliocostal do Pescoço	Costelas superiores e médias	Processos transversos das vértebras cervicais médias (4 ^a a 6 ^a)	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.
Longuíssimo do Pescoço	Processos transversos das 4 ou 5 vértebras torácicas superiores	Processo transverso das vértebras cervicais superiores e médias.	
Longuíssimo da Cabeça	Processos transversos das vértebras torácicas superiores e processos transversos e articulares das vértebras cervicais médias e últimas.	Margem posterior do processo mastóide do osso temporal.	
Espinal do Pescoço	Processos espinhosos das últimas duas vértebras cervicais e as primeiras duas vértebras torácicas	Processos espinhosos da 2 ^a à 4 ^a vértebras cervicais.	
Espinal da Cabeça	Processos espinhosos das últimas vértebras cervicais e vértebras torácicas superiores.	Com o músculo semi-espinal da cabeça entre as linhas nucais superior e inferior.	

Semi-Espinal do Pescoço	Ausente nas vértebras lombares. Processos transversos de todas as vértebras torácicas e a 7ª cervical.	Processos espinhosos dos 4 a 6 segmentos mais altos do que suas origens incluindo a espinha do áxis.	Estende a coluna vertebral e a cabeça, curvando a cabeça para trás. Inervação unilateral puxa os músculos da cabeça em direção ao lado oposto. Juntos, com o músculo esternocleidomastoídeo, suportam a cabeça.
Semi-Espinal da Cabeça	Processos transversos da 3ª vértebra cervical à 5ª ou 6ª vértebras torácicas; processos espinhosos das vértebras torácicas craniais e as vértebras cervicais caudais.	Entre as linhas nucais superior e inferior	
Rotadores	Processos transversos da vértebras cervicais, torácicas e lombares	Raízes dos processos espinhosos da vértebra adjacente ou a segunda vértebra acima.	Quando atuam bilateralmente, eles todos estendem a coluna vertebral e rodam a coluna vertebral.
Intertransversários Lombares	Processos costais das vértebras lombares. Processos mamilares das vértebras lombares	Processos costais das vértebras lombares. Processos mamilares e acessórios das vértebras lombares.	Contraindo-se de um só lado: curvatura lateral. Contraindo-se em ambos os lados: extensão da coluna vertebral.
Intertransversários Torácicos	Processos transversos das vértebras torácicas.	Processos transversos das vértebras torácicas.	
Intertransversários do Pescoço	Tubérculos posteriores e anteriores das vértebras cervicais.	Tubérculos posteriores e anteriores das vértebras cervicais.	Contraindo-se de um só lado: curvatura lateral. Contraindo-se em ambos os lados: extensão da coluna vertebral.
Levantadores Curtos das Costelas	Processos transversos da 7ª vértebra cervical e das 11 vértebras torácicas superiores.	Próxima costela inferior.	Em contraste com o seu nome eles atuam menos sobre as costelas, mas ajudam na extensão, encurvamentos laterais e rotação da coluna vertebral.
Levantadores Longos das Costelas	Processos transversos das vértebras torácicas superiores e inferiores	Segunda costela inferior.	

Anexo III - Programa MATLAB

```
% LIB - Function
% The function shows each coordinate from a
dvideow file (.3d)
% Ex: showxyz('fa.3d','cor',freq,minimo,maximo)
function
[x,pontosx,pontosy,pontosz]=fareloxyz(file,cor,f
req,mn,mx);
close 'all';
if isstr(file)==1
var=openfile(file); %LIB function
else var=file;
end
sizevar=size(var);
if nargin<2 cor='r'; mn=min(var(:,1));
mx=max(var(:,1)); freq=1; end;
if nargin<3 mn=min(var(:,1)); freq=1;
mx=max(var(:,1)); end;
if nargin<4 mn=min(var(:,1));mx=max(var(:,1));
end;

k=0; varxyz=['x' 'y' 'z'];
i=mn:mx;
for j=2:sizevar(2)
%figure(j-1)
k=k+1;
%stem(i/freq,var(mn:mx,j),cor)
todospontos(:,j-1)=var(mn:mx,j);
hold on
if k==4 k=1; end;
point=fix((j-2)/3)+1;
str=sprintf('Point %d Coord
%s',point,varxyz(k));
title(str);
if freq==1 xlabel('Quadros'); else
xlabel('Tempo[s]'); end;
%pause
end
```

```
%-----  
-----  
  
c=0;  
for ii=1:3:j-1  
    c=c+1;  
    pontosx(:,c)=todospontos(:,ii);  
    pontosy(:,c)=todospontos(:,ii+1);  
    pontosz(:,c)=todospontos(:,ii+2);  
end  
  
%-----  
-----  
  
f=j;  
figure(f+1);  
for j=2:3:sizevar(2)  
hold on;  
plot(i/freq,var(mn:mx,j),cor);  
title('Coordenadas X');  
if freq==1 xlabel('Quadros'); else  
xlabel('Tempo[s]'); end;  
end  
pause  
  
%-----  
-----  
  
figure(f+2);  
hold on;  
for j=3:3:sizevar(2)  
plot(i/freq,var(mn:mx,j),cor);  
title('Coordenadas Y');  
if freq==1 xlabel('Quadros'); else  
xlabel('Tempo[s]'); end;  
end  
pause  
  
%-----  
-----  
  
figure(f+3);  
hold on;
```

```
for j=4:3:sizevar(2)
plot(i/freq,var(mn:mx,j),cor);
title('Coordenadas Z');
if freq==1 xlabel('Quadros'); else
xlabel('Tempo[s]'); end;
end
```

```
%-----
-----
```

7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEL-AZIZ; KARARA, H.M. Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object-space coordinates. In: ASP/UI Symposium on close-range photogrammetry. **Proceedings**, p.1-18. Champaign, 1971.
- ADAMS, M.A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. **Spine**. v.8, n 6, 1983.
- AMADIO, A. C. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento. Tese de livre docência. São Paulo: **Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo**, 1989.
- AMADIO, A.C.; DUARTE, M. Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano. **Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo. Alpargatas S.A.** 1996.
- AMADIO, A. C., Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano. **Estação Liberdade Ltda.** p.15-45, 2000.
- ANDERSSON, G. B. J.; ORTENGREN, R.; NACHEMSON, A. Quantitative studies of back loads in luting. **Spine**. v 1, p. 178 - 185, 1976.
- ARRUDA, E. (2000), **Dores nas Costas**, Revista ISTO É p.90-96.
- BARROS, R. M. L. Concepção e Implementação de um sistema para análise cinemática de Movimentos Humanos. **Universidade Estadual de Campinas: faculdade de Educação Física**, 1997.
- BARTER, J.T. Estimation of the mass of body segments. **WADC Technical Report (TR 57-260)**. Wright-Patterson Air Base, OH, 1957.
-

- BASMAJIAN; NACHEMSON, A. L. The lumbar spine: an orthopaedic challenge. **Spine**. v.1, p. 59 - 71, 1976.
- BAUMANN, W. Métodos de Medição e campos de aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas. **VI Congresso Brasileiro de Biomecânica: conferências**. Brasília, 1995.
- BRAIN, W.R. Clinical Neurology. In: FINLAYSON,A.I. Syringomyelia and Related Conditions. **London, New York, Oxford University Press**, v.3, cap.45, p.1-16, 1973.
- BOJADSEN, T.W.A. Classificação e sistematização anatomo-funcional dos músculos multifídus. **Tese dissertação. São Paulo**. p. 80, 1998.
- CADERNO DE SAÚDE PÚBLICA. Atividade ocupacional e prevalência de dor osteomusculares em cirurgiões-dentistas de Belo Horizonte. **Rio de Janeiro**. v.13, n.1., 2001.
- CAILLIET, R. Lombalgias, **FMRP**. cap.5, p.88-134. 1979.
- CARLSÖÖ, S. The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. **Ergonomics**. v.4, p.193, 1961.
- CHAFFIN, D. B. Biomechanical modelling of the low back during load lifting. **Ergonomics**. v.31, n. 5, p. 685 - 697, 1988.
- CHAFFIN, D. B. et al. Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from C.T. scans on eleven male and eighty female subjects. **Spine**. v. 18, p. 2305- 2309, 1993.
- CHAFFIN, D.B.; PAGE, G.B. Postural effects on biomechanical and psychophysical weight-lifting limits. **Ergonomics**. London, v.37, n.4, p.663-676, 1994.
- CORRÊA, S.C. Abordagem metodológica para determinação da energia mecânica: aplicação na biomecânica da locomoção humana. Doutorado. São Paulo: Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 1996.
- CUERGO (Cornell University Ergonomics Web). (2000). [http://ergo.human.cornell.edu/DEA 325 notes/lifting](http://ergo.human.cornell.edu/DEA_325_notes/lifting).

- DANGELO, J.G.; FATTINI, C.A. Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar. **Atheneu** 1995.
- DANIELS, M. A. L.; WORTHINGHAM, C. Provas de função muscular. **Interamericana**. Rio de Janeiro, 1981.
- DAVIS, P. R. et al. Movements of the thoracic and lumbar spine when lifting a chronocyclophotografic study. **J. Anatomy**. v. 99, p. 13-26, 1965.
- DEMPSTER, W.T. The anthropometry of the body in action. **Ann NY Acad.Sci**. v.63, p.559-585, 1955.
- DIJKE, A.H.V.; SNIJDERS, C.J.; STOECKART, R.; STAM,H.J. A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. **Journal of Biomechanics**. V.32, p.927-933, 1999.
- FARFAN, H. F.; LAMY C. Human spine in the performance of dead lift. **Montreal, St. Mary's Hosp.**, 1975.
- FARFAN, H. F. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. **Orthop. Clin. North Am**. v.6, p. 135, 1975.
- FLOYD, W.F.; SILVER, P. H. S. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. **J.Physiol**. v.129, p. 184, 1955.
- FRANKEL, V. H; NORDIM, M.; FEBIGER, L. Basic biomechanics of the skeletal system. **Philadelphia**, 1980.
- FUNDACENTRO. Manual de assistência técnica à pequena empresa. **São Paulo**. 1982.
- FUNDACENTRO. Levantamento e Transporte Manual de Cargas. **São Paulo**. 1991.
- GIL,V.M.S. Ressonância Magnética Nuclear Fundamentos. **Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian**, 1977.
- GROSSI, R. (2000). Ortopedia e Traumatologia. <http://home.openlink.com.br/r.grossi/>. Rio de Janeiro. (18 Jan.).
-

GRUPO DE RESSONÂNCIA DO IFSC. Ressonância Magnética Tom 05. São Carlos. 2000.

HASLERGRAVE, C.M. What do we mean by a working posture? **Ergonomics**. London, v.37, n.4, p. 781-799, 1994.

HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. **Journal of Biomechanics**, v.13, p.833-843, 1980.

HILDEBRANDT, V.H. Back pain in the working population: prevalence rates in dutch trades and professions. **Ergonomics**. London, v.38, n.6, p.1283-1298, 1995.

HOF, A. L.; VAN DEN BERG. EMG to force processing in an electrical analogue of the hill muscle model. **J. Biomech.** v. 14, p. 747-758, 1981a.

HOLLINSHEAD, W.H.; ROSSE, C. Anatomia. **Interlivros**. Rio de Janeiro, p.237-257, 1991.

JENSEN,R.K. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrametric method. **Journal of Biomechanics**. V.11,p.349-358, 1978.

INSS – Instituto Nacional do Seguro Social, Superintendencia Regional de Santa Catarina. **Projeto CAT's: Comunicações de Acidentes do Trabalho, dados estatísticos dos anos 1992 e 1994**. Florianópolis, 1995.

KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K. Músculos: Provas e Funções. **Manole**. 1986.

KIM, S.; CHUNG, M. Effects of posture, weight and frequency on trunk muscular activity and fatigue during repetitive lifting task. **Ergonomics**. London, v.38, n.5, p.853-863, 1995.

KULAR K.,R.F. et al. J.biomechanical characteristics of vertebral motion segments and intervertebral discs. **Orthop. Clin. North. Am.** v 6, p. 121, 1975.

- LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The L5/S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. **Human Movement Science**. V.18, p.573-587, 1999.
- LEVA, P. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. **J.Biomechanics**. v.29, n.9, p.1223-1230, 1996.
- MALCOLM, I.V. (1992). The Lumbar Spine and Back Pain. SRDJAN, D. & HARRY, K.G. Magnetic resonance imaging. **FMRP**. Cap.12, p.253-271.
- MARRAS, S. et al. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. **Ergonomics**. London, v.38, n.2, p.377-410, 1995.
- McGILL, S. M.; NORMAN, R. W. Partitioning of the L4-L5, dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. **Spine**. v. 7. p. 666-678, 1986.
- MEDICAL MULTIMEDIA GROUP. (2000) Lomalgia. <http://web.horizontes.com.br/~sbach/lombar.html>.
- MERINO. (1996). Lomalgia. <http://www.eps.ufsc.br/disserta96/merino/cap1/cap1>:
- MOLL, J. M. H.; WRIGHT, V. Normal range of spinal mobility. An objective clinical study. **Ann. Rheum. Dis**. v.30, p. 381-186, 1971.
- NACHEMSON, A. I.; EVANS, J. H. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament. **J. Biomech**. v.1, p. 211-220, 1968.
- NIOSH. Work practices guide for manual handling Washington. Dc, Vs Department of Health and Human Services, Publications. p.81-122, Vs **Government Office**, 1981.
- NITRINI, R. (1995). Condutas em Neurologia. In: TARICCO, M.A. Siringomielia: Fisiopatologia e Tratamento. **São Paulo: Clínica Neurologia H/C FMUSP**. Cap.24, p.211-216.
- NWUBA, E. I. U. The effect of working posture on the nigerian hoe salunic. **J. Agric. Engng. Res**. v.33, p.179 - 185, 1986.
-

OLIVEIRA, T. Dor nas Costas. **Revista Super Interessante**. Rio de Janeiro, n.4, p.30-35, 1995.

ÖRTENGREN, R.; ANDERSSON, G.B.J. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the functional anatomy of the lumbar spine. **Spine**. v 2, n1, p. 44 - 52, 1977.

PITZEN, P.; RÖSSLER, H. Manual de Ortopedia. **Atheneu**. 1981.

RASH, P. J.; BURKE, R. K. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. Guanabara koogan. Rio de Janeiro, 1977.

REICHMANN, S. Motion of the lumbar articular processes in flexion - extension and lateral flexion of the spine. **Acta Morphol. Neerl. Scand**. v 8, p. 261, 1970/71.

REID J.G.; COSTIGAN, P.A. Prediction of trunk muscle areas and moment arms by use of anthropometric measures. **Spine**. v.12, n.3, p. 273-275, 1987.

ROSSI, J. Ortopedia e Traumatologia. **FMRP**, cap.8, p.89-101. 1984.

ROWLAND,L.P. (1986). Tratado de Neurologia. MANCALL,E.L. Siringomielia. **Rio de Janeiro Guanabara**, p.562-566.

SCHIPPLEIN, O.D.; TRAFIMON, J.H.; ANDERSSON,G.D.; ANDRIACCHI,T.P. Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. **J.Biomech**. v.23, n.9, p. 907 - 912, 1990.

SCOTT, L.D., SRIKANTH, S., WENDY, M.M., JIM, U., RONALD, J.T. Architecture of the rectus abdominis, quadratus lumborum and erector spinae. **Journal of Biomechanics**, v.34, p.371-375, 2001.

SILVA, A.L. (1992).Hérnias. Guilherme, C.F. & Eduardo, H.L. Hérnias Discas. **Roca**.p.265-272.

SINÓPSE DE REUMATOLOGIA. Exercícios na dor lombar crônica. n.1, julho, 1999.

SOBOTTA. Atlas de Anatomia Humana, v.2, p.2-45, 1993.

- STAGNI, R. et al. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. **Journal of Biomechanics**. v.33, p.1479-1487, 2000.
- SUSAN HALL. Biomecânica Básica. **Guanabara Koogan S.A.** 1993.
- TANNUS, A. Desenvolvimento da tecnologia de tomografia por ressonância magnética nuclear- Torm 05. **IFQSC – Instituto de Física e Química de São Carlos**. 1987.
- TURTELLI, C.M. A importância da ressonância nuclear magnética nas patologias do sistema músculo-esquelético. **CRM-MG 8649-S Hospital São Domingos**. 1999.
- VECCHIA, E.D. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. **Instituto de Física da Universidade de São Paulo**. 1998.
- VERBEEK, J.H.A.M. Disability due to low back pain and other musculoskeletal disorders. **Dutch, Amsterdam, Thesis, University of Amsterdam**, 1991.
- WATERS, T.R., SHERRY, L.B., LAURIE, A.P., VERN, P.A., TORSTEN, S., MARIE, H.S., DAVID, K.W., LAWRENCE, J.F. Evaluation of the revised NIOSH lifting equation. **Spine**. v.24, n.4, p.386-395, 1999.
- WATERS, R. L.; MORRIS, J.M. Effect of spinal supports on the electrical activity of muscles of the trunk. **J. Bone Joint Surg**. v. 52-A, P.51-60, 1970.
- WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. Philadelphia. J. B. Lippincott, 1978.
- WHITE, A. A. Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man an experimental study of antopsy specimens acta orthop. **Scand.(Suppl.)**. v.127, p. 1 - 105, 1969.
- WINTER,D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. **University of Waterloo Wiley Inter-Science**, 1990.
- WIT, B.D.; CLERCQ, D.D.; AERTS, P. Biomechanical analysis of stance phase during barefoot and shod running. **Journal of Biomechanics**. V.33, 2000.
-

YEADON, M.R. The simulation of aerial movement-II:” a mathematical model of the human body. **Journal of Biomechanics**, v.23, p.75-83, 1989b.

YOKOCHI, J.W.C. Anatomia Humana: Atlas Fotográfico de Anatomia Sistêmica e Regional. **Manole**, 1989.

YETTRAM,A.L.; JACKMAN,M.J. Structural Analysis for the Forces in the Human Spinal Column and its Musculature. *Journal Biomedical.Eng.*, v.4, p.118-124, 1982.

ZATSIORSKY, V.M.; SELUYANOV, V.N. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. In: H.MATSUI e KOBAYASHI. *Biomechanics VIII-B*. Champaing, Illinois: **Human Kinetics Publishers**, 1983.

ZATSIORSKY, V.M. et al. *Biomechanik des menschlichen bewegungsapparates*. Berlim: **Sportverlag**, 1984.
