

***"ESTUDO DAS ADAPTAÇÕES POSTURAS
MOMENTÂNEAS DECORRENTES DA APLICAÇÃO
PROGRESSIVA DE SOBRECARGA UNILATERAL"***

Mônica Peixoto Munhoz

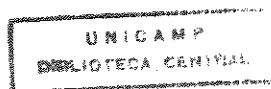
Mônica Peixoto Munhoz

**ESTUDO DAS ADAPTAÇÕES POSTURAS MOMENTÂNEAS
DECORRENTES DA APLICAÇÃO PROGRESSIVA
DE SOBRECARGA UNILATERAL**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Faculdade de Educação Física da
Universidade Estadual de Campinas.

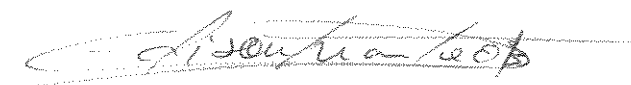
Orientador: **Prof. Dr. Roberto Vilarta**

Campinas, 1995



Campinas, 22 de maio de 1995.

COMISSÃO JULGADORA



1. Prof. Dr. Edison Duarte



2. Prof. Dr. René Brenzikofer



3. Prof. Dr. Roberto Vilarta

Esta investigação foi conduzida no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas.

Suporte Financeiro: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP (processo no 92/3119-0)

Dedico este trabalho

Ao meu filho THIAGO que brindou a conclusão deste trabalho nascendo poucos dias antes da defesa.

Ao meu marido, meu amado e maior incentivador, CLAUSIUS, pela valiosa assistência, por sua compreensão nos momentos de ansiedade, e pelo profundo amor e apoio, onde era vitalmente necessário.

Aos meus pais, NORIVAL e LUCILA, pela dedicação, pelo grande amor e pela excelente formação que me permitiram chegar até aqui.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Reconhecido agradecimento à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP - pelo suporte financeiro, pelas importantes sugestões apresentadas nos seus pareceres e pela seriedade com que conduz seu trabalho.

Agradecimentos ao Conselho Nacional de Pesquisa - CNPq
- pelo financiamento de equipamentos indispensáveis para
este estudo.

Um agradecimento muito especial ao meu estimado MESTRE, professor Dr. ROBERTO VILARTA, que conduziu esta orientação marcada pela presença constante e pelo rigor científico de maneira sábia e muito especial.

Obrigada pela amizade, pela dedicação, pelas oportunidades e por mostrar o quanto a pesquisa científica é gratificante e engrandecedora.

Ao professor Dr. RENÉ BREZIKOFER, que acompanhou esta investigação desde o início, minha imensa gratidão pela orientação na metodologia, ensinando com muita propriedade os conceitos em biomecânica.

Obrigada pela amizade e por mostrar de forma tão entusiasta a relação íntima, indispensável e fascinante entre a área de Exatas e Educação Física.

AGRADECIMENTOS

Às minhas irmãs MAISA e MARCELA, toda minha gratidão e amizade pela constante assistência e, pelo carinho e amizade com que acompanham minha carreira acadêmica.

Aos amigos Kleber e Kleiton pela amizade e pelo material fotográfico colocado à disposição.

Ao 'pequeno' Marcelo Vilarta, por ser a principal fonte inspiradora no desenvolvimento do projeto que resultou nesta dissertação.

A todas as voluntárias que participaram desta investigação com imensa disponibilidade, paciência e cooperação: Ana, Angela, Emi, Gabriela, Giovana, Karina, Lisa, Maria Carolina e Marisa.

À Faculdade de Educação Física, na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Edison Duarte, também um bom amigo, grande incentivador, excelente professor de anatomia e que neste trabalho contribuiu com importantes sugestões.

À Secretaria de Pós-graduação, na pessoa do Prof. Dr. João Batista Freire e às funcionárias e amigas Lígia e Tânia, pela atenção e competência dispensadas.

Ao Prof. Dr. Hilton S. Pinto, diretor do Centro de Ensino e Pesquisa em Agricultura - CEPAGRI/UNICAMP, pelos equipamentos colocados à disposição.

Aos companheiros de mestrado e pesquisa Estela, Marco Antonio, Andréa e especialmente Jaqueline pelas inúmeras e valiosas contribuições.

Aos colegas Prof. Euclides, Ricardo, Sérgio, Mauro, Luciano, Renata, Mara Patrícia, Vera, Águeda, Fabiana e Barreto que tornam o convívio nos laboratórios descontraído e agradável.

Aos funcionários dos laboratórios Elaíde, Maria, Regina, Carlos, Dalila e outros que direta ou indiretamente contribuíram com este trabalho.

A todos os funcionários da Biblioteca, em especial à Dulce e à Floriza, pelo carinho e atenção com que nos tratam.

Aos funcionários da Secretária de Graduação Renata, Wallace e Nadir pela atenção dispensada.

Aos professores Maria Beatriz Rocha Ferreira e Ademir De Marco, pela participação.

Ao Centro de Comunicações, especialmente ao Sr. Pedro, pelos serviços prestados.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	01
2	OBJETIVO.....	15
2.1	Objetivo Geral.....	15
2.2	Objetivos Específicos.....	15
3	METODOLOGIA.....	16
3.1	A busca por um método adequado.....	16
3.2	O método de reconstrução tridimensional (R3D) a partir de fotos estereoscópicas.....	18
3.2.1	Conceituação do método R3D a partir de fotos estereoscópicas.....	20
3.3	Coleta de dados.....	25
3.3.1	Descrição e seleção da população.....	25
3.3.2	Pontos anatômicos utilizados para análise postural tridimensional da coluna vertebral.....	26
3.3.3	A sobrecarga: confecção dos bonecos.....	28
3.3.4	Protocolo.....	30
3.3.5	Registro fotográfico.....	31
3.3.6	Digitalização das fotos.....	32
3.3.7	Localização tridimensional dos pontos anatômicos.....	33
3.4	Análise dos Gráficos.....	34
4	RESULTADOS.....	44
4.1	Plano Sagital.....	44
4.1.1	Conjunto tóraco-lombar.....	44
4.1.2	Curvatura torácica.....	45
4.1.3	Curvatura lombar.....	46
4.2	Plano Frontal.....	48
5	DISCUSSÃO.....	50
6	CONCLUSÃO.....	60
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	61

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	(registro fotográfico).....	21
Figura 2	(fluxograma).....	24
Figura 3	(projeção sagital).....	35
Figura 4	(projeção frontal).....	36
Figura 5	(curvatura-2D sagital).....	37
Figura 6	(curvaturas bidimensionais).....	38
Figura 7	(curvatura-2D sagital / sobrecarga).....	47
Figura 8	(explicação da figura 7).....	39
Figura 9	(curvatura-2D frontal).....	40
Figura 10	(curvatura-3D e torção).....	41
Tabela 1	(localização 3D dos pontos anatômicos).....	23
Tabela 2	(dimensões dos bonecos utilizados como sobrecarga).....	29
Tabela 3	(resumo dos principais resultados).....	43

LISTA DE ANEXOS

Anexo 1	(anamnese).....	72
Anexo 2	(gráficos coloridos).....	77

RESUMO

"ESTUDO DAS ADAPTAÇÕES POSTURAIS MOMENTÂNEAS DECORRENTES DA APLICAÇÃO PROGRESSIVA DE SOBRECARGA UNILATERAL".

O objetivo principal deste estudo é fazer uma análise tridimensional das adaptações posturais da coluna vertebral observadas nos indivíduos submetidos à sobrecarga progressiva unilateral, simulando a ação de sustentar uma criança. Para isto, nos propusemos a estudar dez indivíduos do sexo feminino, não sedentárias e que não apresentaram desvios posturais significativos que pudessem interferir nos resultados obtidos.

Considerando o fato do dorso humano ser uma superfície no espaço tridimensional, optamos pela metodologia de reconstrução tridimensional à partir de fotos estereoscópicas que nos forneceu com precisão a localização no espaço euclidiano tridimensional de vinte pontos anatômicos marcados sobre os processos espinhosos da coluna vertebral. As sobrecargas aplicadas foram de 0, 4, 12 e 16 Kg. Para cada situação calculamos as projeções sagitais, frontais e as curvaturas 2D e 3D que foram analisadas na forma de gráficos.

Os resultados apontam que diante do aumento da sobrecarga, algumas respostas posturais foram sendo acentuadas. Entre elas as mais marcantes são: o deslocamento posterior do tronco, a acentuação da curvatura torácica e escolioses, quando presentes.

Os resultados obtidos, demonstraram que apesar das peculiaridades individuais que caracterizam as adaptações posturais em geral é possível observar tendências em comum. Confirma também a importância de estudos posturais de corpo inteiro e quantitativos. Acreditamos que este tipo de comprovação quantificada vem fundamentar com propriedade os estudos e trabalhos para prevenção e tratamentos de problemas posturais, um mal que cada vez mais se incorpora a vida do homem moderno.

ABSTRACT

"STUDY OF MOMENTARY POSTURE ADJUSTMENTS UNDER THE APPLICATION OF UNILATERAL OVERLOAD."

The main objective of this study is to make a three-dimensional analysis of the posture adjustments of the spinal curvature observed in subjects under a unilateral progressive overload, simulating the action of holding a child. For this purpose, we have proposed to study ten female no-sedentary subjects, who didn't present any significative posture deviations wich could interfere in the final results.

Considering the fact that the human back is a surface in a three-dimensional space, we have choosen the tridimensional reconstruction methodology from stereoscopic photograph register wich has provided with precision the localization in a three-dimensional euclidian space of twenty anatomic points marked on the spinous processes of the vertebra. The anatomic points were placed with the subject in static and erect position in the definitive place to be photographed. The overload were aplied using puppets of 0, 4, 12 and 16 Kg.

Before increasing the overload some posture reactions were being accentuated. The most remarkable were the following: posterior trunk dislocation, the accentuation of the thoracic curvature and the accentuation of the scoliotics desviations when avaluable.

This shows that, in spite of the individual peculiarities that characterize the posture adjustments in general, it is possible to notice common tendencies. This kind of quantified evidence gives a sound base to the studies and the works for prevention and treatment of posture problems, a trouble that is more and more incorporated in the life of the contemporary man.

1 INTRODUÇÃO:

O ESTUDO DA POSTURA HUMANA:

Na antiguidade Greco-Latina, uma das opiniões correntes entre os filósofos da época era que um organismo mal construído ou desarmônico, seja por seu nascimento ou por seu tipo de vida, de alguma forma prejudicaria o desempenho das atividades do indivíduo.

"...por estas razões um consertador de sapatos velhos é desprezível e não pode ser cidadão, o pensamento em geral comete grandes erros, porque o corpo não está bem disposto" (Xenofonte citado por Huard, Wong, 1990 p. 12).

Ou ainda, que "...uma condição física medíocre pode se opor a ascensão da alma" (Platão citado por Huard, Wong, 1990, p. 12).

Nestas citações, apesar da corpolaria (culto ao corpo físico) exagerada da época, é notada uma consciência de que o bem estar físico interfere no desempenho do indivíduo e que a observação do corpo (postura) é uma rica fonte de informações capazes de elucidar desde a condição física até o estado de espírito do indivíduo (Huard, Wong, 1990).

O exemplo do sapateiro nos trás a imagem de um homem sentado, trabalhando com o corpo nas mesmas posições anos a fio, a ponto de que na velhice, um bom observador seria capaz de deduzir sua profissão sem sequer conhecê-lo anteriormente.

Este retrato da história, nos mostra a reconhecida capacidade de adaptação do corpo humano em sua forma mais expressiva: a 'postura'.

Mas o que é a postura?

Etimologicamente, a palavra postura contém um elemento de posição. Sua origem é a palavra "ponere" do Latim, "pôr". O particípio passado, "positum", significa "posto" (Rolf, 1990).

Cada espécie de vertebrado tem uma "postura fundamental", caracterizada pela atitude da cabeça e do corpo quando o indivíduo está em pé, sendo também definida como 'postura de equilíbrio' ou 'equilíbrio em pé'. Na espécie humana a postura fundamental é bípede, com a cabeça ereta e o pescoço quase na vertical (Aires et al., 1988).

Aplicado aos seres humanos, o conceito 'postura' é definido como a composição das posições e orientações de todas as articulações do corpo (Kendal, Creary, 1990).

Porém, o conceito da boa postura ainda é, muitas vezes, erroneamente entendido como o alinhamento perfeito dos segmentos. Esta é também a definição da postura ideal que, na realidade quase nunca ocorre (Woodhull, Maltrud, Mello, 1985).

A postura tem sido estudada através de um número cada vez maior de trabalhos científicos, seja na busca de melhor rendimento, como no caso de preparo físico para atletas (Rash, Burke, 1987), na prevenção de desvios posturais (Briguetti, Bankoff, 1986, Rougier, 1993), na reabilitação pós parto (Otman, Beksac e Basgoze, 1989), na busca de razões para a lombalgia (Arena et al., 1989, Kottke, Stillwell, Lehmann, 1986, Berge, 1986) e muitos outros temas que envolvem desde a biomedicina até áreas de conhecimento como física, mecânica e psicologia.

Em qualquer área onde os estudos da postura sejam realizados, todos têm em comum um conceito básico: adaptação.

Adaptação é um termo definido como o ajustamento de um organismo, particularmente do homem, às condições do meio ambiente. Portanto, trata-se de um conceito indispensável para discutir-se qualquer aspecto do corpo humano.

No estudo do alinhamento corporal as adaptações são visíveis e até mesmo palpáveis e portanto é inevitável que a discussão sobre o tema "adaptação postural" seja atualmente um dos tópicos em evidência no campo da ciência.

A postura ereta é o resultado de milhões de anos de adaptação e constitui, junto à expansão encefálica, um dos aspectos mais recentes do processo evolutivo corporal. Entre outros fatores, esta postura assumida pelo homem possibilitou maior liberdade e melhor capacidade de movimentar-se por todos os lados, assim como a ampliação de seu campo visual, liberando seus membros superiores e tornando possíveis os sutis movimentos de mão (Gelb, 1987, Futuyma, 1992).

Por estas razões os antropólogos consideram o homem como produto de três características: um grande cérebro, mãos manipulativas e uma postura ereta.

A evolução de todos os seres vivos é baseada na heterogeneidade genética responsável pela individualidade de cada ser. A sobrevivência das espécies é uma medida do sucesso da evolução na adaptação de um organismo em determinadas condições ambientais (Astrand, 1992, Futuyma, 1992).

As regras de construção que regem os processos de desenvolvimento, modelação e remodelação do sistema músculo-esquelético refletem o processo biofísico associado à sobrecarga mecânica tecidual. Este processo biofísico de sobrecarga implica na incidência de forças físicas aplicadas aos tecidos conjuntivos podendo causar significativas mudanças no metabolismo celular e na expressão genética.

Investigações genéticas indicam que histórias de mecanismos de sobrecarga começam muito cedo no desenvolvimento esquelético podendo orientar os modelos de ossificação endocondral e a arquitetura inicial da construção dos ossos. Enquanto isto, as mudanças na atitude funcional normal do desenvolvimento do organismo que ocorrem nos tecidos são coordenadas por regras de adaptação (Carter, Wong, Orr, 1991).

O alinhamento corporal adapta-se constantemente à manutenção do equilíbrio, portanto a postura humana possui um caráter essencialmente dinâmico. Ao contrário do que parece à simples observação, a postura em pé é um equilíbrio dinâmico e muito complexo, que depende da contração simultânea e seqüencial de numerosos músculos.

A cabeça, por sua articulação com a coluna vertebral, encontra-se em equilíbrio instável que se mantém devido a ação integrada e precisa dos músculos que se inserem no osso occipital, no processo mastoíde e nos ossos do tórax (como os músculos trapézios, os esplênios, os esternocleidomastoídeos).

O tronco é mantido persistentemente ereto por ação da musculatura vertebral e pelos grandes músculos que o ligam a bacia.

Nas mudanças do alinhamento corporal, ocorrem ações musculares ou segmentares compensatórias¹, as quais permitem que o equilíbrio possa ser mantido (Rash, Burke, 1987). O conjunto destas ações é denominado "Ajuste Postural" que, mesmo em ações voluntárias, apresenta componentes reflexos (Teyssède et al.,1993).

Numerosos ajustes posturais asseguram que a manutenção do equilíbrio seja precisa, corrigindo a posição da cabeça, corpo e membros toda vez que a postura se modifica. Desta forma os ajustes posturais atuam na efetivação do controle do equilíbrio. Dentre os vários ajustes posturais Aires et al.(1988) destacam os seguintes:

1. Ajustes estáticos gerais: Os ajustes estáticos gerais são correções que envolvem amplas áreas do corpo e compreendem reflexos de mecanismos sinérgicos.

2. Ajustes reflexos estáticos locais: São ajustes que se manifestam em segmentos do corpo e compreendem o reflexo de sustentação negativa, de sustentação positiva, de contato, de saltitamento, de balanceio, de extensor cruzado e miotáticos.

¹ Aurélio Buarque de Holanda FERREIRA, Novo dicionário básico da língua portuguesa, p. 164.

Compensação: ato ou efeito de compensar; estabelecer equilíbrio entre; contrabalancear; equilibrar.

a) Reflexo de extensor cruzado: é desencadeado em um membro quando o contralateral se flete. Sua finalidade é suportar o peso do corpo quando o membro contralateral deixa de o fazer devido à flexão.

b) Os reflexos miotáticos (ou de estiramento): consistem na contração reflexa de um músculo devido ao seu estiramento. Sua intervenção na postura é essencial. Por exemplo, a tendência das articulações de se fletirem sob o peso do corpo (o joelho, o tornozelo, a cabeça, o tronco sobre a bacia) causa, reflexamente, a contração dos músculos extensores e portanto, contribui para a manutenção da postura.

Ainda em relação aos reflexos miotáticos algumas definições são importantes: o 'tônus muscular' é o estado de ligeira tensão dos músculos no "repouso". Trata-se de um estado ativo, de origem proprioceptiva, que regula a disposição postural dos segmentos corporais e impede que se desarranjem. Os agentes do tônus são os fusos neuro-musculares, cuja atividade é mantida em permanência pelos moto-neurônios gama. Os moto-neurônios alfa comandam a contração muscular e agem em relação ao alongamento dos fusos. Com um alongamento correspondente a três gramas, os fusos desencadeiam o reflexo miotático direto, que faz contrair o músculo estirado. Com uma tensão de 100 a 200 gramas, os Corpúsculos de Golgi originam o reflexo miotático inverso que inibe o músculo alongado e facilita seu antagonista (Green, 1983).

Basmajian (1967) chama a atenção para a qualidade elástica responsiva do tecido como uma parte importante do tônus:

"...O tônus geral de um músculo é determinado primordialmente pela elasticidade passiva ou turgor dos tecidos musculares (e fibrosos) e pela, embora não contínua, contração dos músculos em resposta à reação do sistema nervoso aos estímulos. Assim, em completo repouso, o músculo não perde seu tônus, embora não haja nele atividade neuromuscular".

Todos estes fatores fisiológicos que atuam intrinsecamente são expressos extrinsecamente de forma global e podem ser observados através da análise da postura de corpo inteiro.

Um bom exemplo são as ações compensatórias que aumentam em intensidade diante da aplicação de sobrecarga como no caso de pesos sustentados (Bloom, Woodhull, 1987, Richardson, Duchêne, Bouisset, 1993). Além disso, as ações musculares podem comprometer o desempenho cinesiológico de estruturas do sistema locomotor ou até mesmo determinar a ocorrência de afecções patológicas como a lombalgia.

A lombalgia pode ser classificada como estática (postural) ou cinética. A estática, mais prevalente, decorre da acentuação da lordose. Neste caso, a sustentação de peso assumida pelas articulações vertebrais é responsável pelo estreitamento dos forames intervertebrais causando a compressão das raízes nervosas e originando a dor (Kottke, Stillwell, Lehmann, 1986).

As raízes eferentes que emergem da medula espinhal fazem parte do conjunto de estruturas que formam o "sistema locomotor". Estas raízes levam informações do "sistema nervoso central" ao "sistema muscular", gerando o componente motor dos comportamentos. Este componente se manifesta por dois tipos de atividade: postura e movimento. Quase todos os movimentos são executados sobre posturas de referência² que delimitam a realização de qualquer movimento corporal.

Estudos laboratoriais e simulações biomecânicas têm demonstrado que posturas não neutras³ do tronco podem aumentar significativamente os índices de deformação do dorso, assim como as forças externas dos músculos eretores da espinha e pressão intradiscal (Keyserling, Pinnett, Fine, 1988, Öberg, 1993).

² Margarida de Mello AIRES et al., Fisiologia básica, p. 107.

Posturas de referência são aquelas que precedem uma ação ou movimento.

³ Margarida de Mello AIRES, Fisiologia básica, p. 107.

Posturas não neutras são posturas ativas que requerem um maior dispêndio de energia para a manutenção do equilíbrio corporal.

Estes estudos testam, portanto, a plasticidade⁴ dos órgãos envolvidos no controle postural.

Sobrecargas causadas por atividades intensas, como a de sustentar objetos, têm pequeno efeito sobre as mudanças degenerativas do sistema locomotor. No entanto, há evidências que a atuação da sobrecarga causa sintomas de dor na região lombar (Bergenudd, Nilsson, 1988).

Atividades que exijam que o indivíduo assuma frequentemente as mesmas posições corporais, sejam elas em relação à posição dos ombros, o modo de sentar, apoiar membros, ou esforços significativos da estrutura locomotora, criam hábitos posturais que podem promover modificações posturais permanentes (Woodhull, Maltrud, Mello, 1985, Adrians, 1991, Moore, Wells, Ranney, 1993), podem, inclusive, refletir-se em alterações significativas do alinhamento corporal, detectáveis em avaliações posturais (Kendall, Creary, 1990).

A dor na região lombar da coluna vertebral é o sintoma mais comum deste quadro, assim como a principal enfermidade responsável pelos dias de licença médica nas indústrias. Este tipo de desordem postural é mais frequente para indivíduos que trabalham com sustentação de cargas pesadas ou com movimentos repetitivos (fatores mecânicos) vindo a confirmar que nem toda adaptação postural é benéfica (Öberg, 1993).

⁴ Aurélio Buarque de Holanda FERREIRA, Novo dicionário básico da língua portuguesa, p. 511.

Plasticidade: estado ou qualidade daquilo que é plástico; que tem a propriedade de adquirir determinadas formas sensíveis, por efeito de uma ação exterior.

Acredita-se que estes fatores são importantes no desenvolvimento desta dor e que o "stress" mecânico a intensifica em pacientes que já possuem este sintoma. Por esta razão, a maioria dos métodos preventivos são baseados em hipóteses mecânicas e visam uma redução de carga na região lombar (Souchard, 1986).

O arco neural, a nível de L4 e L5, é envolvido na transmissão de carga, o que significa que as articulações entre as facetas articulares podem ser um local de dor na região lombar, provavelmente causada pelo alongamento da cápsula articular ou pela transmissão de carga através dela (Pal, Routal, 1987, Mc Clure, Black, Siegler, 1993, Putz, Müller-Gerbl, 1993).

Tais implicações mecânicas e cinesiológicas acentuam processos patológicos que incidem sobre segmentos específicos de sustentação locomotora (Magee, 1987).

Geralmente o primeiro segmento a ser afetado por estas ações mecânicas é a coluna vertebral.

A coluna vertebral sadia realiza os seguintes movimentos: flexão, extensão, flexões laterais, rotação e circundução (Snell, 1984, Rash, Burke, 1987, Kendall, Creary, 1990, Dângelo, Fattinni, 1988). Com esta ampla capacidade articular, a coluna vertebral é frequentemente, a primeira estrutura do sistema locomotor a sentir os efeitos das adaptações posturais. No entanto, esta percepção geralmente ocorre através da dor e não pela análise preventiva.

Por estas razões, nos estudos da postura humana a estrutura que melhor representa as modificações posturais é a coluna vertebral, considerada o pilar central do corpo. Ao mesmo tempo que protege a medula espinal, ela sustenta o peso da cabeça e do tronco e o transmite para o quadril e membros inferiores.

Quando do nascimento, existem trinta e três vértebras. Mais tarde, cinco vértebras se fundem para formar o sacro. Mais tarde ainda, as quatro unidades terminais muito pequenas, se unem constituindo o cóccix. Assim, na coluna vertebral completa do adulto há vinte e quatro segmentos ósseos individuais, doze dos quais relacionam-se com as costelas. Duas unidades compostas sacro com o cóccix, e o crânio, formam os dois extremos da coluna. A musculatura que controla os movimentos da coluna vertebral é constituída por músculos largos situados de cada lado dos processos espinhosos vertebrais que mantém as curvaturas da coluna.

Esta descrição mostra o quanto a estrutura é plástica e suscetível a ações externas. Portanto, para qualquer análise postural, é de vital importância considerar as particularidades de cada indivíduo.

Os problemas posturais, assim como as lombalgias, estão cada vez mais em evidência na atual sociedade, o que é facilmente entendido se refletirmos sobre os hábitos cotidianos impostos pela mesma.

O modo de vida da maioria das sociedades submete o corpo à toda sorte de agressões físicas. Hábitos posturais inadequados, agindo sobre o organismo humano de forma repetitiva, são capazes de levar os vários mecanismos de defesa do organismo a ações compensatórias. Estas ações são geralmente expressas na postura devido a sua plasticidade.

Os mecanismos de controle da postura humana são conhecidos superficialmente. Muitos dos traumatismos ocorridos nos sistemas locomotores, embora atribuídos às ações posturais são na maioria, considerados cientificamente idiopáticos⁵.

É necessário, pois, ampliar os estudos da postura humana, conhecer seus mecanismos e suas respostas adaptativas.

A Educação Física tendo eleito o "corpo" como objeto de estudo, vislumbra sua harmonia. Encontramos aqui a inspiração e relevância deste projeto para a nossa área. Estudando e detectando adaptações posturais decorrentes da ação de sobrecargas estamos ampliando o conhecimento dos mecanismos adaptativos que regem os comportamentos posturais.

⁵ Aurélio Buarque de Holanda FERREIRA, Novo dicionário básico da língua portuguesa, p. 349.

Idiopatía: doença de origem desconhecida.

Com base nestas considerações, propomos o estudo das adaptações posturais, diante da aplicação de sobrecarga progressiva unilateral, utilizando para tal a metodologia de reconstrução tridimensional (Ortale et al., 1993). Este estudo visa detectar e discutir tais alterações posturais diante de situações experimentais que simulam a ação cotidiana de sustentar uma criança.

Acreditamos ser a partir de estudos fundamentais como este, discutindo cientificamente as adaptações posturais, que medidas preventivas e tratamentos corretivos podem evoluir de forma cada vez mais eficiente em relação aos efeitos advindos de hábitos posturais.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

Análisar e relatar as adaptações posturais observadas em indivíduos submetidos à sobrecarga progressiva unilateral, simulando a ação de sustentar uma criança.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Buscar um modelo dos deslocamentos de pontos anatômicos marcados sobre processos espinhosos da coluna vertebral, no espaço tridimensional, de indivíduos submetidos à diferentes sobrecargas unilaterais.

Analisar os efeitos momentâneos da ação da sobrecarga unilateral sobre as curvaturas da coluna vertebral.

3 METODOLOGIA

3.1 A BUSCA POR UM MÉTODO ADEQUADO

Com os objetivos estabelecidos, uma outra questão de vital importância para o estudo foi a busca por um método adequado. Neste sentido a revisão bibliográfica nos apontava as dificuldades desta etapa.

"Até o momento não se dispõe de métodos objetivos suficientemente práticos para a avaliação da postura numa escala generalizada". Esta que parece uma queixa atual, foi feita por Schwartz et. al. (1931), há mais de 60 anos atrás.

Desde então, na busca de métodos não invasivos por não incorrerem em contra indicações, como no caso do Raio-X que tem sua aplicação limitada devido a radiação a que o indivíduo é exposto (Barnes et al., 1962) e que, ainda assim garantam uma certa precisão no estudo da postura, surgiram inúmeros aparelhos científicos como: conformadores, comparógrafos, pantógrafos, réguas especiais, esquematógrafos e outros (Rash, Burke, 1987).

As abordagens feitas por estes aparelhos, além de quase sempre apresentarem uma precisão discutível, são realizadas apenas no plano bidimensional. No entanto, quase sempre ocorrem desvios fora deste plano (Oddsson, 1990).

As adaptações posturais realizam seus ajustes num plano tridimensional, que de forma simplificada pode ser exemplificado pelas alterações que ocorrem lateralmente (X), em profundidade (y) e em altura (Z).

Outra dificuldade com que nos defrontamos ao buscar um método adequado para este estudo, foi o fato de que diante dos dados fornecidos pelos métodos em discussão, os significados dessas informações restringem-se a suposições subjetivas e arbitrárias, sujeitos apenas ao julgamento do observador, o que inviabiliza uma análise quantitativa.

Mesmo assim, estes modelos de análise são ainda bastante empregados, porém suas restrições ao representar o controle postural já são reconhecidas (Riley, Mann, Hodge, 1990).

Considerando todos estes aspectos e principalmente o fato do dorso do corpo humano ser uma superfície em três dimensões, optamos por uma metodologia que nos permitiu uma análise tridimensional das adaptações posturais observadas na coluna vertebral. Um método que, sem o custo elevado e as contra indicações do Raio-X, tornou possível a análise quantitativa de parâmetros importantes para este estudo.

O método utilizado foi o de reconstrução tridimensional a partir de fotos estereoscópicas desenvolvido no "Laboratório de Instrumentação para Biomecânica - (LIB)" na Faculdade de Educação Física da Unicamp por Brenzikofer (1991, 1993).

3.2 O MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL A PARTIR DE FOTOS ESTEREOSCÓPICAS.

O método de Reconstrução Tridimensional a partir de Fotos Estereoscópicas⁶ foi desenvolvido em 1991, quando iniciamos os contatos com o Laboratório de Instrumentação para Biomecânica. Naquela ocasião, apesar do método já reconstruir pontos anatômicos com graus de precisão bastante satisfatórios (desvio padrão abaixo de 4 mm), apresentava-se lento e trabalhoso dificultando a realização de estudos sistemáticos. Outro obstáculo era ainda não fornecer parâmetros específicos para o estudo das curvaturas da coluna vertebral.

Mais tarde, este mesmo método, foi automatizado por Ortale, Brenzikofer (1992).

"Esta automatização foi feita através da medição das fotos em mesa digitalizadora e da análise por programas computacionais, os quais foram desenvolvidos com o objetivo de substituir o tratamento manual do método original e de fornecer informações a respeito da coluna, em termos de curvatura e torção geométrica." (Ortale, 1993).

⁶ Renata ORTALE, 1993

Fotos Estereoscópicas: fotos tiradas simultaneamente sob ângulos diferentes.

Portanto, por ocasião da coleta de dados deste estudo o método já estava bastante aprimorado, assim como nossa familiarização com o mesmo. Tendo acompanhado seu desenvolvimento desde 1991, foi possível adquirir e aprimorar a segurança e precisão com que os dados foram obtidos.

Realizamos um projeto piloto em 1991 que foi aprimorado em 1992. Neste projeto, realizamos um estudo de caso, aplicando o método de reconstrução tridimensional para a análise das adaptações posturais decorrentes da ação de sobrecarga progressiva unilateral (Munhoz et al., 1992a).

Ainda em 1992, desenvolvemos um novo projeto realizando a mesma análise em quatro voluntárias. Este trabalho, em relação ao anterior, serviu para aprimorar a aplicação do método, definir melhor o tipo de informações fornecido pelo mesmo, além de mostrar tendências em comum entre os dados coletados nas quatro voluntárias (Munhoz et al., 1992b, Munhoz, 1992).

3.2.1 CONCEITUAÇÃO DO MÉTODO DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL A PARTIR DE FOTOS ESTEREOSCÓPICAS

Este método visa a localização quantitativa, no espaço euclidiano tridimensional, de pontos marcados no dorso do indivíduo através de fotografias tiradas sob ângulos diferentes. Para isso, desenvolve-se um bloco de procedimentos à partir de situações de posturas estáticas.

A voluntária é marcada com adesivos contrastantes nos pontos anatômicos de interesse e posicionada sobre uma base larga (banco) com 20 cm de altura, frente a um sistema de referência cuja localização dos pontos no espaço é previamente conhecida.

Fotografa-se o sujeito, registrando, os pontos marcados, simultaneamente sob ângulos diferentes, sendo que a reconstrução é realizada considerando as fotografias em pares estereoscópicos.

"A luz refletida pelo ponto marcado (P) atravessa o espaço em linha reta, passando pelo foco da câmera (C1) e impressionando o filme numa posição bem definida. Outra fotografia é tirada com a mesma máquina na mesma situação mas sem a presença do sujeito. A mesma posição do filme é então, impressionada pela luz vinda de um detalhe Q1 da parede marcada e que aparece no segundo plano da imagem. Podendo determinar tanto as posições deste ponto Q1 como a do foco C1 é obtida a equação da reta que liga C1 e Q1.

Para se saber em que lugar ao longo desta reta se encontra o ponto anatômico marcado, o mesmo raciocínio é repetido em relação à câmera C2 e o ponto da parede correspondente a Q2, estabelecendo a equação da segunda reta passando por C2 e Q2. O ponto anatômico fica posicionado no espaço tridimensional no local de intersecção das duas retas" (Brenzikofer, 1991, 1993). Como ilustra a figura 1.

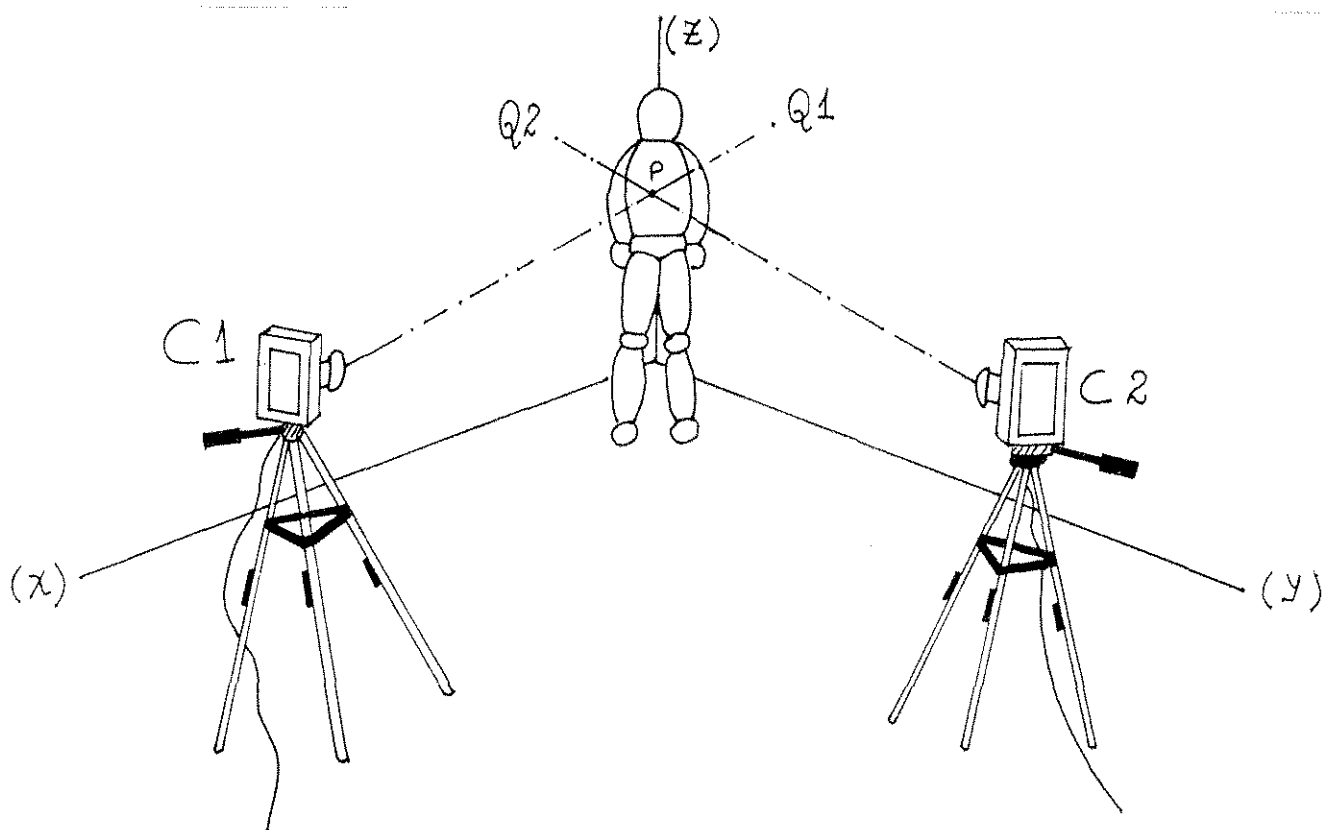


Figura 1. A figura ilustra como se dá o registro fotográfico aplicado pelo método.

A formulação matemática do método utiliza notação vetorial, técnicas de geometria analítica e resolução de sistemas lineares por computador, que têm como entrada as coordenadas dos dois pontos que definem cada reta. A intersecção destas retas coincidentes com cada um dos pontos marcados no indivíduo, são calculadas com auxílio de um programa para computador que abrange a formulação matemática do método (Ortale, 1993). Finalmente o programa fornece coordenadas cartesianas tridimensionais de cada ponto anatômico marcado (Tabela 1, p. 23)

Após esta etapa, as coordenadas são submetidas a um outro programa para computador, que também faz parte da metodologia adotada e que através de ajustes polinomiais fornece os valores que compõem as curvaturas e torção. Estes valores são apresentados na forma de planilha.

Organizamos estas planilhas de forma que as cinco situações experimentais aplicadas para cada indivíduo foram reunidas numa única planilha. Assim, o número de planilhas utilizadas foi reduzido de 50 para 10 planilhas. A partir desta planilha, foram construídos seis gráficos que compõem o resultado apresentado pelo método. Estes gráficos, sempre em função da coordenada vertical, representam a projeção sagital, projeção frontal, curvatura-2D sagital, curvatura-2D frontal, curvatura-3D e torção.

Estes procedimentos são verificados no fluxograma do método (figura 2, p. 24). O que cada gráfico expressa é explicado no capítulo 3.4(p. 34).

Tabela 1 Localização tridimensional dos pontos anatômicos
Indivíduo A - Situação Controle

PONT. ANAT.	X [m]	Y [m]	Z [m]
C5	0.4643	0.4686	1.8453
C6	0.4689	0.4717	1.8281
C7	0.4753	0.4747	1.8115
T1	0.4767	0.4780	1.7936
T2	0.4775	0.4838	1.7702
T3	0.4782	0.4844	1.7482
T4	0.4777	0.4839	1.7240
T5	0.4772	0.4799	1.6952
T6	0.4753	0.4816	1.6704
T7	0.4733	0.4803	1.6339
T8	0.4707	0.4790	1.6136
T9	0.4701	0.4761	1.5920
T10	0.4693	0.4739	1.5649
T11	0.4663	0.4720	1.5459
T12	0.4658	0.4698	1.5198
L1	0.4643	0.4688	1.4873
L2	0.4656	0.4683	1.4616
L3	0.4671	0.4717	1.4428
L4	0.4682	0.4749	1.4273
L5	0.4716	0.4794	1.4121

O indivíduo encontra-se sobre uma base de 20cm de altura em relação à origem do sistema.

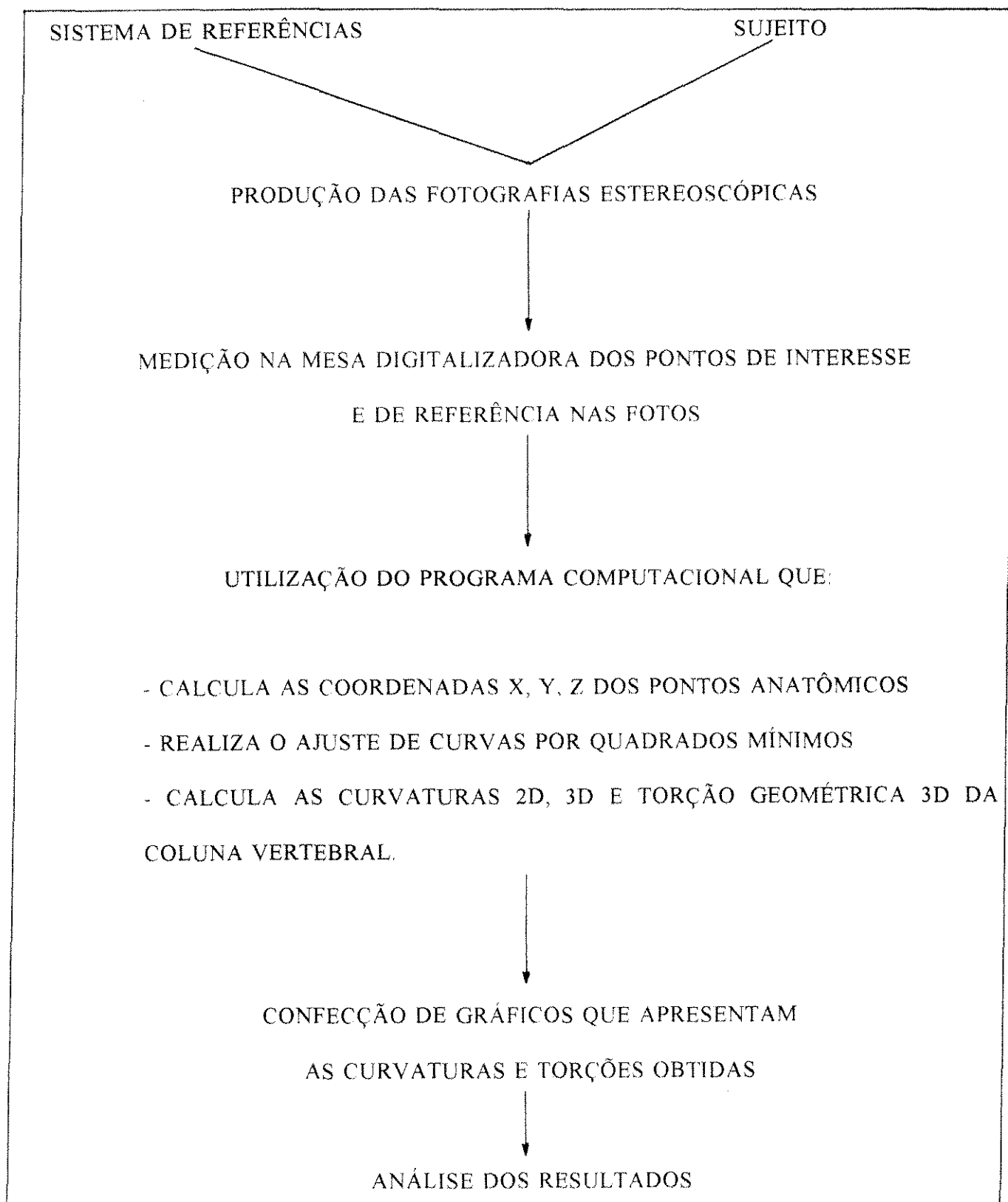


Figura 2. Fluxograma da metodologia.

3.3 COLETA DE DADOS

3.3.1 DESCRIÇÃO E SELEÇÃO DA POPULAÇÃO

Foram avaliados dez indivíduos do sexo feminino, nuligestas, com idade entre 18 e 25 anos, com peso corporal proporcional à altura e idade, segundo os padrões adotados por Krause, Mahan (1980).

Estes indivíduos não apresentaram afecções⁷ do sistema locomotor que pudessem comprometer a análise dos padrões posturais.

Estas candidatas eram alunas de graduação de Educação Física. As voluntárias escolhidas praticavam de três a seis horas semanais de atividade física, ou seja, não sedentárias, sendo a atividade praticada, ginástica em academia.

Estas dez voluntárias submeteram-se a anamnese que constou de avaliação postural qualitativa (Anexo 1, p. 72).

Estes procedimentos asseguraram que os dez sujeitos escolhidos correspondessem à descrição desejada, e ainda não tivessem qualquer traumatismo ou patologia que comprometessem o estudo desenvolvido.

⁷ Aurélio Buarque de Holanda FERREIRA, Novo dicionário básico da língua portuguesa, p. 19.

Afecção: patologia, doença (FERREIRA, A.B.H. et al. 1994).

3.3.2 PONTOS ANATÔMICOS UTILIZADOS PARA A ANÁLISE POSTURAL TRIDIMENSIONAL DA COLUNA VERTEBRAL.

Foram marcados vinte pontos ao longo da coluna, sobre os processos espinhosos desde a quinta vertebra cervical (C5) até a quinta lombar (L5)(Didio, 1979).

Os pontos anatômicos foram marcados com discos circulares pretos (diâmetro 12,5 mm), autocolantes e contrastantes com a pele. Suas localizações foram feitas por meio de apalpação de acordo com os procedimentos demonstrados por Snell (1984). Para o domínio desta atividade foi realizado um treinamento com auxílio de fisioterapeutas e um anatomista

É interessante lembrar que destes pontos, três foram identificados com precisão: sétima cervical (C7), décima segunda torácica (T12) e quinta lombar (L5), isto devido à baixa concentração de gordura entre a pele e estes específicos processos espinhosos.

Drerup, Hierholzer (1985, 1986, 1987a,b,c) discutem em seus trabalhos a correlação entre a forma da superfície do dorso e suas estruturas intrínsecas e alertam para o fato de que se deve sempre considerar um possível erro atribuído ao movimento da pele e ao procedimento de marcação.

Já Testut, Jacob (1956) afirmam que na região mediana do dorso, onde se encontram os vértices espinhais, a amplitude de movimento é baixa devido a feixes de tecido conjuntivo que fixam esta região. Enquanto isto, os projetos pilotos demonstraram que este erro é realmente pequeno em relação as dimensões das adaptações posturais observadas.

3.3.3 A SOBRECARGA: CONFECCÃO DOS BONECOS

A sobrecarga unilateral progressiva foi aplicada na forma de bonecos que simulam o peso e altura de crianças nas seguintes idades: 1 mês, 16 meses e 36 meses.

Estes bonecos foram confeccionados com tecido, areia e madeira. Suas dimensões de peso e comprimento foram pré-estabelecidas de acordo com curvas de crescimento de crianças (Marcondes et al., 1978) considerando, inclusive, as características segmentares das distâncias entre as articulações úmero-escapular, coxo-femural e joelhos. O esqueleto interno está construído, na forma de T invertido, de modo a favorecer a sustentação do boneco.

O boneco utilizado na situação controle foi construído em isopor com peso desprezível permitindo que o indivíduo adote a postura, com antebraço fletido a 90 graus, não sustentando, no entanto, nenhuma sobrecarga que possa determinar alteração postural significativa.

Na tabela 2 (p. 29) apresentaremos maiores informações quanto às dimensões e identificação dos bonecos.

Tabela 2. Dimensões dos bonecos.

Situação Experimental	1 ^o	2 ^o	3 ^o	4 ^o
Idade da criança que o boneco simula	CONTROLE	1 MÊS	16 meses	36 MESES
Comprimento total do boneco	46 cm	50 cm	80 cm	95 cm
Peso total do boneco	0.3 Kg	4 Kg	12 Kg	16 Kg
Comprimento tronco + cabeça	30 cm	30 cm	46 cm	55 cm
Peso tronco + cabeça	-	2.75 Kg	8.5 Kg	11 Kg
Comprimento da coxa	7 cm	9 cm	17 cm	20 cm
Peso da coxa	-	0.5 Kg	1.5 Kg	2.3 Kg
Comprimento da perna	9 cm	11 cm	17 cm	20 cm
Peso da perna	-	0.5 Kg	1.5 Kg	2 Kg
Comprimento X Largura do braço	12 x 5 cm	14.5x7.5 cm	21.5x8.5 cm	25 x 9 cm
Peso do braço	-	0.25 Kg	0.5 Kg	0.7 Kg

3.3.4 PROTOCOLO

Com cada voluntária foram realizadas cinco baterias de fotos referentes às cinco situações experimentais que foram aplicadas.

Situações experimentais:

- 1^a) Indivíduo com membros superiores ao longo do corpo;
- 2^a) Sustentação do primeiro boneco (0 Kg);
- 3^a) Sustentação do segundo boneco (4 Kg);
- 4^a) Sustentação do terceiro boneco (12 Kg);
- 5^a) Sustentação do quarto boneco (16 Kg).

Os indivíduos permaneceram em posição ereta diferindo da posição anatômica (Dângelo, Fattinni, 1988) apenas por dois fatores:

- a) O membro superior que sustentava a sobrecarga permaneceu flexionado formando um ângulo aproximado de 90 graus entre braço e antebraço.
- b) O outro membro superior permaneceu relaxado ao longo do corpo, sem preocupar-se com a orientação assumida pelas palmas das mãos.

Os bonecos foram sustentados com o membro superior direito pelo fato de, coincidentemente, todas as voluntárias serem destros.

3.3.5 REGISTRO FOTOGRÁFICO

LOCAL:

Laboratório de Instrumentação para Biomecânica localizado na Faculdade de Educação Física onde se encontra o sistema de referência utilizado para a aplicação do método de reconstrução tridimensional.

EQUIPAMENTO:

Foram utilizadas duas câmeras fotográficas com regulagem de foco que foram fixadas em tripés fixos; filmes branco e preto asa 400.

DETERMINAÇÃO DAS COORDENADAS DOS CENTROS ÓPTICOS DAS CÂMERAS:

Com os tripés fixos as coordenadas dos centros ópticos das câmeras obtiveram valores fixos que apresentamos a seguir:

Câmera 1: $C_x = 359.7$ cm	Câmera 2: $C_y = 59.7$ cm
$C_y = 59.8$ cm	$C_y = 420.2$ cm
$C_z = 126.75$ cm	$C_z = 125.3$ cm

REGISTRO DAS FOTOS:

As fotografias foram realizadas de acordo com o protocolo já descrito.

PROCESSAMENTO DAS FOTOS:

O 'Centro de Comunicações da Unicamp' realizou o processamentos dos filmes e a ampliação das fotografias.

3.3.6 DIGITALIZAÇÃO DAS FOTOS

Para a localização, nas fotos, dos pontos anatômicos e de referência, utilizamos uma mesa digitalizadora. Trata-se de um modelo 'Da Vinci', formato A3 (320,0 mm x 440,0 mm), fabricada pela DIGIGRAF. A utilização deste equipamento foi gentilmente concedida pelo CEPAGRE-UNICAMP. A coleta de dados foi intermediada por um software AUTOCAD.

A mesa foi calibrada com papel milimetrado (tamanho A3) sobre o qual a fotografia é fixada dentro da área calibrada.

A digitalização de cada ponto foi realizada com auxílio de lente de aumento (lupa) para aumentar a precisão com que o cursor da mesa digitalizadora era colocado sobre o centro de cada ponto a ser digitalizado.

Uma sequência pré-estabelecida foi executada na digitalização dos pontos anatômicos e do sistema de referência.

Os dados gerados pela digitalização de cada foto foram gravados em disquetes na forma de arquivos, para mais tarde serem a principal fonte para a reconstrução tridimensional matemática dos pontos anatômicos utilizados neste estudo.

3.3.7 LOCALIZAÇÃO TRIDIMENSIONAL DOS PONTOS ANATÔMICOS

Os dados fornecidos pela digitalização dos pontos anatômicos em cada fase experimental foram introduzidos no programa de reconstrução tridimensional (Ortale, 1993) que forneceu as coordenadas cartesianas tridimensionais de cada ponto anatômico marcado (Tabela 1, na página 23).

Desta forma, para vinte pontos anatômicos marcados em 10 indivíduos nas cinco fases experimentais, foram realizadas 1000 reconstruções.

Após esta etapa, as coordenadas foram submetidas a um programa para computador (Ortale, 1993) que forneceu planilhas contendo os valores que compõem as curvaturas.

A partir destas planilhas foram construídos, para cada coluna vertebral reconstruída, seis gráficos onde as projeções, curvaturas e a torção são expressas.

Portanto, os resultados deste estudo estão expressos num total de 300 gráficos que foram condensados em 60. Isto porque as cinco fases experimentais aplicadas a um mesmo indivíduo estão reunidas a fim de facilitar a observação das adaptações posturais da coluna vertebral diante da aplicação da sobrecarga progressiva unilateral (Anexo 2, p. 77).

3.4 ANÁLISE DOS GRÁFICOS

As análises dos resultados foram realizadas através da observação dos gráficos obtidos pelo método adotado. Para isto os gráficos foram organizados da seguinte forma:

Para cada indivíduo foram confeccionados seis gráficos expressando: projeções sagitais, projeções frontais, curvaturas-2D sagitais, curvaturas-2D frontais, curvaturas 3D e torções.

Cada gráfico possui os registros das cinco fases experimentais (situação controle, sem sobrecarga e com sobrecargas de 4, 12 e 16 Kg). Desta forma foi possível, para um mesmo indivíduo, a comparação direta dos comportamentos das curvaturas da coluna vertebral diante de diferentes situações de sobrecarga.

A seguir explicaremos o que informa cada um destes seis tipos de gráficos:

Projeção Sagital (gráfico 1.):

Representa o alinhamento dos 20 pontos anatômicos em função da coordenada vertical no plano sagital. Aos pontos anatômicos foi ajustada uma função contínua (regressão polinomial) que descreve a coluna vertebral no espaço.

Este gráfico fornece informações sobre o deslocamento ântero-posterior (projeção sagital) da coluna vertebral mediante as situações de sobrecarga (Figura 3).

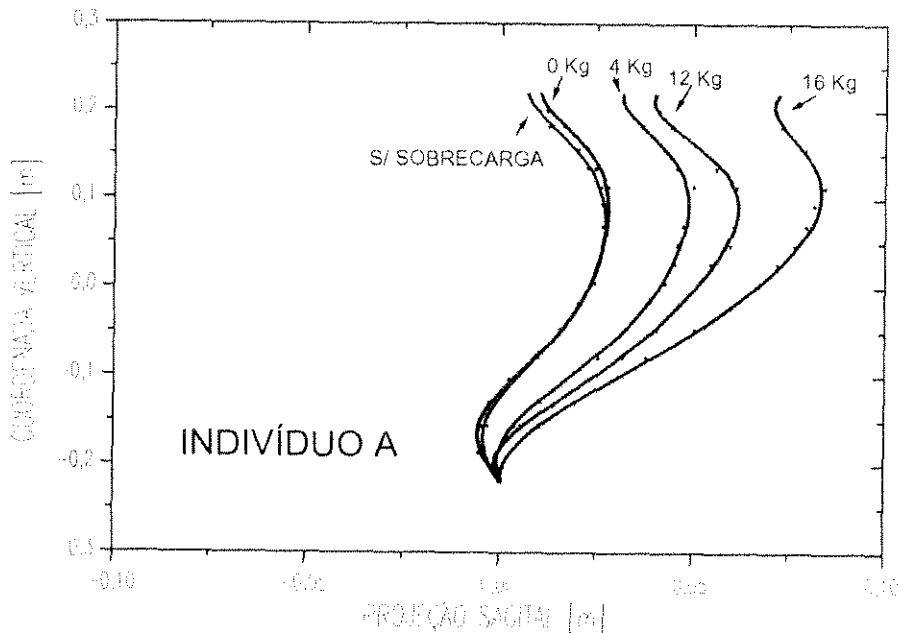


Figura 3. A projeção sagital, expressa em metro [m], indica o deslocamento ântero-posterior sendo o ponto 0,0 referente à base vertical da coluna correspondendo a quinta vertebra lombar. A coordenada vertical dimensiona a estatura do indivíduo em [m] e o ponto 0,0 corresponde ao ponto médio da curva que expressa a coluna vertebral.

Projeção Frontal (gráfico 2.):

Representa o alinhamento dos 20 pontos anatômicos em função da coordenada vertical no plano frontal. Também neste caso a coluna vertebral é descrita por uma função contínua.

Este gráfico informa sobre o deslocamento latero-lateral (plano frontal) da coluna vertebral mediante as situações de sobrecarga (Figura 4.).

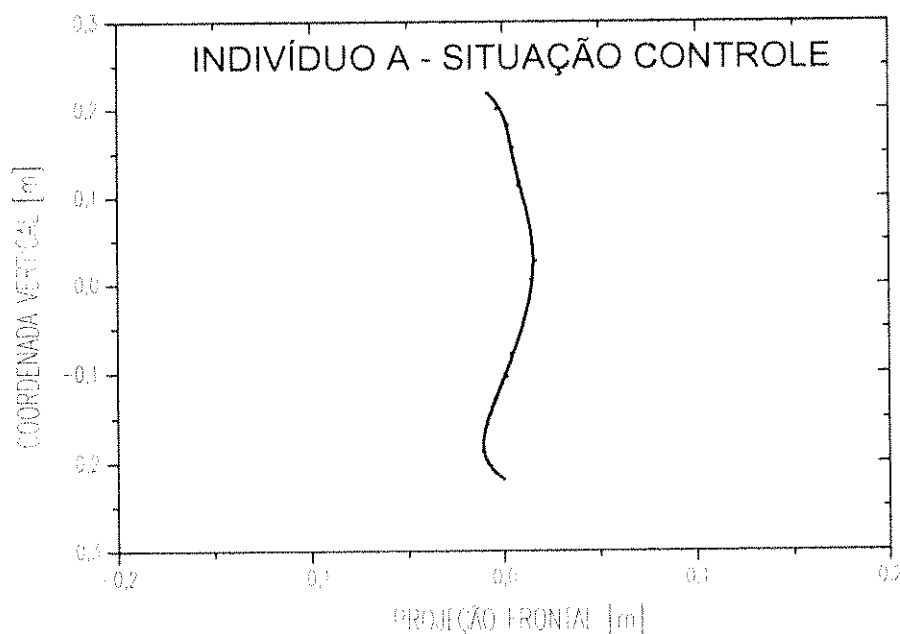


Figura 4. A projeção frontal, expressa em metro [m], indica o deslocamento latero-lateral sendo o ponto 0,0 referente à base vertical da coluna correspondendo a quinta vértebra lombar. A coordenada vertical dimensiona a estatura do indivíduo em [m] e o ponto 0,0 corresponde ao ponto médio da curva que expressa a coluna vertebral.

Curvatura-2D Sagital (gráfico 3.):

Corresponde às curvaturas bidimensionais da coluna vertebral em função da coordenada vertical no plano sagital.

Este gráfico quantifica as acentuações e/ou retificações das curvaturas torácica e lombar da coluna vertebral.

Estas curvaturas são expressas graficamente pelo "inverso do raio" do disco circular que melhor se ajusta à curva em função da escala vertical (Figura 5.). Portanto, quanto maior o raio, menor a curvatura (retificação) sendo verdadeira a recíproca.

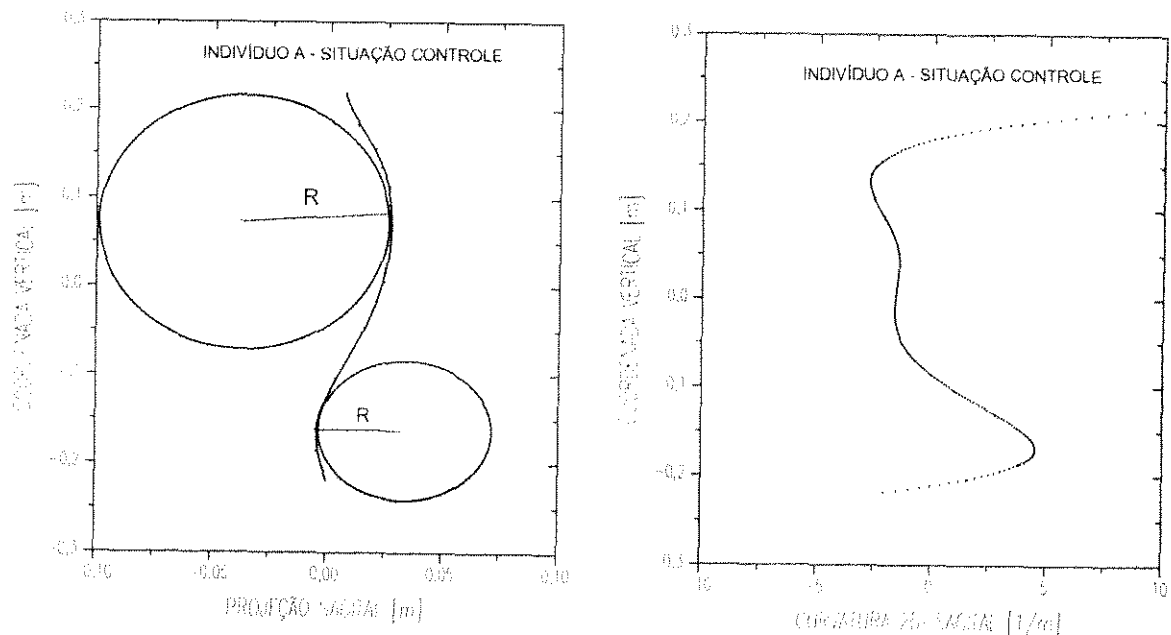


Figura 5. A figura 5a. é a projeção sagital associada as representações dos discos que se ajustam as curvaturas torácica e lombar. A figura 5b. é a representação dos valores de $1/R$ obtido na figura 5a. e expressos como a curvatura-2D sagital.

Como estes valores estão expressos graficamente em $1/R$ (inverso do raio), temos que quanto maior o valor para a coordenada da curvatura-2D sagital [$1/m$], maior a acentuação da curvatura que se está analisando (Figura 6.).

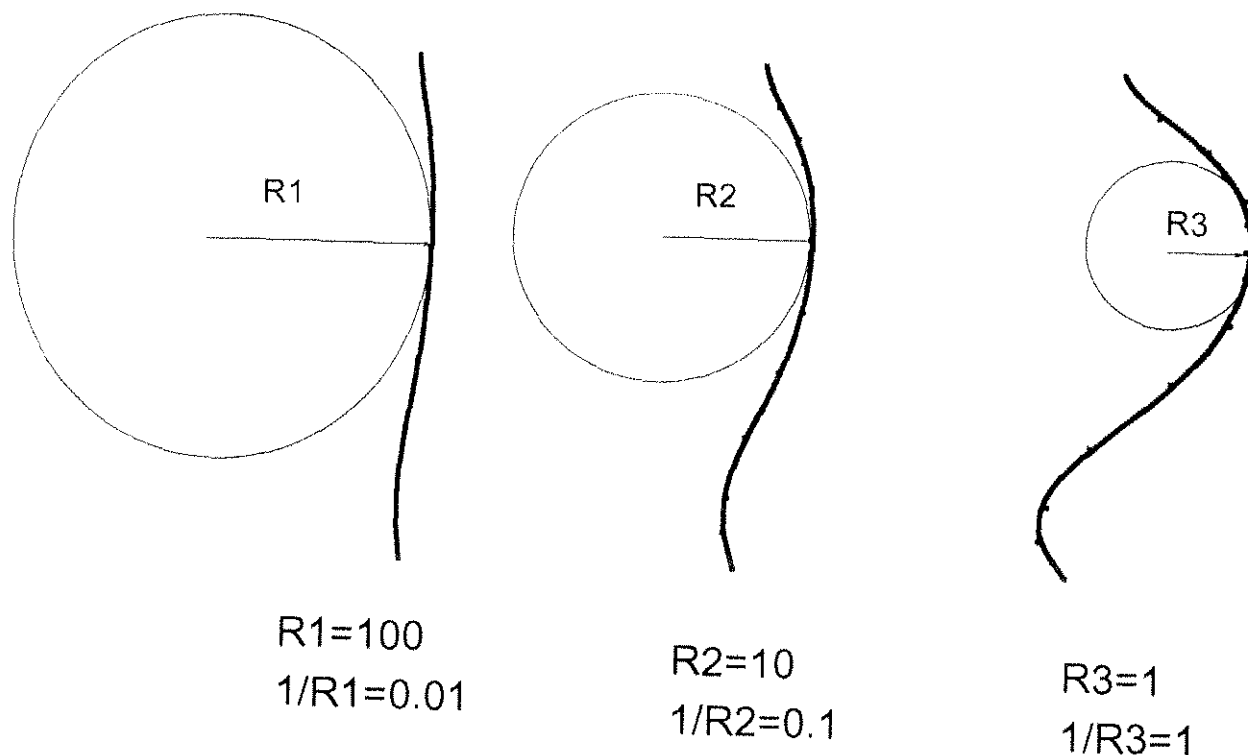


Figura 6. Ilustração do conceito de raio inverso ($1/R$) utilizado pelo método.

Para facilitar a análise das curvaturas bidimensionais no plano sagital, foram confeccionados dois outros gráficos (Figura 7, p. 47), sendo um para a curvatura torácica (figura 7a.) e outro para a lombar (figura 7b.).

Estes gráficos apresentam o maior valor expresso em $1/R$ [1/m] dessas curvaturas em função das sobrecargas (0, 4, 12 e 16 Kg.) para cada indivíduo estudado (Figura 8.)

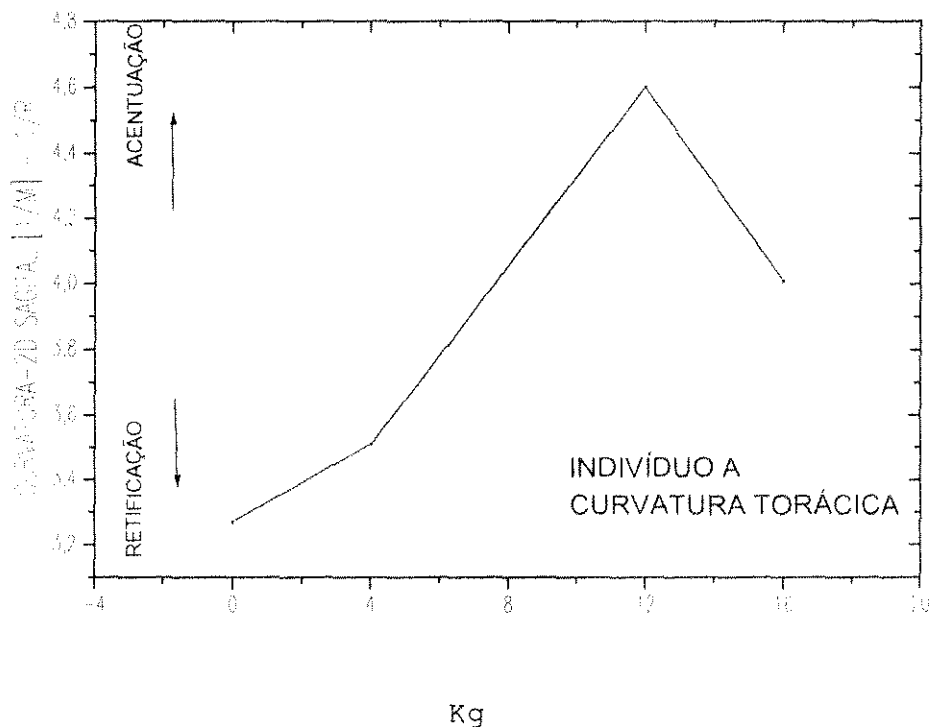


Figura 8. Neste exemplo, a curvatura torácica se acentua diante da aplicação das cargas de 4 e 12 Kg e sofre retificação mediante a de 16 Kg.

Curvatura-2D Frontal (gráfico 4.):

Trata-se das curvaturas bidimensionais da coluna vertebral em função da coordenada vertical no plano frontal.

Este gráfico mede as possíveis curvaturas laterais (plano frontal) apresentadas pela coluna. Estas curvaturas podem ser observadas devido à patologias (ex: escoliose) ou situações posturais (ex: movimento lateral da região tóraco-lombar).

As curvaturas-2D frontal, assim como as sagitais (gráfico 3.), são expressas graficamente pelo "inverso do raio" do disco circular que melhor se ajusta à curva em função da escala vertical. Portanto, para sua análise é seguido o mesmo raciocínio utilizado para o plano sagital (Figura 9.).

As curvaturas no plano frontal, quando presentes, são mais discretas (raios maiores) e por esta razão não foi necessária a construção de um segundo gráfico para sua análise.

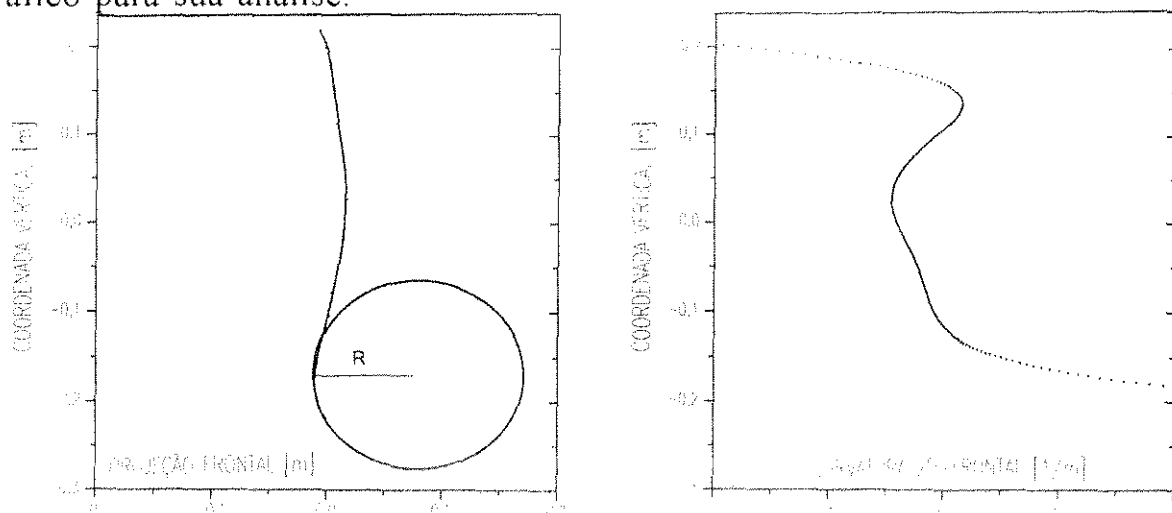


Figura 9. A figura 9a. é a projeção frontal associada as representações dos discos que se ajustam as curvaturas laterais da coluna. A figura 9b. é a representação dos valores de $1/R$ obtido na figura 9a. e expressos como a curvatura-2D frontal.

Curvatura-3D e Torção (gráficos 5 e 6):

Os gráficos das curvaturas 3D, juntamente com as torções, representam uma outra maneira de apresentar as mesmas informações fornecidas pelos gráficos bidimensionais em ambos os planos sagital e frontal em função da coordenada vertical.

Tratam-se de conceitos matemáticos da área da geometria diferencial que, frente às grandes flutuações, apontam as mesmas alterações de uma maneira ainda mais detalhista.

Portanto as curvaturas 3D, junto com as torções, ilustram o principal conceito do método adotado, a tridimensionalidade (Figura 10.).

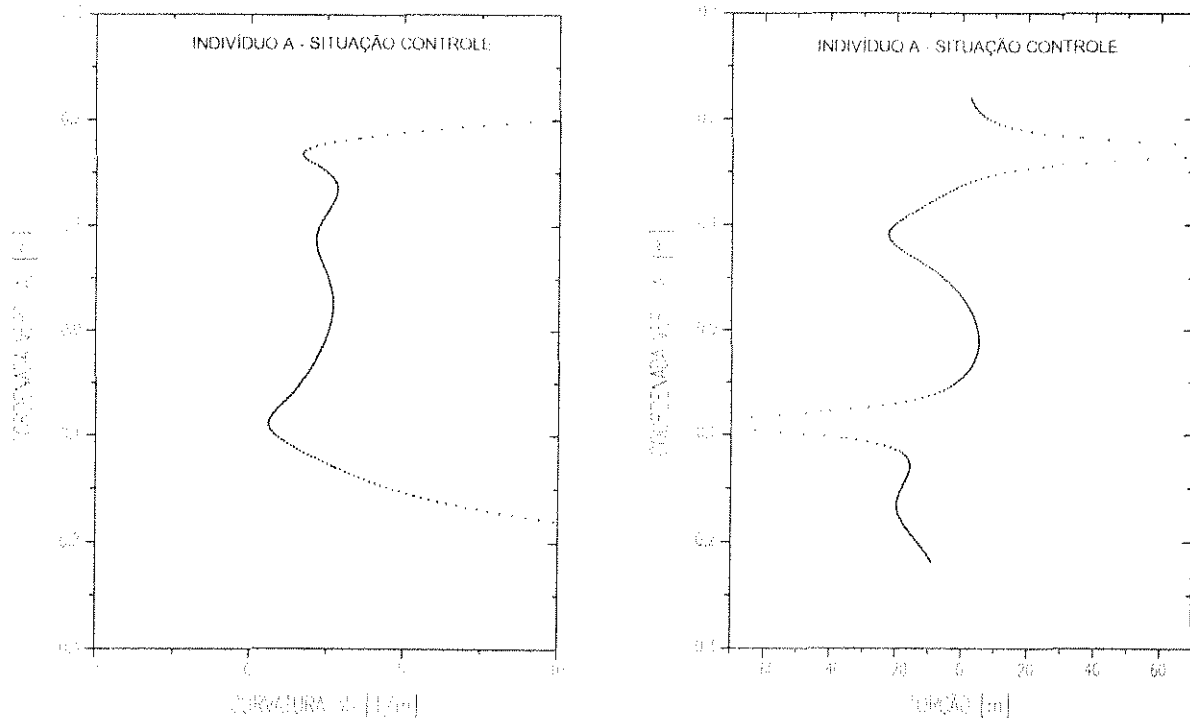


Figura 10. A figura 10a. representa a curvatura-3D e a figura 10b. a torção.

A partir da análise destes seis tipos de gráficos, foi construída a tabela que reúne os dados fornecidos pela anamnese (avaliação postural qualitativa) e as características das adaptações posturais ocorridas durante a aplicação progressiva de sobrecarga, observadas a partir dos gráficos e sob os aspectos, do deslocamento posterior, deslocamento lateral e o comportamento das curvaturas lombar e torácica (Tabela 3, p. 43).

Considerando estes conceitos e procedimentos, são relatadas, no capítulo seguinte, as principais características do comportamento postural diante da aplicação progressiva de sobrecarga.

Tabela 3. Principais adaptações posturais observadas diante da aplicação progressiva de sobrecarga.

INDIVÍDUO	ANAMNESE	PROJ. SAG. DESLOC. POSTERIOR	PROJ.FRON DESLOC. LATERAL	CURVAT. LOMBAR	CURVAT. TORÁCICA
A	escoliose para direita; reg. torácica retificada	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	sem grandes variações.	acentuada c/ sobrecargas maiores	diminuída c/ sobrecargas maiores
B	sem grandes variações	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4 Kg	diminuída c/ sobrecargas maiores	acentuada c/ sobrecargas maiores
C	reg. cervical e torácica retificadas	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4Kg	acentuada c/ sobrecargas maiores	diminuída c/ sobrecargas maiores
D	escoliose para esquerda	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4 Kg	acentuada c/ sobrecargas maiores	acentuada c/ sobrecargas maiores
E	sem grandes variações	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4Kg	diminuída c/ sobrecargas maiores	diminuída c/ sobrecargas maiores
F	sem grandes variações	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4Kg	diminuída c/ sobrecargas maiores	diminuída c/ sobrecargas maiores
G	curv. lord. acent.; abdome protuso; anterversão da pelve	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	s/ variações até 12Kg desloc. esq. c/16 Kg	diminuída c/ sobrecargas maiores	acentuada c/ sobrecargas maiores
H	sem grandes variações	desde 0Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4Kg	acentuada c/ sobrecargas maiores	diminuída c/ sobrecargas maiores
I	curvatura cifótica da reg. torácica acentuada	início c/ 4Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4 Kg	acentuada c/ sobrecargas maiores	acentuada c/ sobrecargas maiores
J	curv. cif. torax. acent.; antepulsão dos ombros	desde 0Kg máx. c/ 16Kg	deslocamento para direita desde 4Kg	acentuada c/ sobrecargas maiores	diminuída c/ sobrecargas maiores

4 RESULTADOS

O relato dos resultados, segundo as classificações anatômicas convencionais, considera os planos sagital e frontal, os segmentos constituídos pelo conjunto tóraco-lombar e as curvaturas lombar e torácica. As informações relatadas foram extraídas dos gráficos que se encontram no anexo 2 (p. 77).

4.1 PLANO SAGITAL

4.1.1 CONJUNTO TÓRACO-LOMBAR

Os deslocamentos da coluna vertebral no plano sagital ocorreram, para a maioria dos casos, no sentido ântero-posterior, a partir da aplicação de sobrecarga de 4 Kg e atingindo o máximo de distância da posição inicial com a sobrecarga de 16 Kg.

Algumas exceções são dignas de referência tendo em vista a discordância do padrão geral observado. São os casos dos indivíduos E, F e G que não evidenciaram variações específicas em cargas de 12 e 16 Kg. O indivíduo H apresentou o deslocamento ântero-posterior na segunda fase experimental onde é sustentado um boneco de isopor (sem sobrecarga) e que apresenta pouca variação diante da sobrecarga de 4 Kg.

4.1.2 CURVATURA TORÁCICA

Na análise da região torácica dos dez indivíduos em questão, pode-se notar características posturais pessoais e independentes do experimento que em alguns casos vêm a confirmar as indicações feitas pela anamnese (tabela 3, p. 43).

Estas características estão presentes desde a primeira fase experimental (sem sobrecarga), onde nota-se, através da análise das projeções sagitais, a retificação da região torácica nos indivíduos A e C, e a presença de cifose torácica nos indivíduos I e J.

As principais variações observadas na curvatura torácica aconteceram diante da aplicação da maior sobrecarga (16 Kg).

Neste pico de sobrecarga unilateral, observa-se para os indivíduos B, D, G e I a acentuação da curvatura torácica. Para a mesma situação A, C, F e J apresentam a retificação desta curvatura.

As exceções ficam por conta de E e H que apresentam a acentuação da curvatura torácica diante da sobrecarga de 4 Kg seguida por sua retificação em 12 Kg e mantendo este comportamento em 16 Kg. A diferença entre eles é que esta acentuação inicial da curvatura em 4 Kg é maior para o indivíduo E (Figura 7a., p. 47).

4.1.3 CURVATURA LOMBAR

Cada indivíduo apresentou uma adaptação postural particular representada por comportamentos variáveis quanto à forma e intensidade da acentuação na curvatura lombar.

Em geral, as maiores variações foram observadas diante da aplicação da maior sobrecarga (16 Kg).

Nesta situação nota-se a acentuação da curvatura lombar para os indivíduos A, C, H, I e J. Nos voluntários B, F e G observa-se a retificação desta curvatura. D e E mantêm o mesmo comportamento assumido na sobrecarga anterior (12 Kg), a curvatura lombar é acentuada para D e retificada para E.

Com exceção do Indivíduo G, os demais apresentam variações de acentuação e retificação da curvatura lombar mediante a aplicação das sobrecargas. Nesta situação, apenas G apresenta a retificação crescente da curvatura lombar, ou seja, para todas as situações experimentais a resposta se repete (retificação) para a curvatura em questão (Figura 7a., p. 47).

CURVATURAS BIDIMENSIONAIS NO PLANO SAGITAL

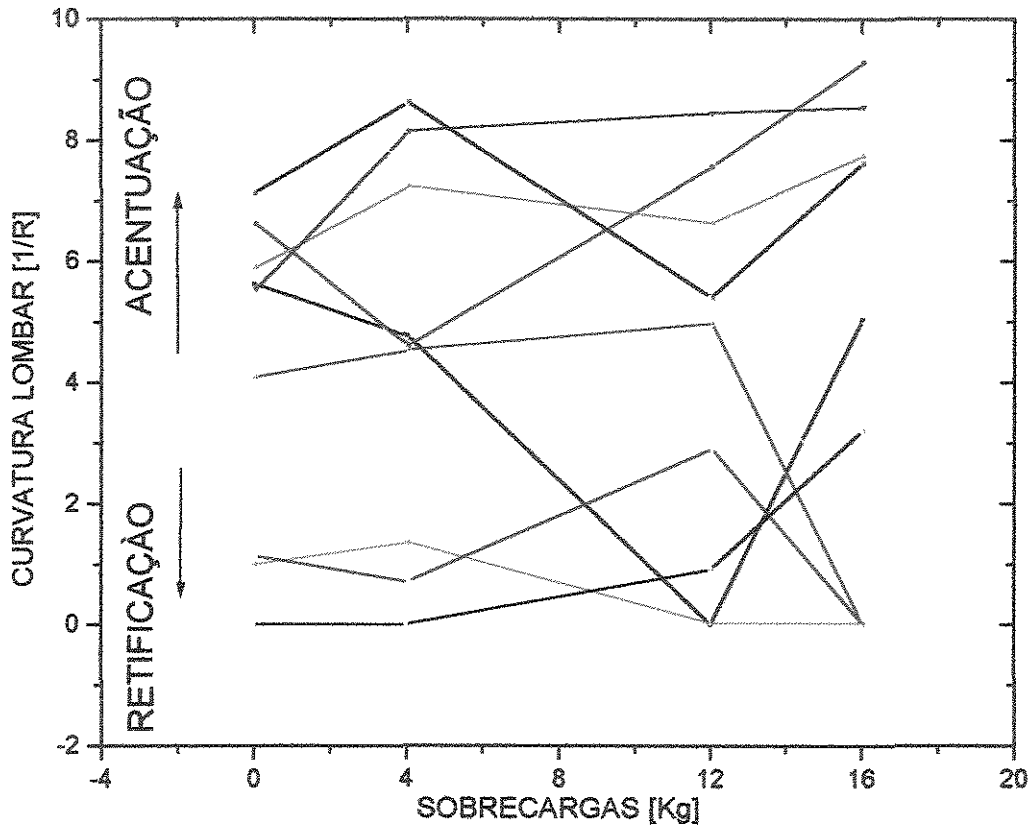


Figura 7a.

LEGENDA:
INDIVÍDUOS

- A
- B
- C
- D
- E
- F
- G
- H
- I
- J

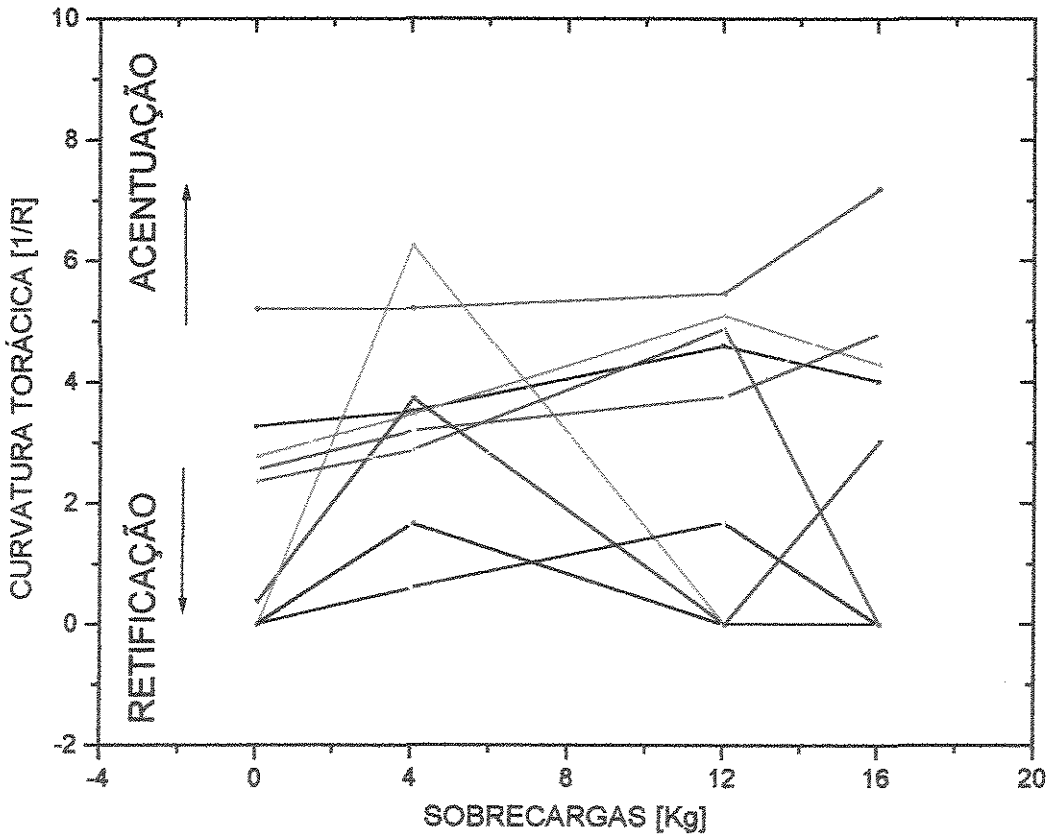


Figura 7b.

4.2 PLANO FRONTAL

As projeções frontais das curvaturas da coluna vertebral na primeira fase experimental assim como as curvaturas-2D frontais, mostram o alinhamento do conjunto tóraco-lombar sem sobrecarga na posição ortostática. Nesta situação podemos observar pequenas variações deste alinhamento em todos os indivíduos, variações estas que denotam as características individuais de cada coluna estudada.

Entre os 10 sujeitos analisados, dois apresentam desvios posturais. Os indivíduos A e D apresentam desvio postural para direita. No caso de A este desvio é leve e localizado na porção média da região torácica. Em D, o desvio é mais severo e localiza-se na base da região torácica. Estas observações são importantes pontos de referência para a análise e discussão das adaptações posturais observadas diante da aplicação progressiva de sobrecarga.

Os deslocamentos da coluna vertebral no plano frontal ocorreram, de uma forma geral, com amplitudes bastante limitadas se comparadas às dimensões no plano sagital.

Nota-se, em poucos casos, uma correlação positiva entre a aplicação de carga e o deslocamento espacial. Os indivíduos B, F, H e J são casos típicos observados deste padrão.

Para a maioria dos casos percebe-se que com a carga de 4 Kg inicia-se um movimento lateral mais facilmente detectável para os pontos superiores da região torácica. O sentido do deslocamento vertebral inicial é mantido em todos os indivíduos e em todas as intensidades de carga exceto para o caso G, quando em carga de 16 Kg, movimenta o tronco para o lado oposto às demais situações.

No caso dos indivíduos que já apresentavam desvios posturais da coluna na posição ortostática sem sobrecarga (primeira fase experimental) observa-se que em ambos os casos, A e D, o deslocamento para a direita acentua o desvio escoliótico existente no mesmo sentido.

5 DISCUSSÃO:

Os resultados desta pesquisa mostram que diante do aumento da sobrecarga algumas respostas posturais acentuaram-se.

Entre eles estão os deslocamentos do tronco nos sentidos ântero-posterior (plano sagital) e lateralmente para a direita (plano frontal). Vale destacar também a acentuação dos desvios posturais permanentes observados desde a anamnese em alguns dos indivíduos estudados.

Outra característica que nos chamou a atenção foi o fato de que, em geral, as adaptações posturais mais intensas foram observadas diante da progressão da sobrecarga (16 Kg).

Com base nestes resultados são observadas tendências em comum de deslocamentos nos planos estudados para a coluna em situação de sobrecarga.

No caso, estas tendências são representadas pelo sentido de deslocamento do tronco.

O deslocamento no sentido ântero-posterior trata-se de um comportamento comum aos 10 indivíduos estudados.

Neste caso as peculiaridades são notadas quanto a sua intensidade diante das diferentes sobrecargas (4, 12 e 16 Kg), sendo também comum o fato de que o máximo de distância da posição inicial se dá com a maior sobrecarga (16 Kg).

No sentido látero-lateral, o deslocamento do tronco dá-se, em geral, para a direita, tendo em vista que as sobrecargas foram sustentadas pelo membro superior direito das voluntárias.

Dos 10 indivíduos seis apresentam claramente este comportamento, inclusive tendo o máximo deslocamento diante da aplicação da maior sobrecarga (16 Kg). Em outros três indivíduos este deslocamento é sutil e apresenta pequenas variações diante das diferentes sobrecargas. Apenas uma exceção (indivíduo G), diante da maior sobrecarga desloca o tronco para a esquerda, lado oposto ao que sustentou o boneco de 16 Kg.

Portanto, estes dados vêm a confirmar a presença de tendências comuns na adaptação postural diante da aplicação de sobrecargas unilaterais.

Outro aspecto a ser considerado é que a ação de sustentar unilateralmente sobrecargas intensifica, momentaneamente, desvios posturais já existentes. Dentro do grupo estudado (10 indivíduos), cinco apresentaram desvios posturais que, embora não comprometessem o estudo em questão, foram, com uma exceção (indivíduo G), acentuados diante do aumento de sobrecarga.

Desde a anamnese foi notado que dois indivíduos (I e J) apresentavam a curvatura torácica acentuada, caracterizando cifose torácica. Duas outras voluntárias (A e C) apresentaram a mesma curvatura retificada, sendo que em uma delas (indivíduo A) foi notado um desvio escoliótico para a direita na região torácica. E um quinto indivíduo (D) também apresentou desvio escoliótico para a direita na região torácica.

Neste grupo, apenas o indivíduo J não teve o desvio postural (cifose torácica) acentuado diante da aplicação de sobrecargas unilaterais. Neste caso foi observado o comportamento de retificação da curvatura diante da aplicação de sobrecargas.

Estes dados corroboram a hipótese de que a compensação à ação de sobrecargas intensificam, momentaneamente, os desvios posturais já existentes.

Esta amostra, embora pequena (cinco casos), contribui com as teorias de que a ação de sobrecargas no sistema locomotor acentuam os desvios posturais já existentes (Magge, 1987; Souchard, 1986; Öberg, 1993). Muitas destas teorias afirmam ainda que tais situações promovem desvios posturais permanentes e intensificam o sintoma 'dor' causado pela maioria destes desvios. No entanto tais afirmações só são possíveis em estudos longitudinais.

A análise da posição no espaço tridimensional dos pontos anatômicos da região torácica mostram que no plano sagital a maior variação de deslocamento acontece, no sentido ântero-posterior, com o ponto referente a primeira vértebra torácica (T1).

No plano frontal, a variação de deslocamento observada também é maior no ponto mais alto da região torácica (T1) e quase imperceptível na sua base (T12).

Estes dados indicam que em pró da manutenção do equilíbrio, ocorre uma adaptação postural que nesta região se dá principalmente pelo ajuste da curvatura torácica.

Também foi estudada a variação de comprimento da região torácica. Esta informação foi obtida através da diferença da coordenada vertical (Z) entre os pontos T1 e T12 de cada indivíduo. Este dado, que em média é de aproximadamente 25 cm dependendo da estatura e biótipo da voluntária, diante da aplicação das sobrecargas apresentou variações insignificantes. Estas variações estão relacionadas com os deslocamentos observados nos outros planos anatômicos.

Nossos dados também permitiram uma análise do comportamento dos ajustes de acentuação ou retificação da curvatura torácica. Não foi detectada a ocorrência de um padrão, sendo que os ajustes observados se alternavam de forma particular para cada indivíduo estudado. No entanto, o fato de uma reação diferenciada ser observada diante da aplicação da maior sobrecarga (16 Kg) nos leva a crer que quanto maior a sobrecarga, menor o efeito do controle voluntário da postura.

No estudo da região lombar é importante lembrar que nos gráficos que expressam as projeções sagitais e frontais, a 5ª vertebra lombar (L5) é fixa num mesmo ponto, no plano horizontal, para as 5 situações experimentais. Este artifício é utilizado sob o ponto de vista didático, para facilitar a análise destes gráficos. Entretanto, diante da aplicação das sobrecargas há uma variação espacial deste ponto que, embora sutil, também deve ser considerada no estudo do comportamento da região lombar da coluna vertebral.

Para a maior parte dos indivíduos estudados, a localização espacial tridimensional da base da lombar (L5) varia dentro de uma área circular de 1.50 cm de diâmetro, sendo ainda menor a variação em altura.

Trata-se de uma variação pequena se considerarmos os ajustes posturais das articulações do quadril, joelho e tornozelo que embora não façam parte deste estudo também influem no deslocamento espacial dos pontos anatômicos da coluna vertebral.

A variação de comprimento da região lombar da coluna vertebral também foi analisada pela diferença da coordenada vertical (Z) entre os pontos referentes à primeira vértebra lombar (L1) e a última (L5). Este dado foi em média de 9 cm (dependendo da estatura e biótipo do indivíduo) e sua variação dificilmente ultrapassou 0,5 cm e portanto considerada insignificativa.

Sendo assim, a análise do deslocamento espacial tridimensional da região lombar da coluna vertebral mostra uma variação muito pequena, mesmo diante das maiores sobrecargas.

No estudo da curvatura lombar são notadas variações significativas, porém, como na curvatura torácica, não é observado um comportamento padrão nos ajustes de acentuação ou retificação da mesma. Diante da maior sobrecarga (16 Kg), o comportamento da curvatura lombar também indica a diminuição do controle voluntário da postura.

Num enfoque comparativo entre as regiões torácica e lombar da coluna vertebral é possível destacar algumas características que refletem a funcionalidade destas regiões.

Uma destas características é o fato de que os ajustes das curvaturas, assim como o de comprimento destas regiões, apresentam mecanismos semelhantes porém dependentes das características individuais de cada voluntária.

Quanto aos deslocamentos espaciais (planos sagital e frontal) estes são maiores na região torácica e quase imperceptíveis na região lombar. Portanto a lombar atua como base da coluna enquanto os maiores ajustes posturais de deslocamento acontecem na torácica. Este contexto vai de encontro com as características morfológicas e articulares destas regiões onde, a torácica se apresenta mais flexível que a lombar.

Este panorama nos reporta a uma metáfora bastante utilizada no estudo da coluna vertebral. A imagem de uma haste, que fixa por sua base, ainda possui ampla capacidade de movimentação e adaptação sem se quebrar.

Esta capacidade adaptativa da coluna de elaborar diferentes respostas à variados estímulos, caracteriza sua plasticidade. No entanto, sua ação ocorre dentro de limites que como pudemos observar, variam conforme as regiões da coluna e as características individuais de cada organismo (indivíduo).

Apesar da reconhecida plasticidade da coluna vertebral, dificilmente este tema é abordado de outra forma que não a puramente teórica. Os poucos que discutem as características adaptativas da postura de forma quantitativa, geralmente restringem seus estudos a grupos musculares ou articulações específicas.

Autores como Arena (1989), Keyserling (1988), Moore (1993), Odsson (1990), Woodhull (1985) e outros, são favoráveis a afirmação de que a exposição à sobrecargas posturais por longos períodos leva ao desenvolvimento de lesões musculares crônicas.

Esta teoria baseia-se no aumento da atividade de fusos musculares que, como efeito secundário, acentuam as respostas do tipo miotático direto e a consequente ação dos moto-neurônios alfa de tais músculos. Desta forma, o aumento da tensão neuro-muscular acarreta uma modificação da atividade contrátil, principalmente dos músculos anti-gravitacionais.

Apesar de reconhecermos esta teoria como válida, julgamos limitada a visão das consequências da sobrecarga sobre a postura que estes estudos trazem. Eles, em favor de um conhecimento científico, se baseiam num mecanismo puramente fisiológico sem detectar a causa primária que levou à lesão: a sobrecarga postural.

Desta forma, muitas questões ficam sem resposta. Qual o tipo da sobrecarga postural? Quais os ajustes posturais que se sucederam? De quanto foi especificamente este 'longo período'? Somente o músculo lesado foi afetado ou houve uma reestruturação global do organismo sob o ponto de vista postural?

Poucos autores, como Mac Clure (1993), buscam padrões de comportamento postural levando em conta que as adaptações posturais nunca se dão individualmente nas regiões da coluna vertebral, como também demonstra nosso estudo.

Por outro lado sabemos que para quem pesquisa a postura humana num enfoque global, uma série de dificuldades devem ser vencidas, que vão desde a utilização de métodos adequados até o fato de muitos ajustes posturais básicos são ainda desconhecidos. No entanto o que se caracteriza uma dificuldade no campo científico, tem sido utilizado como descoberta preciosa nas terapias corporais. Esta utilização, justamente por falta de embasamento científico, muitas vezes é feita a partir de processos intuitivos ou do conhecimento obtido de forma empírica.

Porém abordar a postura de um indivíduo globalmente pressupõe competência, conhecimentos amplos e métodos adequados.

De forma lógica, no tratamento ou prevenção de desvios posturais a causa deve ser eliminada antes de qualquer medida corretiva. Mas como vimos, estas causas são pouco conhecidas e quando sim sua análise é deficiente, o que pode resultar numa ação terapêutica inadequada.

Por estas razões, acreditamos numa abordagem das adaptações posturais como fenômenos corporais globais que ocorrem simultaneamente em vários níveis.

No estudo da postura humana um dos maiores erros que se pode cometer é o de formar conceitos parciais e estáticos das relações posturais.

Devemos sempre lembrar que a postura é um conceito essencialmente dinâmico e que apesar do estudo das adaptações posturais momentâneas diante da aplicação progressiva de sobrecarga unilateral basear-se em posições estáticas, o conhecimento por ele obtido pode ser aplicado numa amplitude ilimitada de situações dinâmicas.

6 CONCLUSÃO

Na situação de sobrecarga unilateral, as adaptações posturais na coluna vertebral ocorreram para a manutenção do equilíbrio corporal principalmente a custa de deslocamentos no sentido ântero-posterior. Este deslocamento é maior na região torácica em relação a região lombar da coluna vertebral.

Adaptações ocorreram também, em menor intensidade, no sentido látero-lateral principalmente na região torácica em relação a região lombar.

Já os ajustes de maior intensidade dão-se na sobrecarga de 16 Kg.

Quanto aos desvios posturais, estes são intensificados diante das adaptações posturais da coluna vertebral diante da aplicação progressiva de sobrecargas unilaterais.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

ADRIANS, M. Assimetria, trauma e idade: três áreas importantes para pesquisa e ensino em biomecânica. In: III CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA. 1991, Juíz de Fora. Anais... Juíz de Fora : Universidade Federal de Juíz de Fora, 1991.

AIRES, M. M. et al. Fisiologia básica. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1988. 564 p., p. 22-163.

ARENA, J. G. et al. Eletromiographic recordings of 5 types of low back pain subjects and nonpain controls in different positions. Pain, v. 37, n. 1, p. 57-65, 1989.

ASTRAND, P. O. "Why exercise?". Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 24, n. 2, p. 153-62, 1992.

BARNES, D. E. et al. Newnes concise encyclopaedia of nuclear energy. Great Britain: George Newnes, p. 877-78. 1962.

BASMAJIAN, J. V. Muscles alive. Baltimore: Williams & Wilkins Company, p. 71. 1967.

BERGE, Y. Viver o seu corpo: por uma pedagogia do movimento. 3. ed., São Paulo: Martins Fontes, 1986. 162 p.

BERGENUDD, H., NILSSON, B. Back pain in middle age; occupational workload and psychologic factors: an epidemiologic survey. Spine, v. 13, n. 1, p. 58-60, 1988.

BLOOM, D., WOODHULL, A. P. Postural adjustments standing with two types of loaded backpack. Ergonomics, v. 30, n. 10, p. 1425-30, 1987.

BRENZIKOFER, R. Instrumentação para uma biomecânica de corpo inteiro. In: III CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 1991, Juíz de Fora. Anais... Juíz de Fora : Universidade Federal de Juíz de Fora, 1991.

-----, Three-dimensional reconstruction for classroom and laboratory. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p.216- 17.

BRIGUETTI, V., BANKOFF, A. D. P. Levantamento da incidência de cifose postural e ombros caídos em alunos de 1ª a 4ª série escolar. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, v. 7, n. 3, p. 93-7, 1986.

CARTER, D. R., WONG, M., ORR, T. E. Musculoskeletal ontogeny, phylogeny, and functional adaptation. Journal of Biomechanics, v. 24, n. 1, p. 3-16, 1991.

DÂNGELO, J. G., FATTINNI, C. A. Anatomia humana sistêmica e segmentar. 2. ed. São Paulo : Livraria Ateneu, 1988. 493 p., p. 5-7.

DIDIO, L. J. A. Sinopse de anatomia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1979. p. 160.

DRERUP, B., HIERHOLZER, E. Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature. Journal of Biomechanics, v. 18, n. 6, p. 467-74, 1985.

----- . Detection of anatomical landmarks on the back surface: the vertebra prominens as a region of extreme curvature, surface topography and spinal deformity. Stuttgart: Gustav Fisher, 1986. p. 151-57.

DRERUP, B., HIERHOLLZER, E. Shape analysis of the back surface: measurement of the lateral tilting of the pelvis from posterior superior iliac spines, surface topography and spinal deformity IV. Stuttgart:Gustav Fisher, 1987a. p. 275-82.

------. Movement of the human pelvis and displacement of related anatomical landmarks on the body surface. Journal of Biomechanics, v. 20, n. 10, p. 971-77, 1987b.

------. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. Journal of Biomechanics, v. 20, n. 10, p. 961-70, 1987c.

FERREIRA, A. B. H. et al. Dicionário aurélio básico da língua portuguesa. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1994. 704 p.

FUTUYMA, D. J. Biologia evolutiva. 2. ed. São Paulo: SBG, 1992. 631 p. p. 531-67.

GELB, M. O aprendizado do corpo: introdução à técnica de Alexander. 1a ed., São Paulo: Martins Fontes, 1987. 181 p.

GREEN, J. H. Fisiologia clínica básica. 3. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1983. 175 p.

HUARD, P., WONG, L. Cuidados e técnicas do corpo na China, Japão e na Índia. São Paulo: Summus editorial, 1990. 317 p.

KENDALL, F. P., Mc CREARY, E. K. Músculos provas e funções. 3. ed., São Paulo: Manole, 1990. 380 p. p. 323-33.

KEYSERLING, W. M., PINNETT, L., FINE, L. J. Trunk posture and back pain: identification and control of occupational risk factors. Appl Ind Hyg, v. 3, n. 3, p. 87-92. 1988.

KOTTKE, F. J., STILLWELL, G. K., LEHMANN, J.F. Krusen : tratado de medicina física e reabilitação. 3. ed., São Paulo : Manole, 1986. 1060 p. p. 732-47.

KRAUSE, M. V., MAHAN, L. K. Tratado de fisiologia do exercício. Rio de Janeiro: Interamericana, 1980. p. 785.

MAGEE, D. J. Orthopedic physical assessment. USA: WB Saunders Company, 1987. 377-405 p.

MARCONDES, E. et al. Crescimento normal e deficiência. 2. ed., São Paulo: Savier, 1978. 253 p. p. 46-7, v. 1.

Mc CLURE, P., BLACK, K., SIEGLER, S. The influence of different sitting postures on lumbar and cervical geometry. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 842-43.

MOORE, A. E., WELLS, R.P. & RANNEY, D. The relationship between pain and tenderness and eletromyographic measures in the forearms of workers performing repetitive manual tasks. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 898-99.

MUNHOZ, M. P. et al. Study of momentary posture modification patterns cased by progressive unilateral excess load aplication. In: PROCEEDING OF THE OLYMPIC CONGRESS, Malaga, 1992, jul. 1992a. p. 16.

MUNHOZ, et al.. Aplicação da análise tridimensional no estudo das adaptações da coluna em condições de sobrecarga unilateral. In: IV CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 1992, São Paulo. Anais... São Paulo: Universidade de São Paulo, 1992b.

MUNHOZ, M. P. Análise das adaptações da coluna vertebral em condições de sobrecarga unilateral. In... II CICLO DE COMUNICAÇÃO CIENTÍFICA PARA GRADUAÇÃO, Novembro, 1992, Campinas. Anais... Campinas : Univerdade Estadual de Campinas, 1992.

ÖBERG, K. E. T. A model of lumbar spine load due to twisted trunk postures during tractor driving. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 972-73.

ODDSSON, L.I.E. Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. Acta Physiologica Scandinavica, 140 (supl 595). 1990.

ORTALE, R. L., BREZIKOFER, R. Método de reconstrução tridimensional para análise postural. In:IV CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 1992, São Paulo. Anais... São Paulo: Universidade de São Paulo, 1992.

ORTALE, R. L. et al. Detection of 3D spinal curvature and torsion. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 988-89.

ORTALE, R. L. Método de reconstrução tridimensional para avaliação postural. Campinas, 1993, 77 p. Dissertação Mestrado em Educação Física - Faculdade de educação Física, UNICAMP, 1993.

OTMAN, A. S., BEKSAC, M. S., BASGOZE, O. The importance of "lumbar lordosis measurement device" application during pregnancy, and post-partum isometric exercise. *European Journal of Obstetrics Gynecology and Reproductive Biology*, v. 31, n. 2, p. 155-62, 1989.

PAL, G.P. & ROUTAL, R.V. Transmission of weight through the lower thoracic and lumbar regions of the vertebral column in man. *Journal of Anatomy*, v. 152, p. 93-105, 1987.

PUTZ, R. & MÜLLER-GERBL, M. The significance of the vertebral joints during load transmission in the spine. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 842-43.

RASH, P. J., BURKE, K. Cinesiologia e anatomia aplicada. 5. ed. São Paulo : Guanabara Koogan, 1987. 571 p.

RICHARDSSON, J., DUCHÊNE, J. L., BOUISSET, S. Anticipatory postural adjustments according to the direction of a pointing task. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 1120-21.

RILEY, P. O., MANN, R. W., HODGE, W. A. Modeling of the biomechanics of posture and balance. Journal of Biomechanics, v. 23, n. 5, p. 503-6. 1990.

ROLF, I. P. Rolfing: a integração das estruturas humanas. São Paulo : Martins Fontes, 1990. p. 270.

ROUGIER, P. Biomechanical strategies observed in climbing during voluntary and imposed movements. In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 1152-53.

SCHWARTZ, L. et al. Studies in physical development and posture: IV hundred boys and men. Washinton : Government Printing Office, 1931. Public Health Bulletin, n. 199.

- SNELL, R. S. Anatomia. 2. ed., Rio de Janeiro : Medsi, 1984. 801 p. p. 722-33.
- SOUCHARD, P. E. Reeducação postural global: método do campo fechado. 2a ed. São Paulo : Ícone, 1986. 104 p.
- TESTUT, L., JACOB, O. Tratado de anatomia topográfica. Barcelona : Salvat Editores, 1956, 623 p.
- TEYSSÉDRE, C. et al. Does postural muscular activity associated with a pointing task depend on handedness? In: PROCEEDING OF THE XIVth ISB CONGRESS, Paris, jul. 1993. p. 1332-33.
- WOODHULL, A.M., MALTRUD, K., MELLO, B.L. Alignment of the human body in standing. European Journal Applied Physiology, v. 54, p. 109-15, 1985.

ANEXOS

Anexo 1.

ANAMNESE

ROTEIRO PARA AVALIAÇÃO POSTURAL QUALITATIVA
LABORATÓRIO DE ESTUDOS DA POSTURA HUMANA

Profissionais responsáveis: Prof. Dr. Roberto Vilarta

Fisioterapeuta. Andréa Gonçalves Pinto

DADOS PARA IDENTIFICAÇÃO:

NOME:

IDADE:

COR:

PESO: Kg

ALTURA: m

BIOTIPO:

 DESTRA SINISTRA AMBIDESTRA

HISTÓRICO DE TRAUMATISMOS DO SISTEMA LOCOMOTOR:

INSPEÇÃO FRONTAL:

Proporcionalidade segmentar: ()normal ()anormal

Tipo de pé:()direito ()esquerdo
 ()normal ()plano
 ()equino ()calcâneo valgo
 ()calcâneo varo

Dedos: ()apoio normal () montados

Tornozelo: ()rotação medial () rotação lateral ()normal

Perna: ()normal ()arqueada

Joelho: ()normal ()varo ()valgo
 torção tibial: ()direita ()esquerda
 patela rotação: ()medial ()lateral

Coxa: trofismo muscular:()normal ()hiper. ()hipo.

Quadril: () normal ()elev. direita ()elev. esquerda

Tronco: abdome: ()normal ()protuso
 curvas laterais: ()iguais ()desiguais
 umbigo: ()central ()lateral
 tórax: ()normal ()tonel ()escavado

Ombro: ()elevação direita ()elevação esquerda
 clavículas: ()simétricas ()assimétricas

Membros Superiores:()elev.direita ()elev.esquerda ()normal

Cabeça e Pescoço:()desvio direita()desvio esquerda ()normal

Face: ()simétrica ()assimétrica

INSPEÇÃO LATERAL:

Pé: direito esquerdo
 ângulo reto ângulo agudo ângulo obtuso
 arcada plantar long.: aumentada diminuída

Joelho: normal recurvatum flexionado

Pelve: normal anteversão retroversão

Tronco: normal abdom. prot. rotação D/E

Ombro: normal antepulsão retropulsão

Curvatura Lombar:(normal acentuação retificada

Curvatura Torácica:(normal acentuação retificada

Cabeça: alinhada protusa

INSPEÇÃO POSTERIOR:

Pé: normal varo valgo

Perna: simetria muscular assimetria muscular

Joelho: linha dir. elev. linha esq. elev.
 linha poplítea nivelada
condilo mediais: afastados normais

Coxa: simetria muscular assimetria muscular

Pelve:fenda glútea:vertical desv. dir. desv. esq.
pregas glúteas:niveladas dir. elev. esq. elev.
contorno massas glúteas: simétrico assimétrico
cristas ilíacas:dir.elev. esq.elev. niveladas

Tronco: contorno lombar: simétrico assimétrico

Coluna Vertebral:desvio lateral lombar: dir. esq.
desvio lateral torácico: dir. esq.
ângulo de tales:dir.maior esq.maior normal

Escápulas: normal abdução adução alada

Cotovelo: dir. elev. esq. elev. nivelados

Ombro: dir. elev. esq. elev. nivelados

Pescoço: simetria muscular assimetria muscular

lordose cervical:normal acentuada retificada

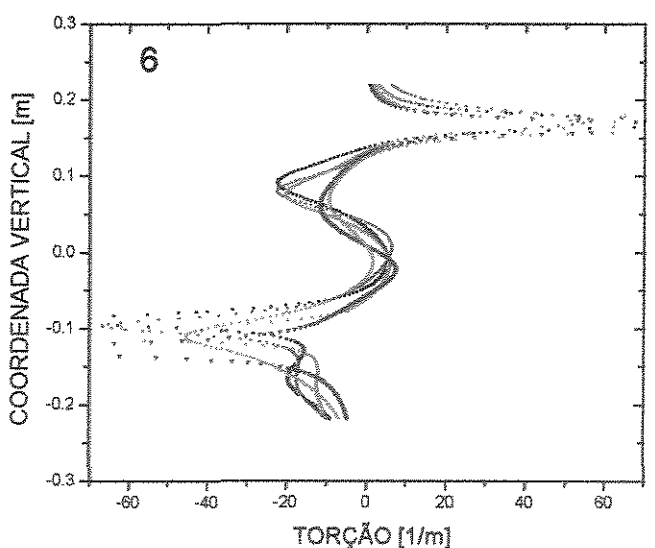
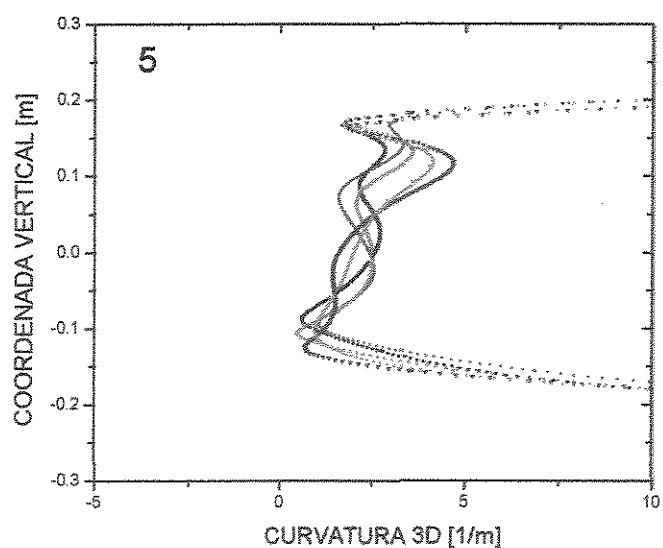
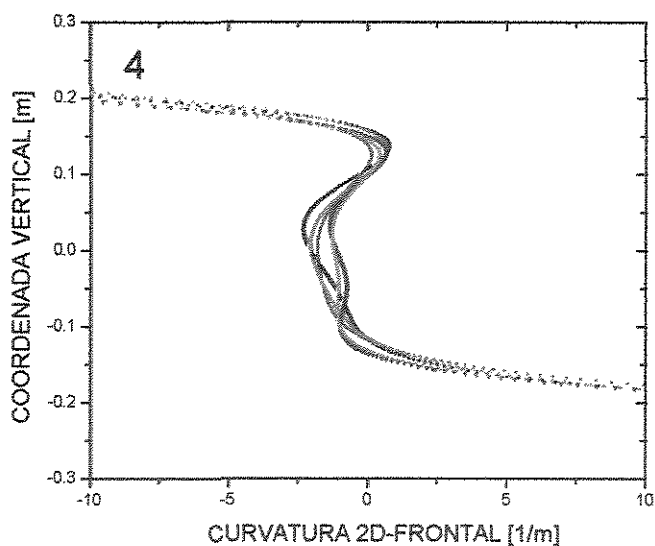
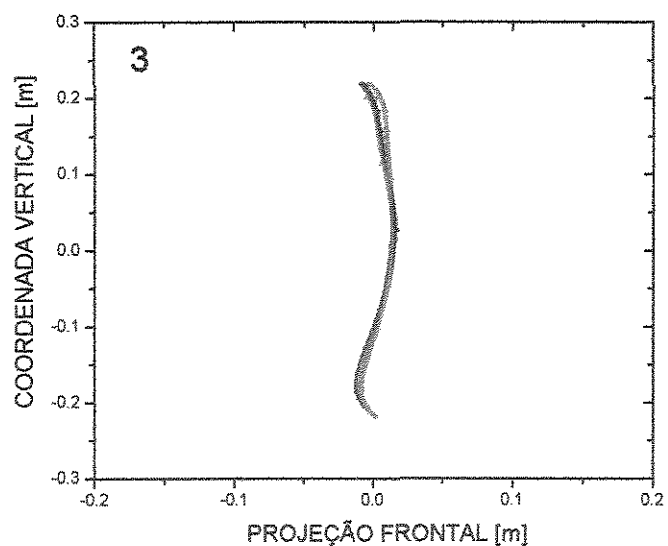
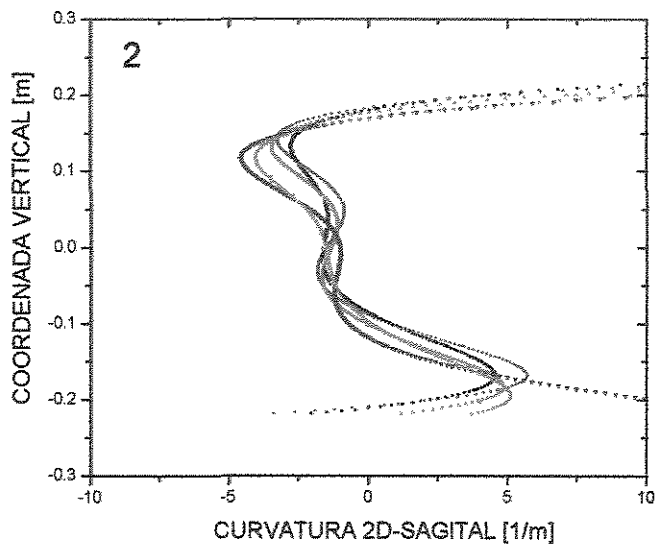
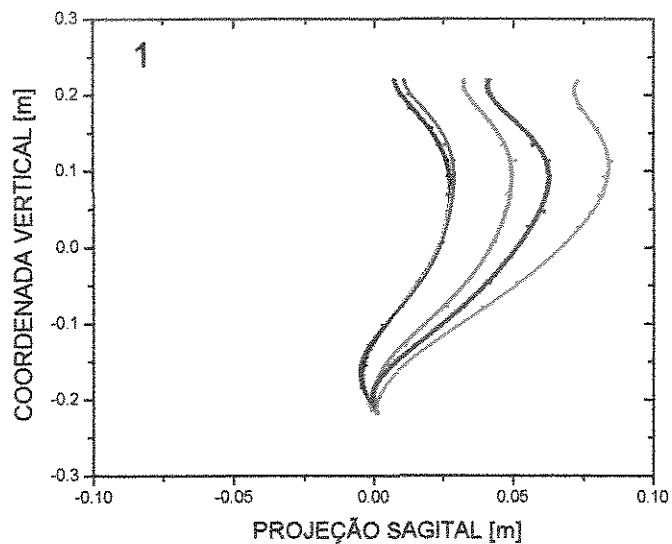
Cabeça: alinhamento vertical desalinhamento vertical

Anexo 2.

Gráficos que apresentam as adaptações posturais de dez voluntários diante da aplicação progressiva sobrecarga simulando a ação de sustentar um bebê.

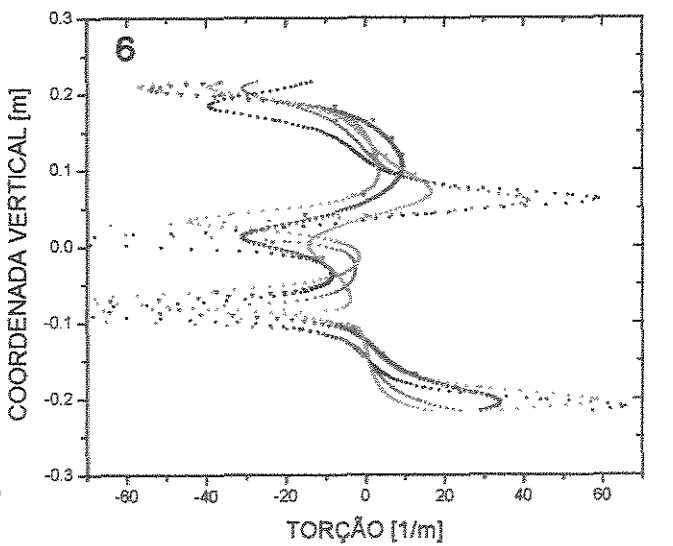
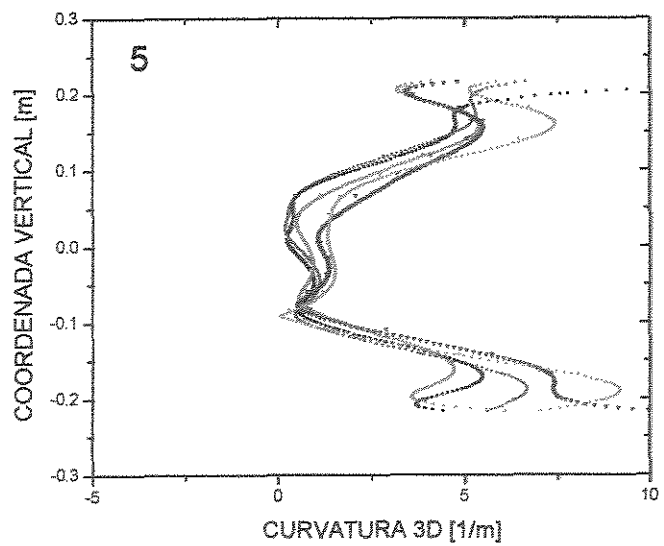
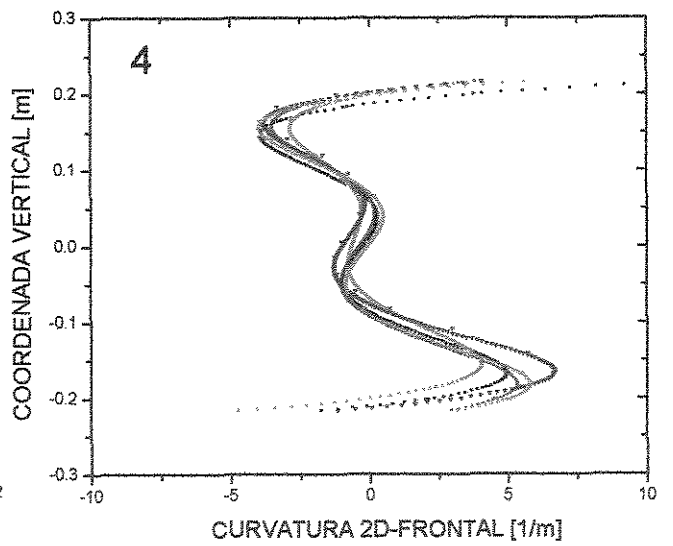
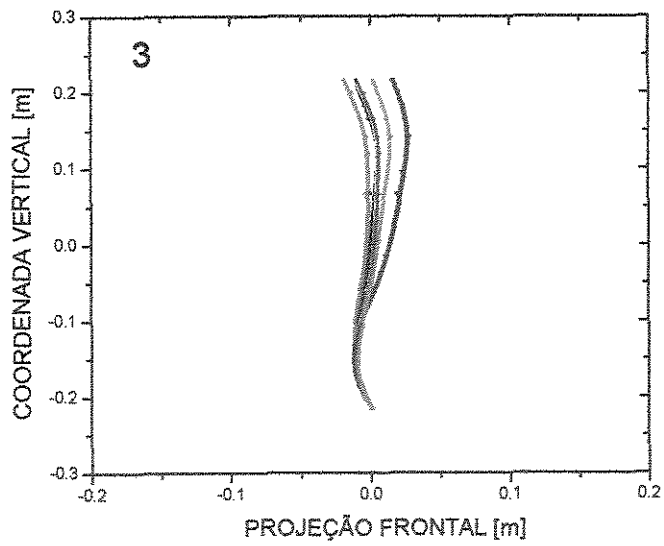
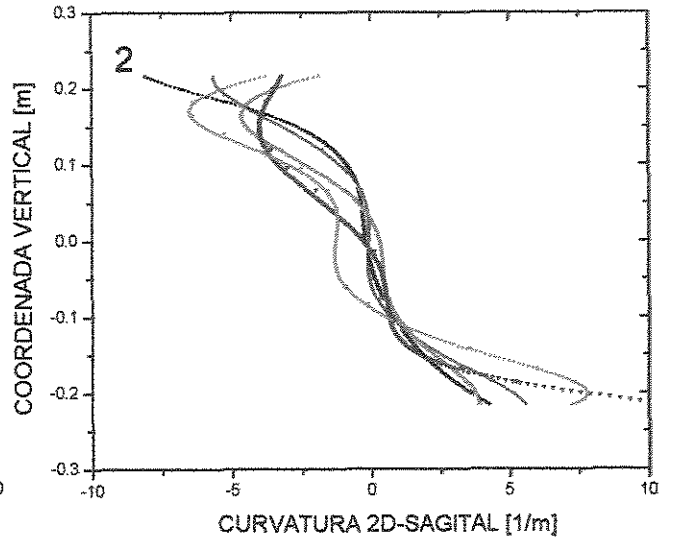
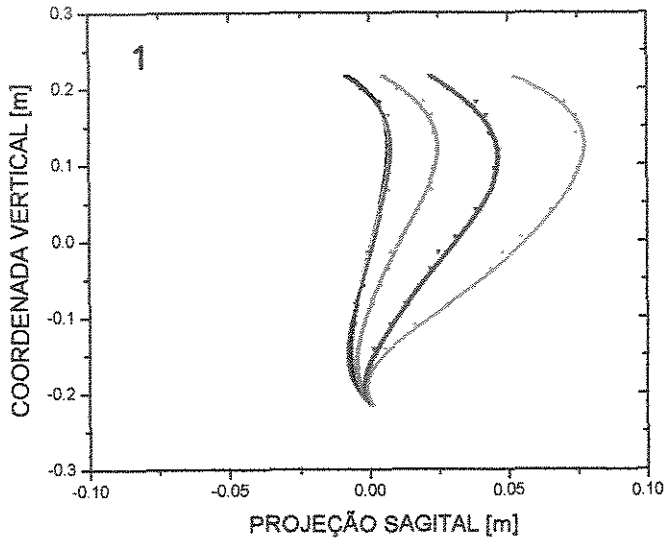
INDIVÍDUO A

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



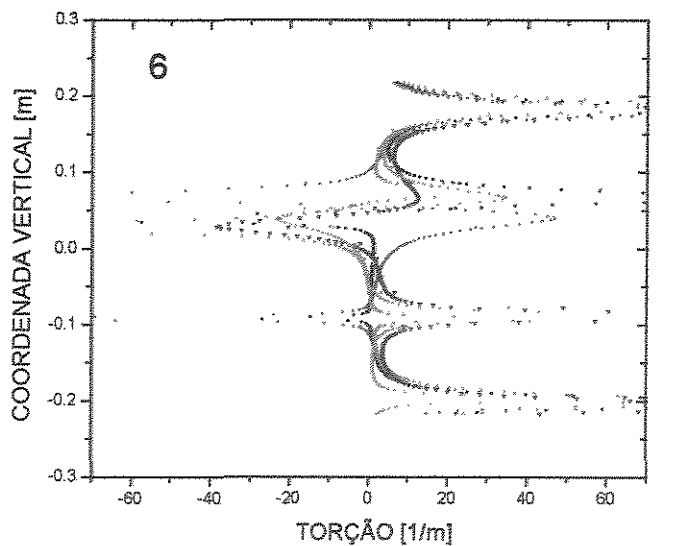
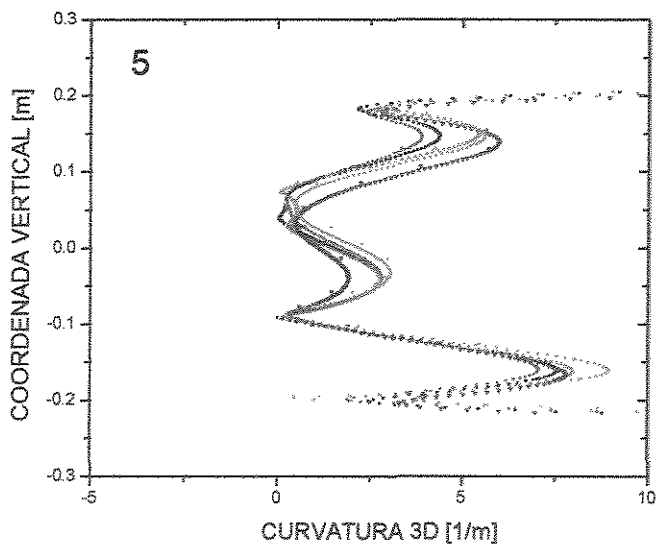
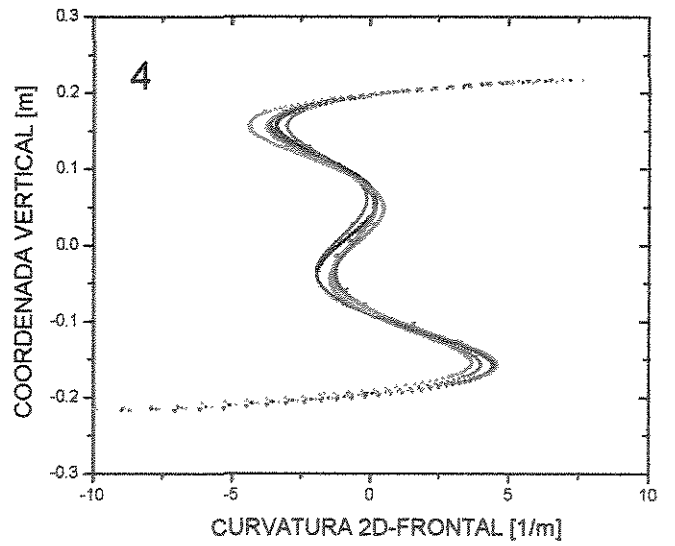
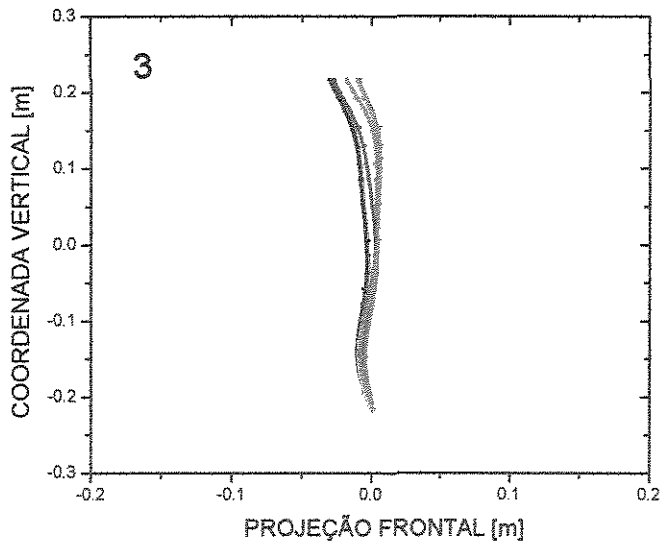
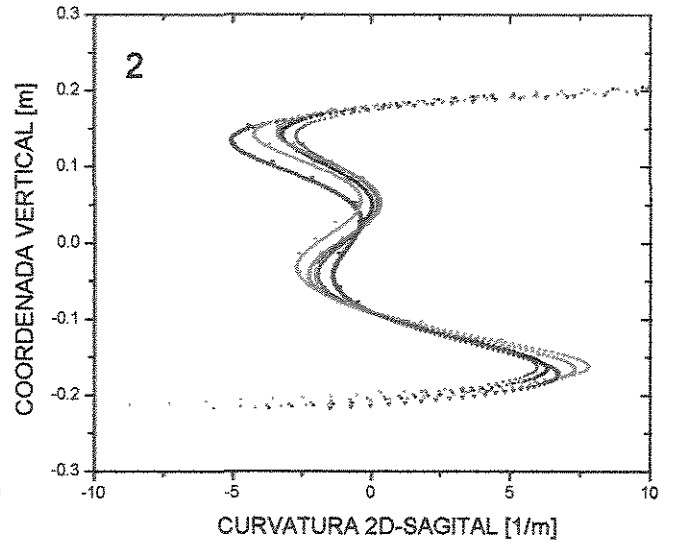
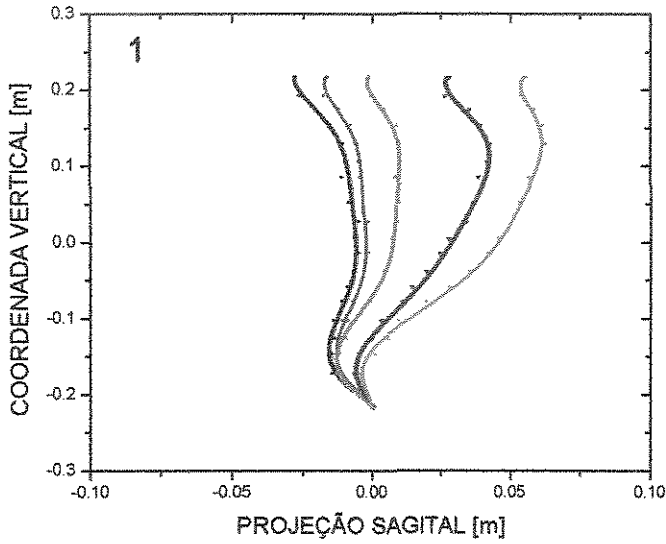
INDIVÍDUO B

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



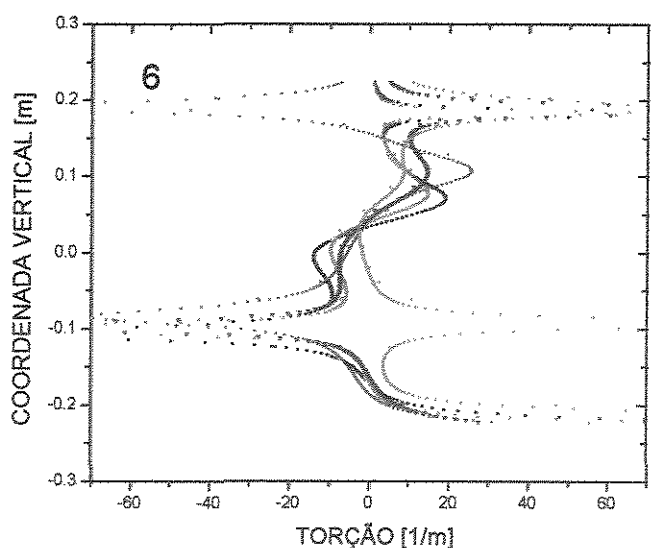
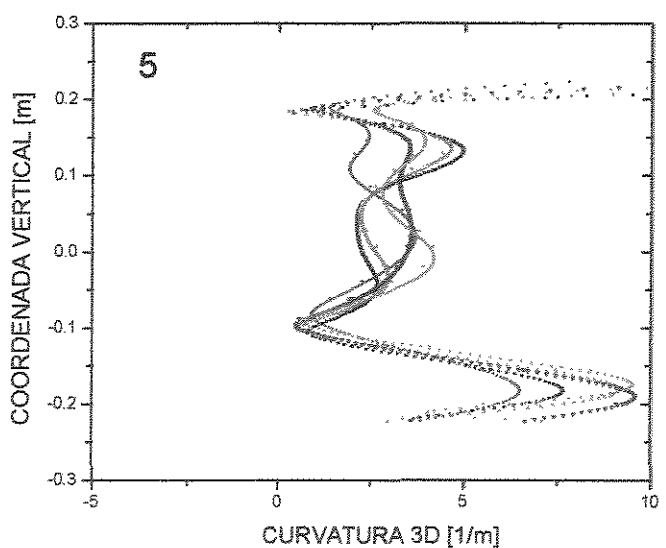
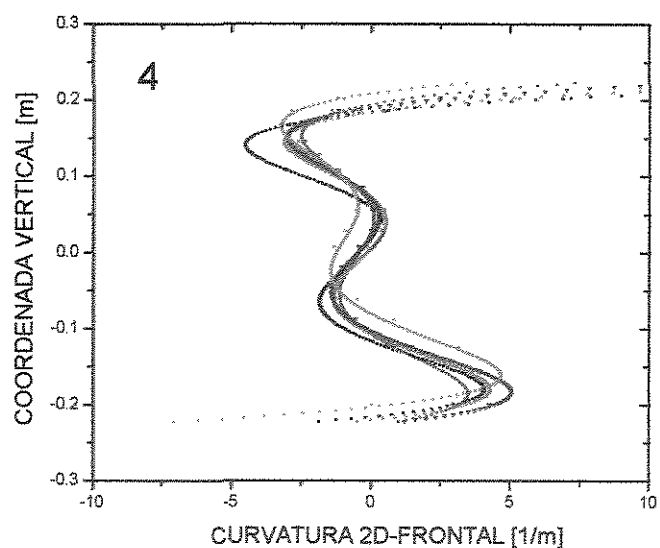
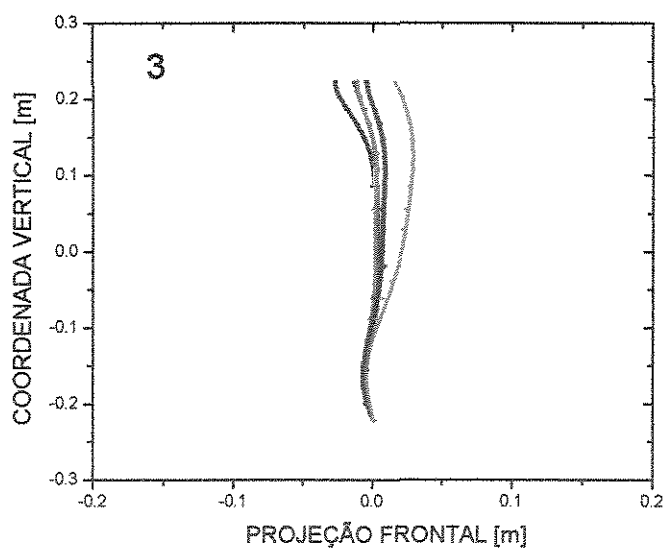
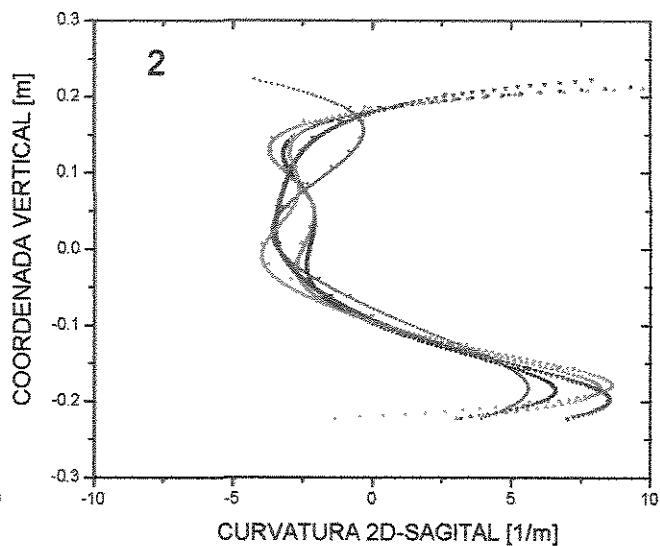
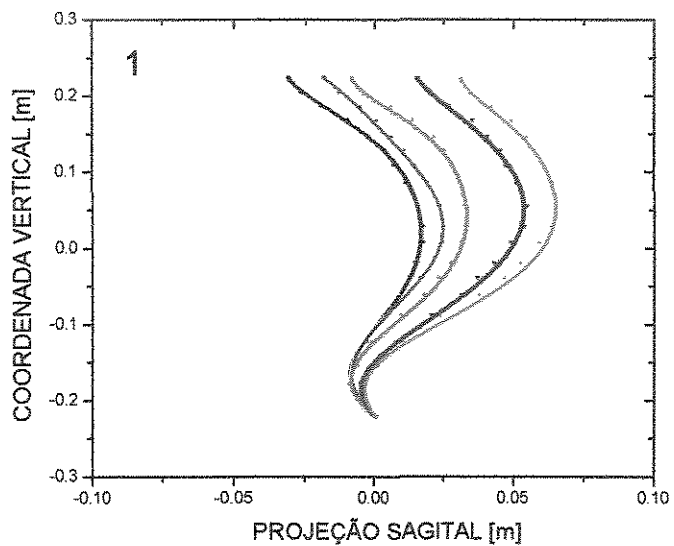
INDIVÍDUO C

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



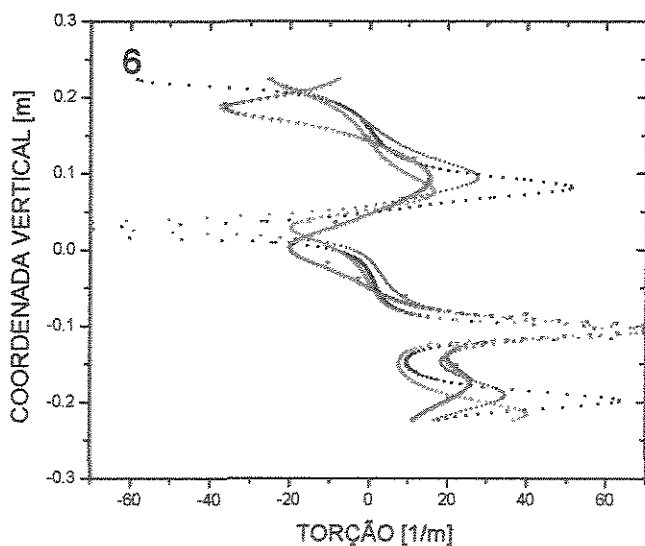
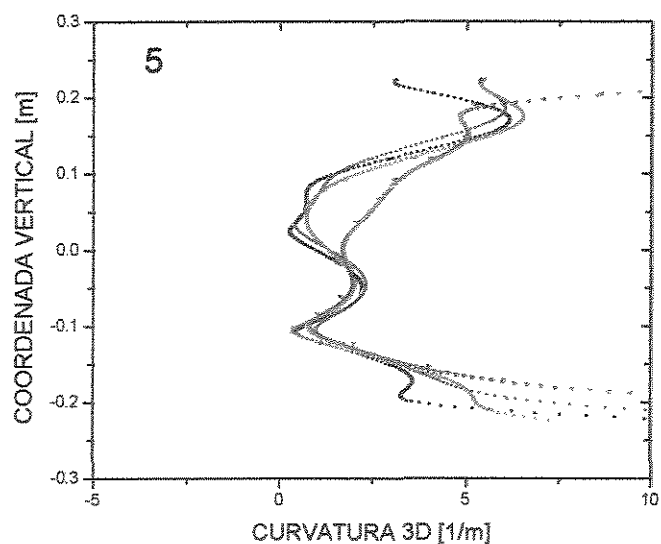
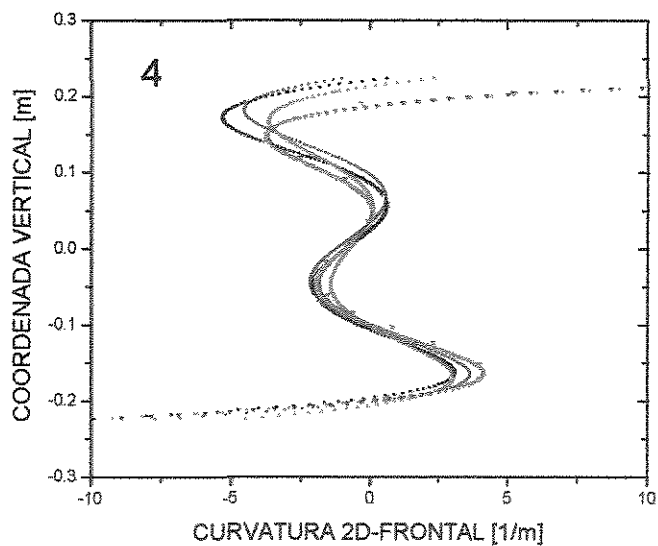
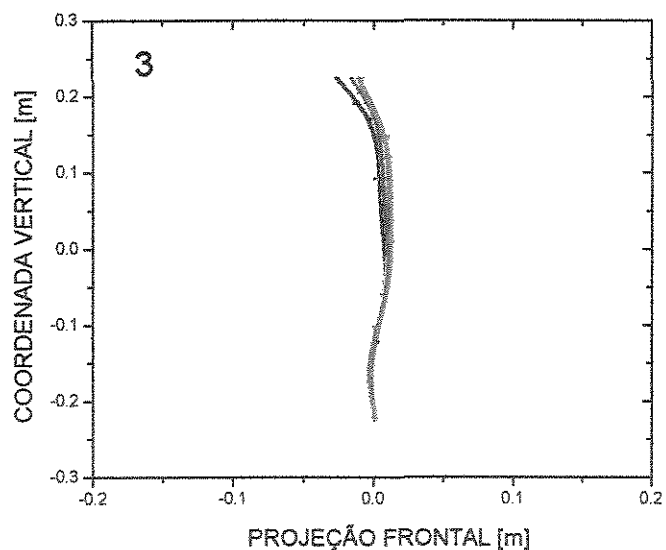
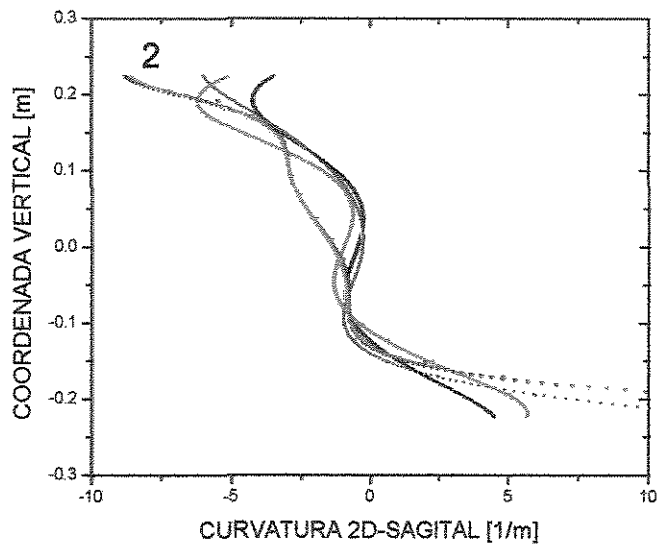
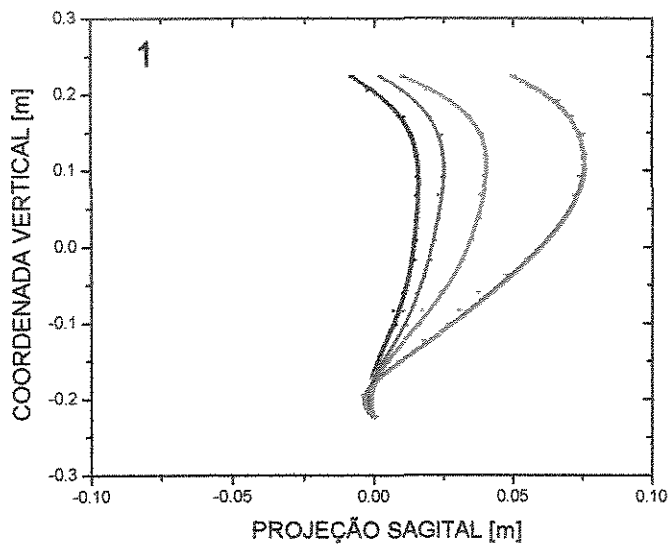
INDIVÍDUO D

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



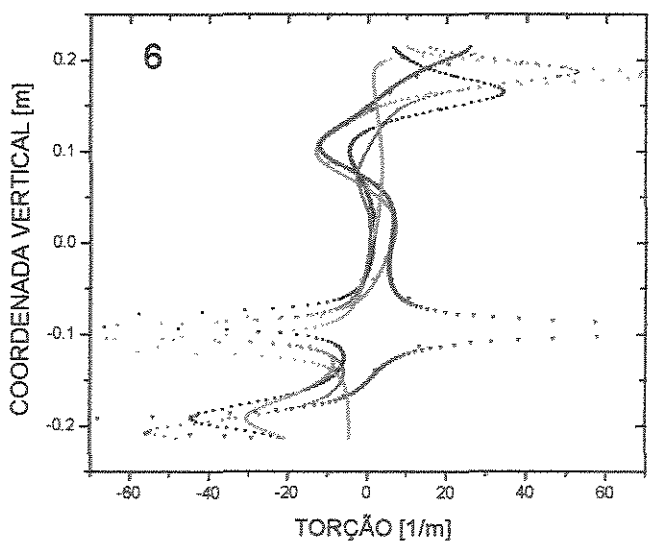
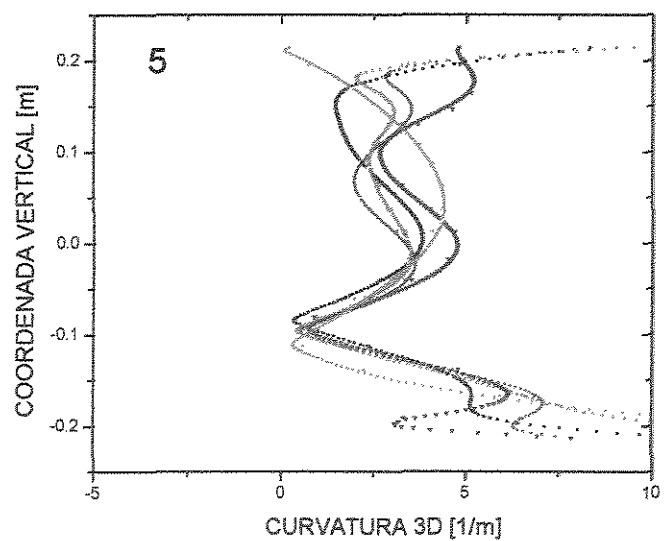
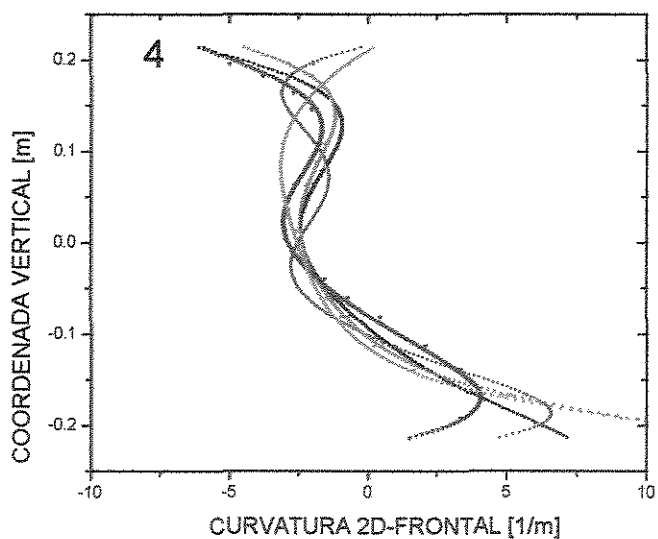
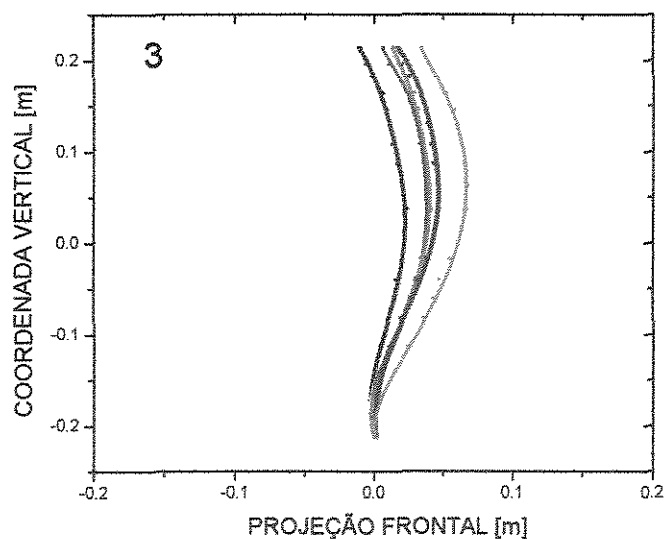
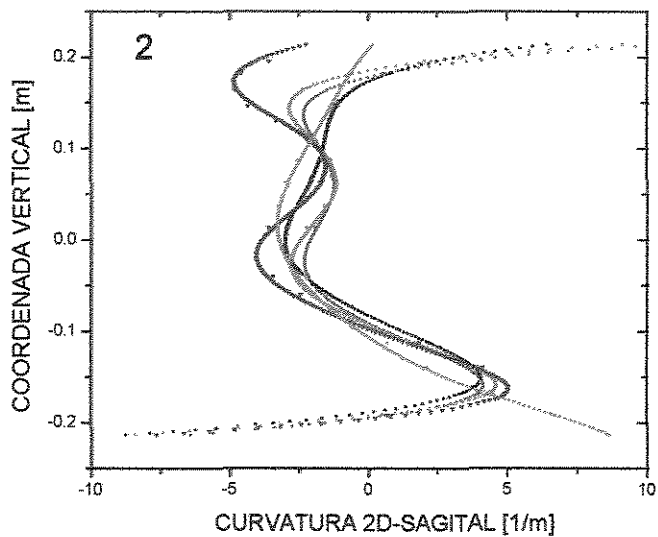
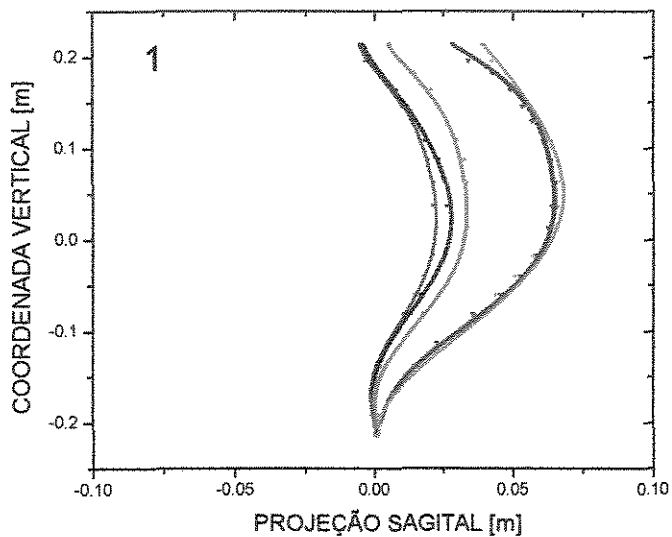
INDIVÍDUO E

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



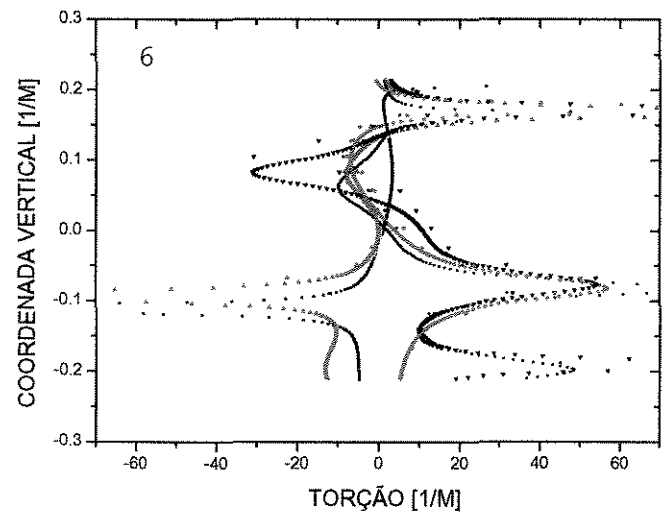
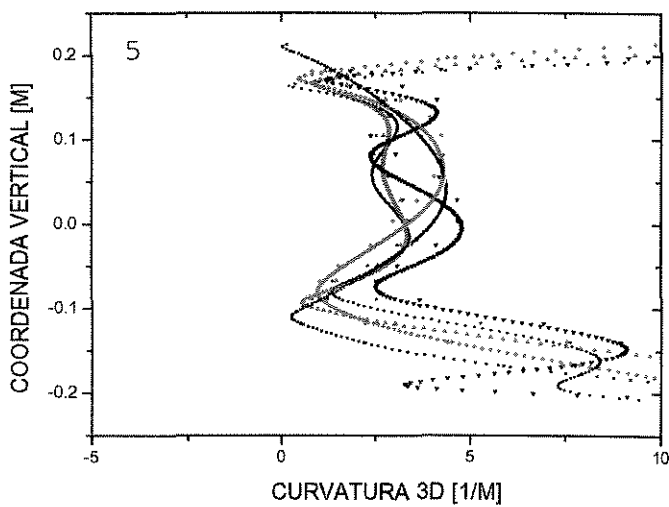
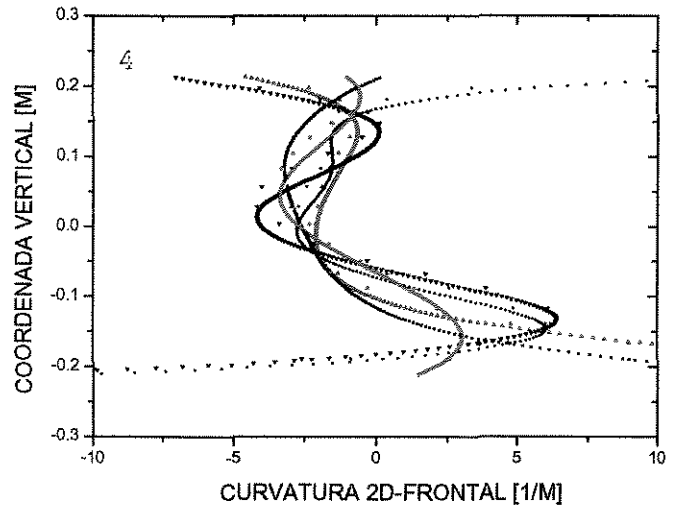
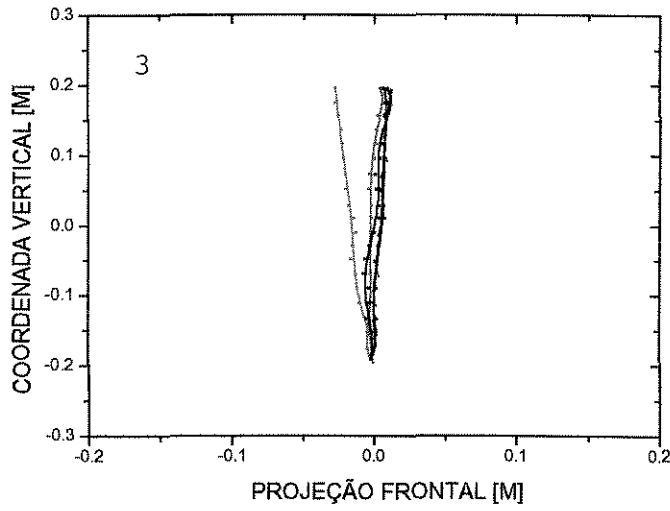
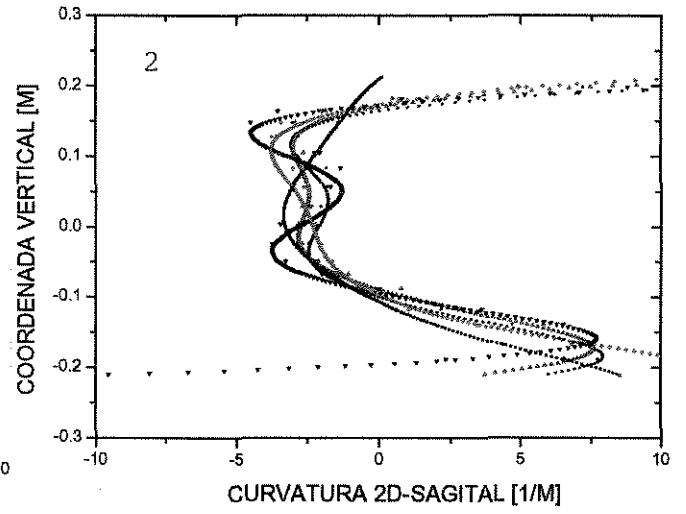
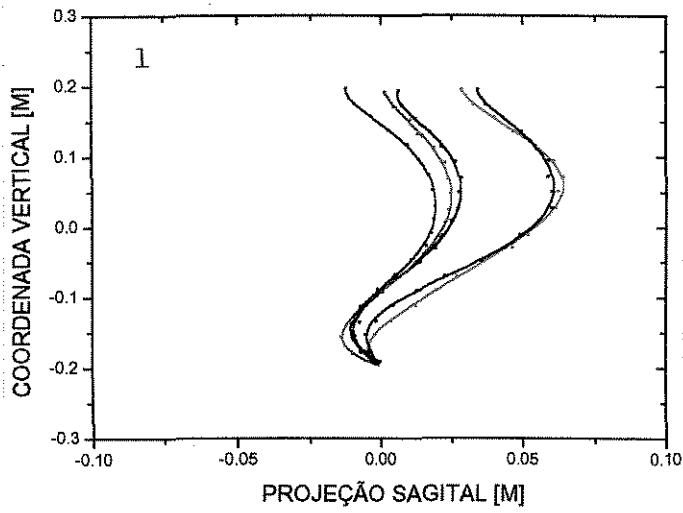
INDIVÍDUO F

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



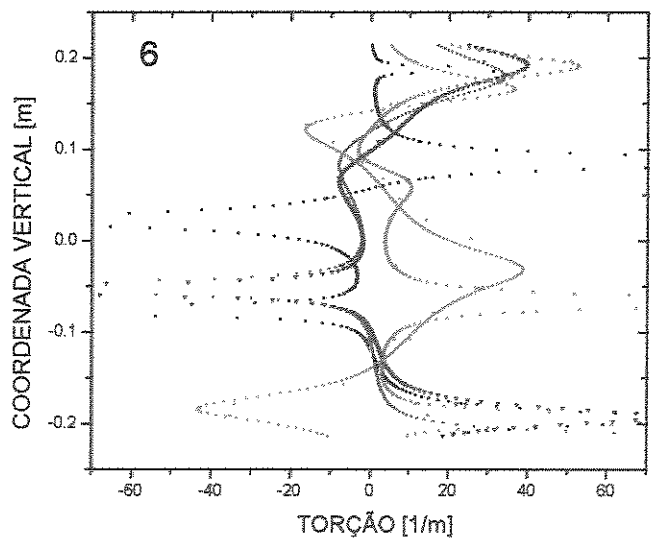
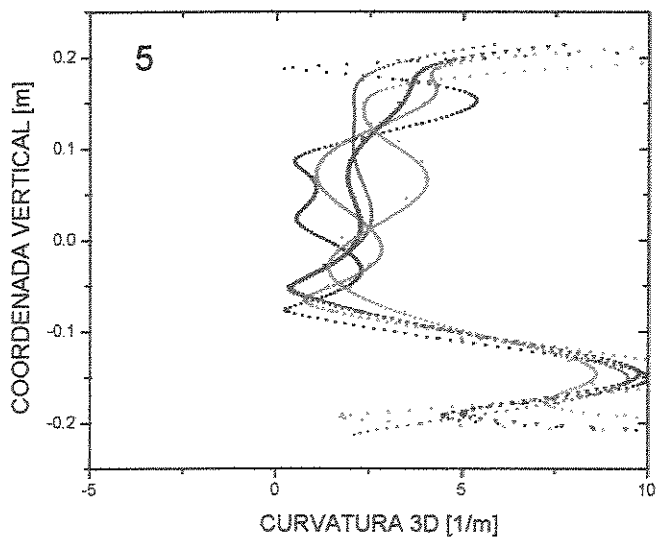
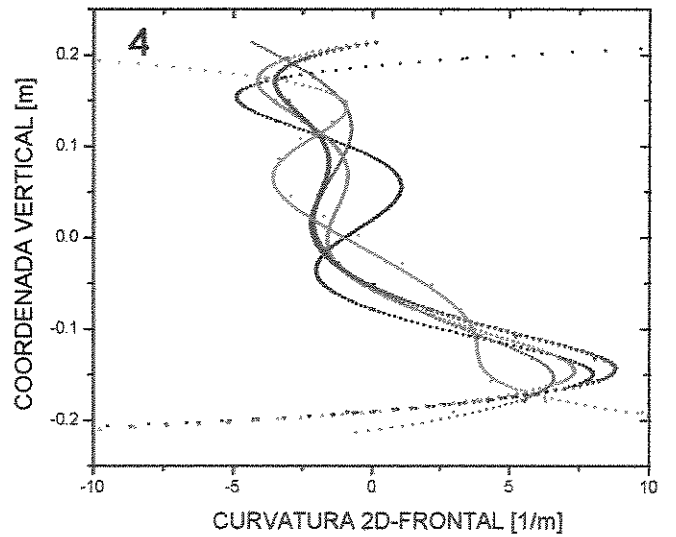
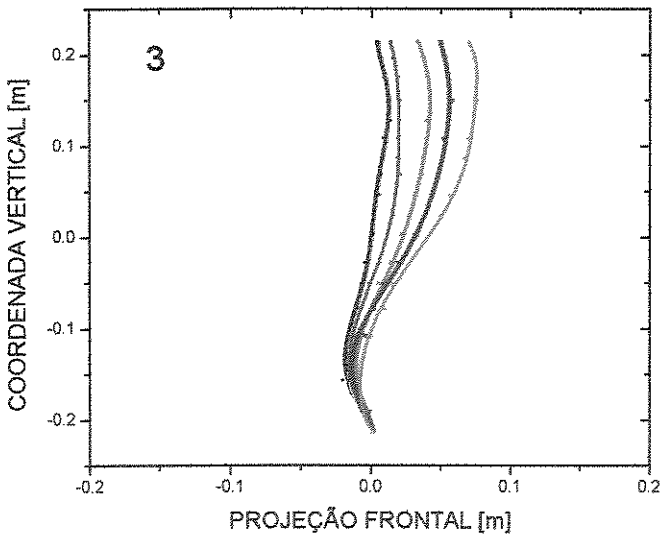
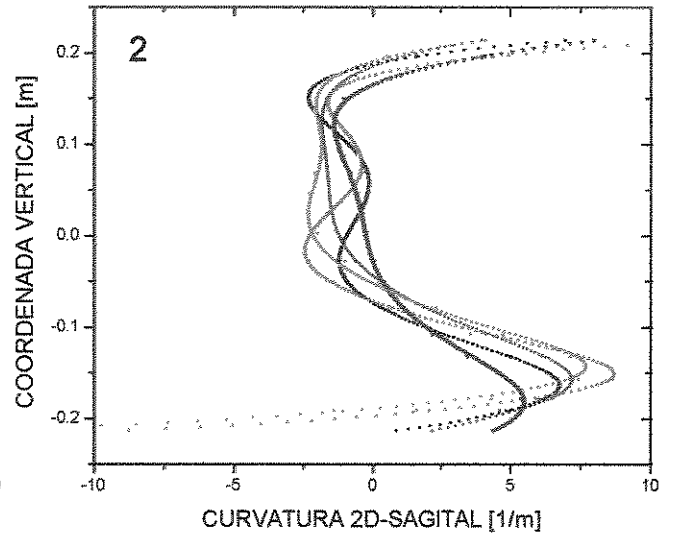
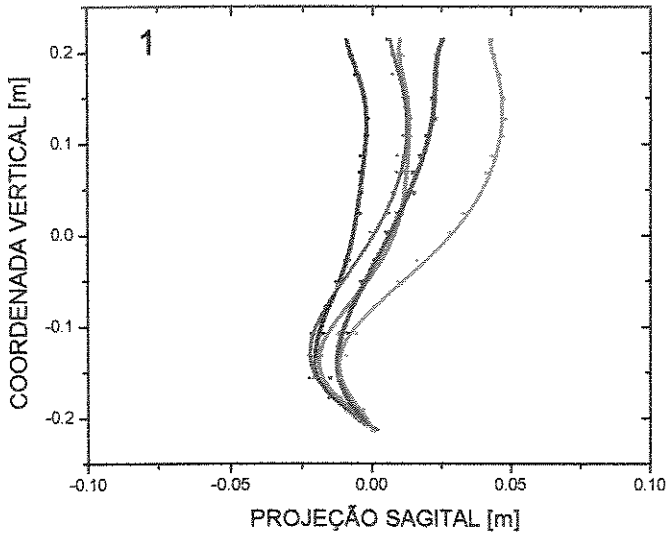
INDIVÍDUO G

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



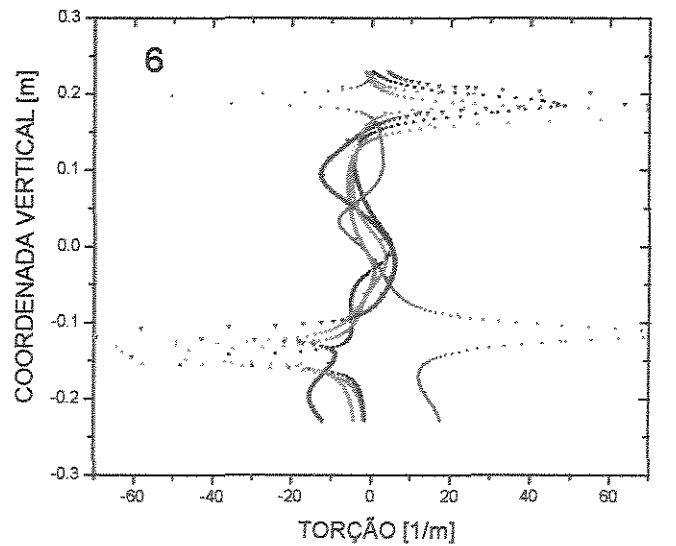
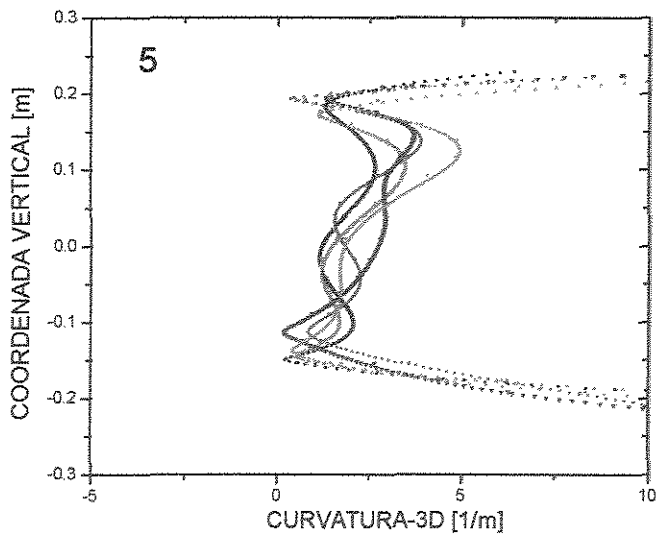
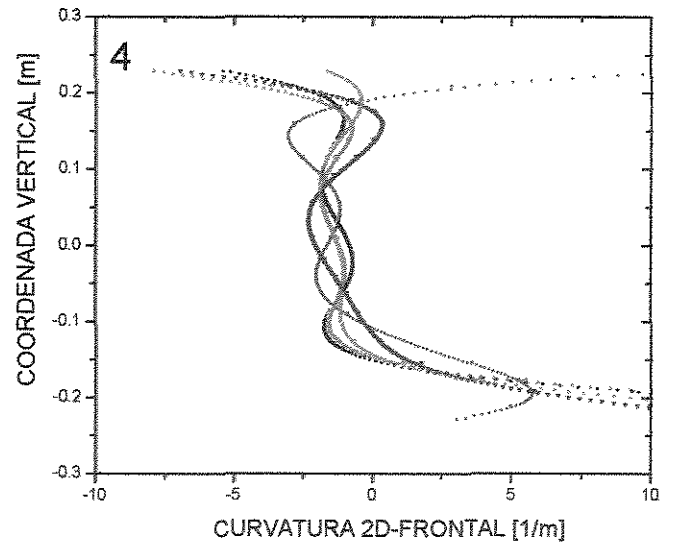
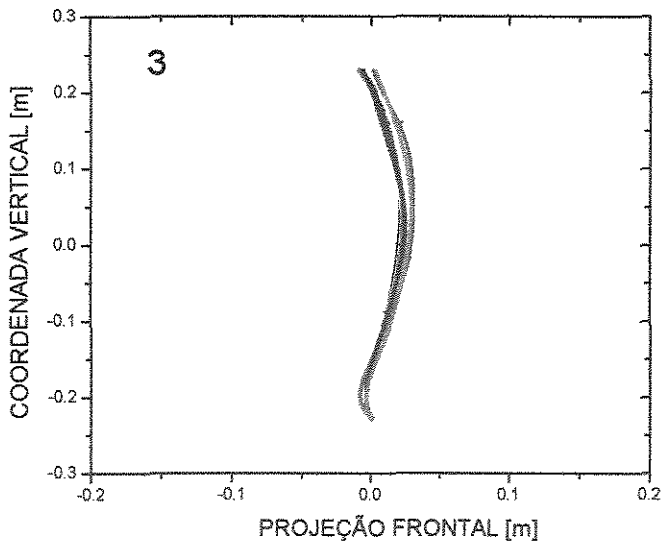
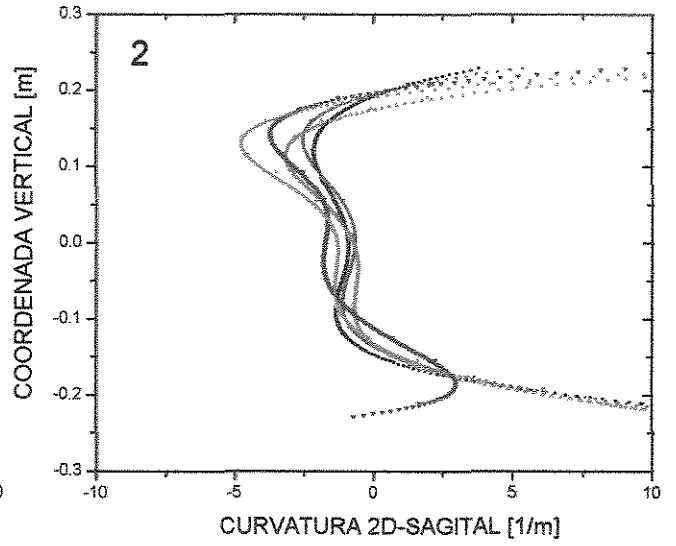
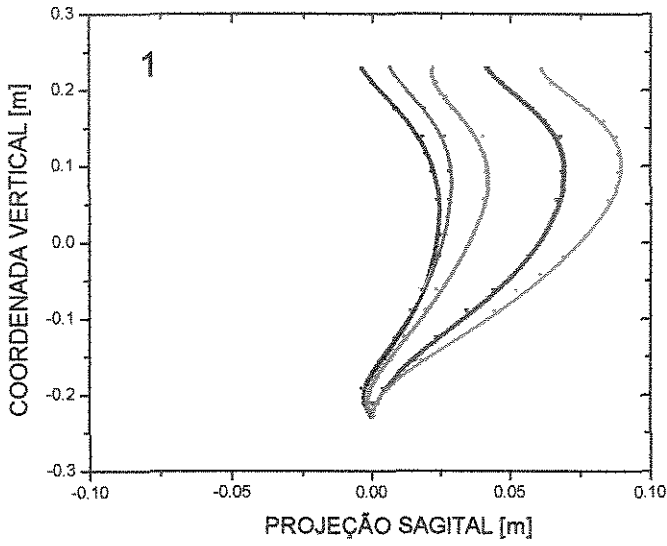
INDIVÍDUO H

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



INDIVÍDUO I

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg



INDIVÍDUO J

- S/ CARGA
- 0 Kg
- 4 Kg
- 12 Kg
- 16 Kg

