

# Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos

## Biomechanical and kinesiological study of postures through digital photographs: cases report

---

Sacco, Isabel C.N.; Melo, Mara C.S.; \*  
Rojas, Guilherme B.; Naki, Igor K.; \*  
Burgi, Karina.; Silveira, Leda T.Y.; \*  
Guedes, Vivian A.; Kanayama, \*  
Eliane H.; Vasconcelos, Ângela A.; \*  
Penteado, Daniela C, Takahasi, \*  
Henrique Y.; Konno, Gil \*

---

### Resumo

A utilização de posturas equivocadas durante as atividades que realizamos freqüentemente pode levar a uma aceleração do processo de desgaste sofrido pelo aparelho locomotor. O estudo da relação entre a postura adotada e as estruturas anatômicas acometidas por diversas patologias é uma preocupação crescente de diversas áreas da ciência, sendo a Biomecânica importante representante deste grupo. Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi aplicar um método de análise biomecânico em diferentes situações da vida diária, nas quais alterações posturais fossem registradas: em decúbito lateral, durante a realização de manobras massoterapêuticas em divãs com diferentes alturas, durante o suporte de mochila escolar e na utilização do salto alto. Foi utilizado o método da cinemetria, mediante fotos digitais, além do cálculo do centro de gravidade por meio do método segmentar, a determinação de ângulos articulares e torques externos nestas posturas. Com este protocolo, procurou-se estabelecer uma metodologia simples e objetiva de quantificação de alterações posturais em situações cotidianas e/ou ergonômicas. Foram discutidos aspectos cinesiológicos, complicações crônicas da adoção de tais posturas e possíveis intervenções fisioterapêuticas. Em todos os estudos, a metodologia mostrou-se válida para identificar as alterações posturais adotadas nas situações estudadas, e possibilitou a discussão das implicações biomecânicas e cinesiológicas de tais posturas para a fisioterapia.

**PALAVRAS-CHAVE:** biomecânica, fisioterapia, posturas, cinemetria, centro de gravidade.

### Abstract

The adoption of certain postures during our daily activities can lead to an acceleration of the damage process suffered by the motor system. The study of the relationship between daily posture and anatomical structures attacked by various pathologies is a growing concern among several areas related to Health, particularly to Biomechanics. Within this context, the purpose of this paper was to apply a biomechanical method to analysis to 4 different daily life situations in which postural alterations were registered: in lateral decumbency, during performance of therapeutic massage handling on couches at different heights, in the bearing of school backpacks and the wearing of high heel shoes. The method applied was kinemetry through use of digital pictures, besides calculation of the center of gravity through segmentary method and determination of articular angles and external torques in those postures. With this protocol, we sought to establish a simple and objective methodology to quantify postural alterations in daily and/or ergonomic situations. Kinesiological aspects, chronic complications due to the adoption of those altered postures, and potential therapeutic interventions were discussed. In all studies the methodology appeared to be valid to identify postural alterations adopted in the 4 situations studied and allowed the discussion of biomechanical and kinesiological implications of those postures for physiotherapy

**KEYWORDS:** biomechanics, physiotherapy, postures, kinematics, center of gravity.

---

\* Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Medicina – USP. E-mail: icsacco@usp.br

## Introdução

O desgaste sofrido pelo corpo humano, devido às próprias atividades da vida diária, pode ser agravado pela adoção de posturas inadequadas. A má postura é aquela em que existe uma falta de relacionamento das várias partes corporais, a qual induz a um aumento de sobrecarga às estruturas de suporte, o que pode resultar em dor (2). A Biomecânica, ciência que estuda o movimento do corpo humano e suas posturas por meio de leis da mecânica e conhecimentos anátomo-fisiológicos, pode auxiliar na interpretação mecânica de posturas adotadas em função do uso crônico de algum implemento, tal como um calçado ou uma órtese, ou ainda em função da repetição de ações e adoção de posturas não fisiológicas no dia a dia, tal como o suporte de mochilas escolares.

No presente trabalho foram analisados aspectos cinemáticos de posturas estáticas resultantes de algumas condições cotidianas simuladas: com o uso de salto alto, com o suporte de mochila escolar, a postura deitada em decúbito lateral e realizando manobras utilizadas em massoterapia em divãs com diferentes alturas.

A utilização de sapatos de salto alto coloca o corpo sob condições não fisiológicas, alterando a função de articulações, gerando nelas forças e torques acima do normalmente exercido. Além disso, demanda que alterações posturais sejam feitas a fim de manter o equilíbrio postural. O uso do salto alto na postura ortostática implica em retroversão pélvica, aproximação dos joelhos e tornozelos em relação à linha de gravidade, deslocamento posterior da cabeça e da coluna torácica (14). A utilização do salto alto submete o joelho a torques excessivos, principalmente em varo, tornando a porção medial desta articulação mais suscetível a transformações degenerativas da cartilagem articular, podendo assim estar relacionado com uma maior incidência de osteoartrite (11). Considerando estes aspectos destacados, o presente trabalho propôs-se a investigar comparativamente a biomecânica e a cinesiologia da postura feminina com e sem o uso de salto alto. Diante dos resultados, propusemos uma discussão de possíveis implicações a curto e a longo prazo do uso freqüente de salto alto.

Os casos de algias posturais da coluna vertebral, inclusive entre crianças e adolescentes, vêm crescendo consideravelmente. É do nascimento até os 20 anos, principalmente entre os 7 e 14 anos, que as deformidades ósseas se desenvolvem, sendo um bom período para correções posturais (13). No entanto, é comum nesta faixa etária a exposição de crianças a sobrecargas crescentes, tais como o suporte de mochilas escolares de maneira assimétrica e inadequada. Ajustes posturais e ações compensatórias surgem diante da aplicação de cargas assimétricas. O modo com que cada indivíduo carrega a carga pode ser determinado por fatores como o peso, o tamanho e forma da carga, o tempo de transporte, o terreno, o clima, característica e constituição física do indivíduo. Os desequilíbrios posturais gerados nessas situações são agravados pelo fato de o peso carregado ser freqüentemente desproporcional ao peso do próprio corpo e pelo uso inadequado da mochila, como no caso do apoio em um único ombro. Sendo assim, realizou-se o estudo das alterações

posturais provocadas pelo uso assimétrico agudo de mochilas escolares, por meio da cinemetria, analisando as alterações compensatórias na postura do indivíduo, possíveis sobrecargas articulares e conseqüências biomecânicas da adoção dessa postura.

A posição de descanso escolhida também pode gerar sobrecarga articular. Durante o descanso noturno, a coluna vertebral sofre a ação da gravidade agindo sobre a massa do corpo. Essas forças agem alterando as condições de equilíbrio entre os segmentos corpóreos, conforme as posições adotadas. Certos decúbitos podem provocar tensão muscular, pela sobrecarga dos músculos que são obrigados a suportar as forças exercidas pelo peso do segmento corporal em questão (7). Além dos prejuízos à postura, um decúbito inadequado durante o sono traz repouso insuficiente. A melhora da qualidade do sono pode auxiliar o indivíduo a exercer suas capacidades produtivas e a lidar melhor com o estresse da vida diária. Devido à importância da posição de descanso, a postura deitada em decúbito lateral foi analisada cinesiologicamente e a biomecanicamente, considerando-se a coluna cervical em diferentes graus de flexão lateral, devido ao apoio sobre um travesseiro ou a ausência do mesmo e suas repercussões junto aos grupos musculares do pescoço e torques articulares produzidos.

As diferentes posturas adotadas pelo terapeuta na aplicação da massagem, adaptando-se às diferentes alturas de divãs também podem gerar sobrecargas articulares e musculares. Segundo a Academia Americana de Ortopedia, a postura é definida como sendo um arranjo relativo das partes do corpo e, como critério de boa postura, o equilíbrio entre suas estruturas de suporte, os músculos e os ossos, que as protegem contra uma agressão - trauma direto ou deformidade progressiva - e alterações posturais (12). Uma má postura gera um desfavorecimento biomecânico para a realização de certas tarefas, o que é fator desencadeante de Lesões por Esforços Repetitivos (LER). A LER se refere a um conjunto de disfunções músculo-esqueléticas relacionadas ao trabalho localizadas em membros inferiores e região cervical(2). Sendo assim, este estudo se propõe a analisar a postura de um fisioterapeuta aplicando a manobra de deslizamento em um paciente sobre divãs de diferentes alturas. Serão observadas as solicitações mecânicas, sobrecarga muscular e articular, problemas resultantes desta postura e queixas mais comuns ao adotá-las freqüentemente.

Este trabalho tem como objetivo principal a aplicação de um método de medição biomecânico - cinemetria - para estudar genericamente diversas situações em que alterações posturais são adotadas. Buscou-se, portanto, uma metodologia quantitativa simples que permitisse a análise biomecânica da postura em posição estática em diversas situações ergonômicas e cotidianas. Além disso, buscou-se também discutir a cinesiologia dos segmentos durante a realização de tais posturas e suas prováveis sobrecargas articulares e implicações fisioterapêuticas das diversas posturas.

## Métodos e casuística

A metodologia utilizada, nos quatro estudos, foi a cinemetria, mediante fotos digitais tiradas no plano perpendicular ao da máquina. Para tanto, utilizou-se uma câmera digital Olympus CAMEDIA modelo D-360L com definição de 1,3 megapixel. Cada estudo constou de um único sujeito colocado em uma situação postural agudamente e avaliado quanto aos ângulos articulares de interesse descritos nesta seção.

Foram marcados com etiquetas auto-adesivas brancas, pontos anatômicos de interesse com referência em algumas articulações de membro inferior, superior e coluna vertebral; com etiquetas vermelhas, a projeção do centro de gravidade e com etiquetas azuis as projeções dos centros de massa de cada segmento.

Por meio das fotos foi feito o cálculo do centro de gravidade do corpo, pelo método segmentar (7). Esse cálculo é uma função em que os produtos das coordenadas dos CMs segmentares pelas suas massas são somados e, posteriormente, este resultado é dividido pela soma das massas dos segmentos, isto é, pela massa corporal total, tendo como resultado as coordenadas x e y do CG corporal. A equação 1 representa o cálculo do CG pela método segmentar:

$$= \frac{\sum}{\sum} \quad (1)$$

onde:

CG<sub>x</sub>, é o centro de gravidade coordenada x,  
 CG<sub>y</sub>, é o centro de gravidade coordenada y;  
 x<sub>n</sub>, são as coordenadas x dos n segmentos corporais utilizados na análise para cálculo do CG;  
 y<sub>n</sub>, são as coordenadas y dos n segmentos corporais utilizados na análise para cálculo do CG;  
 m<sub>n</sub>, é a massa de cada segmento analisado;  
 m<sub>T</sub>, é a massa total corporal.

A massa de cada segmento do corpo é calculada de acordo com sua proporção da massa total do sujeito, ou seja:

$$= \frac{*}{\quad} \quad (2)$$

onde:

m<sub>n</sub>: massa do segmento;  
 % m<sub>T</sub>: porcentagem da massa total do corpo correspondente àquele segmento;  
 m<sub>T</sub>: massa total do corpo.

A porcentagem da massa total de cada segmento do corpo (m<sub>T</sub>) é a seguinte (7): cabeça; 6,9%; tronco, 52%; braço, 2,7%; antebraço, 1,6%; mão, 0,6%; perna, 4,5%; coxa, 9,7%; pé, 1,4%.

Para o cálculo real dos desvios posturais, foi utilizada uma escala colocada ao fundo das fotos (qualquer objeto cujas dimensões são conhecidas), que serviu como referência na determinação de medidas reais a partir de medidas obtidas nas fotografias.

Pelas fotos, foram também calculados ângulos articulares, pelo desenho do corpo mediante “figuras de palito” (*stick figure*), unindo os pontos anatômicos previamente marcados, de cada condição experimental.

No estudo 1, foram utilizadas fotografias digitais no plano frontal com um indivíduo de 21 anos, 160 cm e 54 kg, deitado em decúbito lateral sem o apoio do travesseiro e em decúbito lateral com o uso de um travesseiro com 10 cm de espessura. Por meio destas foram medidos os ângulos articulares na coluna, pelo *software Corel Draw 9.0*, mediante *stick figures* elaboradas através dos seguintes pontos anatômicos: occipital, C7, T1, T3, T7, T12, L4, espinhas ilíacas póstero-superiores e sacro.

No estudo 2, foram tiradas fotografias de um fisioterapeuta (30 anos, 160 cm, 52 kg) aplicando a técnica de deslizamento como recurso terapêutico em dois divãs de alturas diferentes: divã 1,71 cm e divã 2,80 cm, nas posições iniciais e finais da manobra. As figuras de palito foram feitas em folha de papel vegetal, baseando-se nos seguintes pontos anatômicos: processo mastóide, tubérculo maior do úmero, epicôndilo maior do úmero, processo estilóide da ulna, cabeça do V metacarpo, ângulo inferior da escápula, C7, espinha ilíaca póstero-superior e trocânter maior do fêmur. Os ângulos articulares medidos avaliados foram: do ombro, punho e quadril.

No estudo 3, as fotos foram tiradas no plano frontal em vista anterior e posterior de um sujeitos de 178 cm de altura e 68 kg em bipedestação com e sem o uso de uma mochila (dimensões: 41 cm comprimento X 31 largura) em apoio unilateral no ombro esquerdo, preenchida de maneira que seu peso fosse 8,16 kg, ou seja, 12% do peso do sujeito conforme sugerido pela literatura. As figuras de palito foram feitas no programa *Corel Draw v.9*, pela união dos centros articulares marcados nos seguintes pontos anatômicos: occipital, C7, T1, ângulo superior da escápula, T3, ângulo inferior da escápula, T7, T12, espinhas ilíacas póstero-superiores, L4, extremidade esternal da clavícula, acrômio, tubérculo maior do úmero, processo xifóide, espinhas ilíacas ântero-superiores, côndilo femoral, maléolo lateral e cicatriz umbilical. Os ângulos calculados foram: ângulos de inclinação na coluna vertebral nos níveis de T7 e T12, além dos ângulos que representam a elevação do ombro.

No estudo 4, o sujeito analisado (171 cm, 62 kg) permaneceu em bipedestação descalço e com sapato de salto alto do tipo agulha (10 cm altura), para que as fotos fossem tiradas nos planos frontal e sagital. Os pontos selecionados foram: processo espinhoso da 3ª e 7ª vértebras cervicais (C3 e C7), 1ª, 3ª e 7ª vértebras torácicas (T1, T3 e T7), 1ª e 4ª vértebras lombares (L1 e L4); espinhas ilíacas póstero-superior (EIPS), espinhas ilíacas ântero-superior (EIAS), trocânter maior, côndilo lateral do fêmur, maléolo lateral, tuberosidade do V metatarso, cabeça do V metatarso, tuberosidade do calcâneo; sulco bicipital, epicôndilo lateral do úmero; ângulo superior da escápula e ângulo inferior da escápula; processo mastóide. No plano sagital, os pontos C3, C7, T3, T7, L1, L4, EIPS, EIAS e tuberosidade do

calcâneo foram marcados com bolas de isopor para que suas posições fossem visíveis na fotografia no plano sagital e frontal. Mediante as figuras de palito foram analisados os ângulos: poplíteo, de anteversão, de lordose lombar, de cifose torácica alta e de antepulsão.

## Apresentação dos resultados

No experimento 1, sobre o uso de travesseiro em decúbito lateral, foram encontradas alterações posturais medidas por ângulos articulares e foram calculadas os torques atuantes sobre as articulações analisadas. Não foi observado deslocamento significativo do CG comparando-se as posturas com e sem travesseiro. Foi observado um aumento da flexão lateral da coluna na porção cervical na situação sem travesseiro.

**Tabela 1** - Ângulos articulares nas situações com e sem travesseiro

â
ã

Faz-se necessária uma descrição dos ângulos articulares medidos: (a) ângulo cervical-torácico: ângulo entre os segmentos que unem C7 a T1 e T1 a T12; (b) ângulo tóraco-lombar: ângulo entre os segmentos que unem T1 a T12 e T12 a L4. A partir desses ângulos foram calculados os torques resultantes. Para isso, a força peso foi decomposta em: F' - força de tração ou compressão (alinhada ao eixo da coluna vertebral) e F'' - força geradora de torque (perpendicular ao eixo da coluna vertebral).

Na coluna cervical, a força peso da cabeça provoca a inclinação lateral na postura adotada pelo sujeito. Sendo, a massa da cabeça 6,9% da massa corpórea, portanto 3,5kg e o peso da cabeça de 35N. Na coluna torácica, a força peso do segmento superior (cabeça, tronco e membros superiores) também provoca a inclinação lateral. Sendo, a massa do segmento superior 33% da massa corpórea, portanto 16,5kg e o peso do segmento superior de 165N.

Na situação com travesseiro, a força peso da cabeça decomposta gera uma força de tração sobre a coluna cervical de 0N e um torque de 4,9Nm. Já a força peso do segmento superior, quando decomposta, gera uma força de compressão sobre a coluna torácica de 42,9N e um torque de 43,2Nm.

Na situação sem travesseiro, a força peso da cabeça decomposta gera uma força de tração sobre a coluna cervical de 15,4N e um torque de 4,4Nm, enquanto ocorre uma força de compressão sobre a coluna torácica de 36,3Nm e um torque de 43,2Nm.

No estudo 2 que comparou posturas de um massoterapeuta em dois divãs de diferentes alturas, o CG não sofreu deslocamentos significativos comparando-se às posições inicial e final em ambas as situações (divã alto e baixo). Foram observadas diferenças nos ângulos articulares medidos entre as posições inicial no divã alto e baixo e final em ambos os divãs, demonstrados na Tabela 2.

Faz-se necessária uma descrição dos ângulos articulares medidos: (a) ângulo de ombro: ângulo entre o segmento que une epicôndilo lateral do úmero e o tubérculo

maior do úmero e o eixo do corpo; (b) ângulo de punho: ângulo entre o segmento que une a cabeça do V metacarpo e o processo estilóide da ulna e esta ao epicôndilo lateral do úmero; (c) ângulo de quadril: ângulo entre uma reta vertical e o segmento de reta que une o trocânter maior do fêmur ao centro da articulação do joelho.

**Tabela 2** - Variáveis estudadas a partir das posições inicial e final da manobra de deslizamento no divã baixo e no divã baixo.

â
ã
ã
ã

No estudo 3, das alterações posturais decorrentes do uso unilateral da mochila, observou-se: adução das escápulas esquerda (~ 0,5 cm) e direita (~ 1,0 cm), escoliose em C com convexidade torácica direita (171°), depressão do ombro esquerdo (~4,5%), elevação do ombro direito (~4,3%), aumento da base de sustentação (~4,5%), aumento do triângulo de Tales direito. A Tabela 3 demonstra as variáveis analisadas com e sem o uso da mochila unilateral.

Faz-se necessária uma descrição dos ângulos articulares medidos: (a) ângulo de elevação de ombro: ângulo entre uma reta vertical e uma reta que acompanha o contorno do m. trapézio do pescoço até o ombro; (b) inclinação lateral em T7: ângulo entre os segmentos que unem T3 a T7 e este a T12; (c) inclinação lateral em T12: ângulo entre os segmentos que unem T7 a T12 e este a L4.

**Tabela 3** - Variáveis analisadas nas duas condições experimentais: com e sem mochila.

âç
ç
ç
ã â
ç

No experimento 4 (salto alto), observou-se deslocamento do CG, alterações posturais medidas através dos ângulos articulares e aumento da base de sustentação. O centro de gravidade do corpo sofreu deslocamentos anterior e caudal, comparando-se a postura com salto alto com a postura descalça, conforme demonstra a Tabela 4.

**Tabela 4** - Coordenadas na fotografia nos eixos x e y do centro de gravidade do corpo nas condições descalça e com salto alto.

ç
---

Essas coordenadas, no entanto, não permitem a comparação precisa nem informam medidas reais do deslocamento do CG nas duas situações, sendo necessário um cálculo complementar para tais fins.

Para o cálculo do deslocamento anterior do CG, utilizou-se a cabeça do V metatarso como ponto de referência e a linha vertical do centro de gravidade. Na

postura descalça, esta linha encontrava-se posteriormente ao ponto de referência; enquanto na postura com salto alto, localizava-se anteriormente ao mesmo ponto. Traçando-se uma linha a partir da cabeça do V metatarso até a linha vertical do CG, perpendicularmente, foi possível medir a distância entre o ponto de referência e a linha vertical do CG nos dois casos e, assim, encontrar o valor do deslocamento anterior do CG. Na situação descalça, a distância encontrada foi de 4,2 cm; e na situação com salto alto, a distância foi de 4,4 cm. Somando-se as duas distâncias, têm-se o deslocamento anterior total do CG, ou seja, 8,6 cm.

No caso da determinação do deslocamento caudal, procedeu-se da mesma maneira, sendo que desta vez foi medida a distância entre a cabeça do V metatarso e a linha horizontal do CG. Na postura descalça, a distância entre o ponto de referência e a linha horizontal do CG foi de 111,1 cm; na postura com salto alto, foi de 109,2 cm. Subtraindo-se este valor do anterior, encontra-se o valor do deslocamento caudal do CG, que foi de 1,9 cm. A Tabela 5 demonstra tais valores de deslocamento do CG nas duas situações experimentais.

**Tabela 5** - Distâncias reais entre projeções do CG e cabeça do V metatarso.

	☉	☽
â		
☽	☽	☽
â		
☽	☽	☽

As principais alterações posturais observadas foram: tendência a hiperextensão dos joelhos, anteversão da pelve, aumento das curvaturas de lordose lombar e de cifose torácica alta, antepulsão da pelve. A Tabela 6 demonstra os ângulos articulares observados nas duas condições.

Faz-se necessária uma descrição dos ângulos articulares medidos: (a) ângulo poplíteo: menor ângulo entre os segmentos que unem maléolo lateral e côndilo lateral do fêmur e côndilo lateral do fêmur e trocânter maior; (b) ângulo de anteversão: menor ângulo entre o segmento que une a EIAS e a EIPS e a linha do solo; (c) ângulo de lordose lombar: menor ângulo entre os segmentos que unem L4 a L1 e L1 a T7; (d) ângulo de cifose torácica alta: menor ângulo entre os segmentos que unem T7 a T1 e T1 a C7; (e) ângulo de antepulsão: ângulo compreendido entre o segmento de reta que une a cabeça do V metatarso côndilo lateral do fêmur e o segmento de reta que une o maléolo lateral e o côndilo lateral do fêmur.

**Tabela 6** - Ângulos articulares nas duas condições experimentais: descalça e com salto alto.

	☽	☽
â		
â		
â		
â		
â		

A base de sustentação compreendeu a distância entre a tuberosidade do calcâneo do pé direito e do pé esquerdo. Na descalça, esta distância foi de 12,41 cm; na calçada, foi de 13,96 cm. Ou seja, houve aumento de 2 cm ou 16,6 % da base de sustentação da condição descalça para a do uso do salto alto. Porém, é importante ressaltar que o aumento da base de sustentação pode ter sido influenciado pelo caráter aleatório da adoção da postura, ou seja, o sujeito pode alterar livremente sua base de sustentação de um momento para outro. A adoção da postura depende de múltiplos fatores.

## Discussão dos resultados

### Estudo 1

A sobrecarga sobre as articulações da coluna vertebral acarreta conseqüências sobre as facetas articulares, discos intervertebrais, ligamentos, tendões e ventres dos músculos da coluna vertebral. No estudo 1, a análise por cinemática das fotografias nos indica a presença de uma força de tração concomitante à produção de torque, aliados a um posicionamento articular desfavorável. A sobrecarga se distribuiria de maneira heterogênea, concentrando-se sobre uma menor área (articulações zigoapofisárias e uncovertebrais do lado direito). No entanto, as condições apresentadas nas posturas com e sem travesseiro no restante da coluna, foram similares, não havendo acréscimo significativo de sobrecarga. Em comparação à cervical, a torácica apresenta um posicionamento articular mais estável, já que apresenta um desvio discreto do alinhamento da coluna (7 a 8 graus de flexão lateral).

Na flexão lateral da coluna cervical, ocorre simultaneamente a rotação axial e extensão, fenômeno conhecido como movimento acoplado devido à orientação das facetas articulares zigoapofisárias, com obliquidade crescente de C7 a C2, na direção para baixo e para trás (9). Além disso, os discos intervertebrais costumam ter seu núcleo pulposo deslocado dentro do território delimitado pelas camadas do ânulo fibroso conforme o movimento é executado. Assim, a sobrecarga pode gerar lesões por compressão e torção com possibilidade de ocorrência de microfraturas dos processos articulares sobrecarregados de um lado, tensão dos ligamentos capsulares do outro lado, degeneração do ânulo fibroso e deslocamento do núcleo pulposo (6).

Snijders *et al.* (16) investigaram os movimentos de flexão e extensão (150°), rotação axial (180°) e flexão lateral (120°) das articulações C1 - occipital, C1 - C2, C2 - C3, e C7 - T1. Os autores avaliaram a função dos músculos trapézio, esternocleidomastoídeo, esplênio do pescoço, longo da cabeça e os escalenos e por meio de um modelo biomecânico físico-matemático, determinaram as forças de reação e torques articulares. As evidências matemáticas demonstraram um aumento rápido das forças de reação articulares geradas conforme aumenta o grau de flexão lateral nos segmentos articulados: C7 - T1, C2 - C3 e C1 - occipital. O aumento da magnitude das forças indica a sobrecarga articular e conseqüente desconforto produzido por posturas de grande amplitude de flexão lateral do pescoço, tais como ocorre na situação analisada no estudo 1: deitado em decúbito lateral com ou sem o uso de travesseiro.

Quando o pescoço assume acentuado grau de flexão lateral, há um posicionamento assimétrico dos músculos da região cervical, onde de um lado os músculos permanecem alongados ou sob tensão, e do outro, têm seus ventres encurtados passivamente. Alguns músculos podem ser considerados como os principais afetados pelo posicionamento freqüente do pescoço em flexão lateral, tais como o m. esternocleidomastoídeo, m. esplênio da cabeça, m. esplênio do pescoço e o m. trapézio que quando agem unilateralmente, são sinérgicos na inclinação lateral, extensão e rotação contralateral. Além destes, dá-se destaque aos mm. escalenos que também agem unilateralmente na flexão lateral (9). Considerando os músculos profundos da coluna cervical, os mm. transversais espinhosos quando em contração unilateral, têm ações de extensão, inclinação lateral e rotação contralateral da coluna cervical inferior e, portanto, são solicitados nestas posições de flexão lateral do pescoço (11). Os músculos suboccipitais também têm papel de importância neste mecanismo de inclinação-rotação-extensão que ocorre durante a adoção de posturas semelhantes às analisadas no estudo 1. Assim, enquanto a cabeça está pendente para um dos lados (lado direito, neste caso), os músculos suboccipitais responsáveis pela contra-rotação e pela flexão compensatória permanecem sob tensão.

É importante ressaltar que os prejuízos que possam vir a ocorrer dependem não somente dos ângulos articulares adotados mas também do tempo de permanência numa determinada posição. Sendo o território dos discos intervertebrais avascular, a difusão e o transporte ativo de substâncias nutrientes ou catabólitos depende do fluxo providenciado pela movimentação da coluna (4).

Durante o sono, o decúbito escolhido pode interferir na postura adotada na vida diária. Ao provocar desconforto e dor pela sobrecarga produzida, o segmento corporal mais exigido pode permanecer posicionado de maneira incorreta, gerando sobrecarga articular e tensão muscular. Diante disso, o fisioterapeuta deve estar atento para a posição adotada por seu paciente durante o sono, já que esse pode ser um fator complicador, impedindo a evolução do tratamento de distúrbios músculo-esqueléticos da coluna vertebral. O decúbito lateral sem travesseiro não é recomendado por gerar uma sobrecarga adicional sobre a região do pescoço, com produção de torques articulares pela articulações da coluna cervical, o que pode ser evitado pelo uso do travesseiro em altura adequada.

### **Estudo 2**

No estudo que analisou as posturas em massoterapia, como pode-se observar na Tabela 1, o ângulo inicial de ombro é menor no divã 1 devido a menor altura deste em relação à estatura da fisioterapeuta avaliada, o que gera uma sobrecarga muscular menor porque o terapeuta utiliza mais o seu peso para desenvolver a pressão necessária sobre o paciente. No punho, os ângulos também sofrem influência da altura do divã. Pode-se observar que a variação entre a posição inicial e final do divã 1 é maior que do divã 2. Essa articulação não apresenta grande risco de lesão, pois não é solicitada em posições extremas, ou seja, a manobra de deslizamento não exige toda a amplitude de movimento do punho. Além disso, a ação muscular envolvida neste segmento é mais direcionada para a

estabilização, já que a flexo-extensão do punho acontece em consequência da movimentação do braço e excursão das mãos sobre o paciente.

A distância acrômio-mastóide apresentou grande diferença entre os divãs. O valor encontrado na posição final do divã 1 é menor, pois há uma acentuação da cifose torácica e uma anteriorização da cabeça, mostrando uma maior utilização do seu peso no movimento para gerar força. Por se tratar de um deslizamento superficial, o terapeuta utiliza músculos da cadeia posterior do tronco para dosar a descarga de peso (pressão da manobra) sobre o paciente. Entre os músculos que realizam a extensão do tronco, destacamos o íliocostal, longuíssimo e espinhal do tórax. Já o valor encontrado na posição final do divã 2 é maior porque há uma depressão do ombro devido a ação de um mecanismo diferente na geração de força sobre o paciente, em que ele é o principal agente. O divã mais alto leva a terapeuta a apresentar uma postura mais ereta, utilizando menos o peso de seu corpo para a realização da manobra. Destaca-se a ação dos músculos do ombro, aumentando assim, a sobrecarga nesta articulação. Os principais músculos envolvidos nesta situação são: peitoral maior, trapézio inferior, latíssimo do dorso e m. rombóide maior.

Baseando-se na análise biomecânica descrita quanto à altura dos divãs foi concluído que a altura do divã pode ser diretamente relacionada com sobrecargas articulares e musculares em pessoas que o utilizam em seu dia a dia. Os terapeutas, muitas vezes, precisam compensar a altura do divã por meio de adaptações posturais, como o aumento da cifose e anteriorização da cabeça no divã 1, ou mesmo, maior solicitação da articulação do ombro no divã 2. Essas adaptações podem trazer consequências prejudiciais, entre elas pode-se citar a LER como uma das de maior freqüência.

### **Estudo 3**

Já no estudo que analisou as alterações posturais provocadas pelo uso de mochila, ao utilizar a mochila de maneira assimétrica houve uma significativa depressão do ombro esquerdo e uma conseqüente elevação do ombro contralateral. É importante ressaltar que na postura sem utilização de mochila, observou-se que o ombro esquerdo era mais elevado.

Não há dúvida de que a grande sobrecarga da mochila é o principal motivo da depressão do ombro esquerdo e que esta posição poderá trazer conseqüências para a musculatura local. Ao deprimir o ombro, músculos como o elevador da escápula, fibras superiores do m. trapézio e mm. rombóides estão sendo alongados de maneira abrupta. No entanto é um erro pensar que tais músculos agem passivamente a tal alongamento; a tendência é que trabalhem no sentido de modular esta depressão para proteger as articulações da cintura escapular. Prova disto é a tendência a elevar o ombro durante o uso prolongado. Tais músculos estariam realizando um trabalho excêntrico durante a depressão e, posteriormente, um trabalho isométrico para estabilizar o ombro. Dores musculares, como resultado de fadiga, poderão ser conseqüência de tal postura.

A estabilidade da cintura escapular também é influenciada pela depressão do ombro esquerdo, principalmente a articulação glenoumeral. A sobrecarga da

mochila sobre a região aumenta a tendência natural de “desencaixe” da cabeça do úmero da fossa glenoidal devido à ação da gravidade. A posição de depressão do ombro é conhecidamente mais instável quando comparada ao movimento contrário de elevação, sendo esta última inclusive uma das posturas antálgicas de paciente com dores no local. Este aumento da instabilidade da articulação irá exigir maior ação dos músculos subescapular, supra-espinal, infra-espinal e redondo menor, músculos que compõem o manguito rotador estarão agindo durante todo tempo que o ombro for exposto à sobrecarga, podendo causar fadiga local e dores musculares.

No ombro direito por sua vez, por ter ocorrido discreta elevação, o mecanismo foi o contrário do descrito no ombro contralateral. Músculos como o elevador da escápula, fibras superiores do trapézio e até escalenos e esternocleidomastóideo, responsáveis por manter a constante elevação do ombro, estarão sujeitos à fadiga. Importante ressaltar que, por se tratar de um estudo sobre o uso agudo da mochila, é muito difícil que essa postura cause retrações ou distensões musculares, assim essa abordagem passa a ser possível.

Associada à depressão do ombro esquerdo, pôde-se observar uma escoliose torácica em C com convexidade para direita. Essa alteração promove um tensionamento dos músculos multifídios contralaterais, na tentativa de manter o alinhamento, causando assim fadiga e dores musculares após seu uso prolongado. Adicionado a isso, o uso crônico promoveria o comprometimento de outros músculos relacionados ao alinhamento látero-lateral da coluna, como oblíquos abdominais, tornando a escoliose permanente na postura do indivíduo, tanto com quanto sem mochila.

Ainda relativo à cintura escapular, pôde ser observado que houve uma adução das escápulas após a colocação da mochila. Esse ajuste postural pode estar relacionado à tentativa de manter a estabilidade do ombro e manter um “bom” alinhamento postural. Isso promoveria uma sobrecarga muscular, principalmente, de mm. rombóides e fibras médias do m. trapézio, o que colaboraria para o surgimento de dores musculares.

Além dos resultados apresentados, deparamo-nos com o aumento do triângulo de Tales direito do sujeito e com o deslocamento do centro de gravidade (CG) para o lado contralateral ao da mochila. Tais resultados estão intimamente ligados, ou ainda, o deslocamento do CG decorre do incremento do triângulo de Tales. Este compõe o conjunto de estratégias para o restabelecimento do equilíbrio, já que a presença da mochila no ombro esquerdo causa um aumento de massa ipsilateral, promovendo uma tendência de deslocamento do CG para o mesmo lado. Contudo, tal tendência não se concretiza devido à alteração do triângulo.

Outrossim, ocorreu um incremento considerável (1cm na foto) da base de sustentação. Na tentativa de anular o desequilíbrio gerado pela colocação da mochila, o sujeito afastou os pés, aumentando assim a base de apoio.

Um bom trabalho fisioterapêutico de orientação poderia contribuir para amenizar as conseqüências do uso assimétrico de mochilas escolares ou até mesmo na orientação de como se deve carregar tais mochilas para se ter menos efeitos a médio – longo prazo. Por meio de uma

avaliação postural adequada, poder-se-ia trabalhar para restabelecer à coluna sua curvatura normal, alinhada e prevenir o aparecimento ou acentuação de outras, tais como lordose e cifose.

#### Estudo 4

Considerando a postura em bipedestação com o uso do salto alto, ocorreu situação com salto. O sujeito que faz uso do salto alto precisa de alguma maneira, compensar este efeito. Essa compensação é feita por meio de alterações posturais do sujeito, para as quais não existe regra, ou seja, cada indivíduo deve adotar uma postura diferente, composta por diferentes combinações de alterações segmentares.

No caso, a postura adotada pelo sujeito neste estudo foi a acentuação da hiperextensão nos joelhos e aumento da lordose lombar, a qual leva a anteversão da pelve. Além disso, houve um deslocamento caudal do CG com o objetivo de aproximá-lo do solo, para uma maior estabilidade (7). A cifose torácica é um efeito compensatório secundário, devendo-se provavelmente ao aumento exagerado da lordose lombar. A compensação pode ser feita também pela retroversão da pelve, levando a uma diminuição da lordose lombar (retificação), o que explica os achados de outros estudos da literatura (1, 3, 5, 14).

O fato de o sujeito estar ou não habituado ao salto alto pode influenciar na escolha das estratégias compensatórias. O sujeito deste estudo não estava habituado ao salto alto, o que pode ter contribuído para que não adotasse as mesmas estratégias encontradas nos estudos de Bendix *et al.* (1), Opila *et al.* (14), De Lateur *et al.* (3) e Franklin *et al.* (5).

O aumento da lordose lombar observada consiste em um mecanismo de ajuste postural, na tentativa de transferir o peso do corpo para trás e corrigir o deslocamento anterior do CG. A longo prazo, esta alteração da postura leva a um desequilíbrio das forças atuantes na coluna lombar, exercendo sobre ela uma sobrecarga indevida, podendo, desta forma, ser um dos principais motivos de dor lombar em decorrência do uso crônico do sapato de salto alto.

A hiperlordose está associada a uma maior incidência de hérnia de disco, visto que esta alteração postural implica em uma introdução mais profunda das apófises articulares inferiores das vértebras superiores entre as apófises articulares superiores das vértebras inferiores, e um aumento de contato entre as apófises espinhosas (9), predispondo a um pinçamento posterior do disco intervertebral.

O equilíbrio consiste em uma tarefa motora complexa que tem como função básica o posicionamento do centro de gravidade do corpo sobre alguma parte da sua base de sustentação. A utilização do salto alto resulta em uma diminuição da área de contato entre o pé e o solo, resultando em uma perda parcial da estabilidade. Para compensar esta perda o indivíduo, na condição com salto alto, aumentou a base de sustentação, visto que quanto mais ampla esta for, maior a probabilidade de manter o centro de gravidade dentro desta, permitindo assim um maior equilíbrio.

A utilização do salto alto pode também levar a um encurtamento do músculo tríceps da perna (8, 10), visto que o salto alto obriga o usuário a adotar uma posição prolongada de flexão plantar. Esse desequilíbrio muscular pode resultar em padrões de marcha alterados e dor ao fazer

o uso de um sapato sem salto ou ao andar descalço. O encurtamento dos músculos gastrocnêmios e sóleo pode restringir a flexão dorsal do tornozelo (15). O encurtamento dos músculos gastrocnêmios, em particular, pode levar o joelho a ter tendência à hiperextensão na posição em pé (10).

A tendência à hiperextensão da articulação do joelho com o uso do salto alto foi outro dado observado nos resultados. Assim como na coluna lombar, este ajuste postural ocorre para deslocar o CG posteriormente e, ainda, estabilizar esta articulação para compensar a instabilidade do tornozelo que se encontra em flexão plantar. Esta posição, mantida durante o uso do salto alto, é a de menor estabilidade da articulação do tornozelo (15), prejudica também o equilíbrio ântero-posterior, pois o peso corporal é sustentado todo pelo antepé, gerando uma distribuição irregular de pressão sobre o pé de forma que as cabeças metatarsianas são sobrecarregadas e promovem a acentuação do arco longitudinal medial pelo tensionamento das estruturas responsáveis pela manutenção dele (8), gerando maior rigidez e diminuição da capacidade de absorção de impacto pelo pé.

Com o uso do salto alto, o pé é mantido em supinação (8), provocando distensão dos ligamentos do compartimento lateral do tornozelo e pé, o que aumenta a instabilidade do tornozelo. A sobrecarga do suporte anterior do pé está entre as principais causas de dor na região metatarsiana (metatarsalgia). Esta tem incidência muito maior em mulheres do que em homens (88,5% e 11,5%, respectivamente), o que confirma a influência do salto alto, já que muitas mulheres têm costume de usá-lo (10).

A altura máxima recomendada é de 3 a 4 cm para sapatos femininos (8). Conforme discutido no trabalho, deve-se alertar os usuários sobre a questão do uso prolongado de saltos mais largos, pois têm-se a falsa impressão de que estes seriam menos prejudiciais. No entanto, as implicações biomecânicas e cinesiológicas são muito similares em relação ao uso do salto estreito.

No caso de alterações já instaladas decorrentes do uso do salto alto, a fisioterapia pode atuar no sentido de procurar corrigi-las, restaurando a função original. Para isso é necessária uma avaliação física e funcional individualizada, para a identificação dos déficits e incapacidades presentes no indivíduo. A terapia deve ser personalizada, visto que as alterações são específicas para cada indivíduo.

Deve-se levar em consideração o fato de que este estudo realizou suas análises baseando-se em apenas um sujeito. Desta forma, as alterações aqui encontradas não podem ser generalizadas para qualquer indivíduo que utilize salto alto. A análise de uma amostra maior permitiria apontar as alterações mais frequentemente adotadas.

A utilização do salto alto promove alterações posturais que requerem ajustes compensatórios visando a manter o equilíbrio. As modificações posturais observadas foram: tendência à hiperextensão dos joelhos, anteversão da pelve, aumento das curvaturas lombar e da cifose torácica alta e antepulsão da pelve. Além disso, foi verificado aumento da base de sustentação. Como relatado, estas alterações a longo prazo podem dar origem a dor, desconforto e limitações funcionais ou até mesmo modificações estruturais, podendo ser prejudiciais à saúde e ao bem-estar do indivíduo. Essas alterações geram sobrecargas em diversas articulações que

podem predispor a população feminina à lombalgias, metatarsalgias, alterações de marcha resultantes de encurtamento muscular, entre outras queixas comuns de dor. Dessa forma, é importante a intervenção da fisioterapia tanto na prevenção quanto na identificação dos déficits e alterações específicas em cada indivíduo, para que haja uma manutenção ou uma restauração da função ideal do paciente.

## Considerações finais

Existem inúmeros fatores ambientais que influem no desenvolvimento e manutenção da boa postura. Essas influências ambientais devem ser tornadas favoráveis à boa postura, prevenindo desta forma o desenvolvimento de alterações posturais que possam ser prejudiciais à saúde e ao bem-estar do ser humano. A fisioterapia tem como função não apenas intervir nas alterações já instaladas como também orientar e instruir de forma a prevenir a ocorrência destas.

Nos quatro estudos apresentados, utilizou-se uma metodologia simples baseada na cinemetria cujo objetivo foi analisar quantitativamente as alterações posturais que são adotadas em determinadas situações. A partir de tais métodos, foi possível identificar biomecanicamente os ajustes compensatórios e as possíveis complicações dessas alterações posturais nas quatro situações analisadas. Ainda assim, com a reprodução destes ensaios experimentais ampliando-se a amostra, ou ainda repetindo estas avaliações com os mesmos sujeitos em outra ocasião ou com a mensuração de tais parâmetros avaliados por um segundo examinador, poder-se-á determinar a objetividade e reprodutibilidade desta metodologia proposta. Sugere-se em estudos futuros que tais medidas sejam adotadas com o objetivo de se determinar a confiabilidade e objetividade de tal metodologia.

## Referências Bibliográficas

1. BENDIX, T.; SORENSEN, S.S.; KLAUSEN, K. Lumbar Curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel heights. **Spine**. 1984; 9 (2) : 223-227.
2. BARREIRA, T. H. C. Abordagem ergonômica na prevenção da LER. **Rev Bras Saúde Ocupacional**. 1994; 22 (84) : 51-60.
3. De LATEUR, B.T. Footwear and posture, compensatory strategies for heel height. **Am J Med Rehabil**. 1991; 70 (5) : 246-54.
4. LENGSELD, M.; VAN DEURSEN, D.L.; ROHLMANN, A.; VAN DEURSEN, L.L.; GRISS, P. Spinal load changes during rotatory dynamic sitting. **Clin Biomech**. 2000, 15 (4): 295-7.
5. FRANKLIN, M.E. Effect of positive heel inclination on posture. **J Orthop Sports Phys Ther**. 1995; 21 (2) : 94-9.
6. GRACOVETSKY, S. A conceptual approach to the avoidance of spinal reinjury during rest. **Physical Therapy**. 1987; 67, p. 549-53,.
7. HALL, S. **Biomecânica Básica**, Rio de Janeiro – RJ, Guanabara Koogan, 1993.



8. JAHSS, M. H. **Disorders of the Foot & Ankle**. Medical and Surgical Management, Philadelphia, WB Saunders Company, 1982.
9. KAPANDJI, I.A. **Fisiologia Articular**. Volume 3- Tronco e coluna vertebral, São Paulo, Editora Manole, 1990.
10. KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos: provas e funções**, São Paulo, Editora Manole, 1995.
11. KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; RILEY, P. O. Knee osteoarthritis and high heeled shoes. **The Lancet**. 1998; 351 : 1399–1401.
12. KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**, São Paulo, Paramed Editorial, 1983.
13. LAPIERRE, A. **Educação e reeducação postural**. São Paulo: Manole, 1982.
14. OPILA, K.A., WAGNER, S.S., SCHIONITZ, S., CHEN J. Postural alignment in barefoot and high heeled stance. **Spine**. 1998; 13 (5) : 542-7.
15. PALASTANGA, N; FIELD, D; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano- estrutura e função**, São Paulo, Ed. Manole, 2000.
16. SNIJDERS, C.J., VAN DIJKE, G.A., ROOSCH, E.R. A biomechanical model of the cervical spine in static postures. **Journal of Biomechanics**. 1991; (24).