

RODRIGO CASTRO DE MEDEIROS

**AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO BALANÇO SAGITAL DA
COLUNA VERTEBRAL EM PARAPLÉGICOS:
um novo paradigma para reabilitação com
estimulação elétrica funcional**

CAMPINAS

Unicamp

2011



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Ciências Médicas

**AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DO BALANÇO SAGITAL DA
COLUNA VERTEBRAL EM PARAPLÉGICOS:
um novo paradigma para reabilitação com
estimulação elétrica funcional**

RODRIGO CASTRO DE MEDEIROS

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de
Campinas para a obtenção do título de Mestre em Ciências
da Cirurgia, área de concentração Fisiopatologia Cirúrgica

ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CLIQUET JÚNIOR

CAMPINAS, 2011

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
ROSANA EVANGELISTA PODEROSO - CRB8/6652
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS - UNICAMP**

M467a Medeiros, Rodrigo Castro de, 1979 -
Avaliação radiográfica do balanço sagital da coluna vertebral em paraplégicos: um novo paradigma para reabilitação com estimulação elétrica funcional. / Rodrigo Castro de Medeiros. -- Campinas, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Alberto Cliquet Júnior
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Coluna vertebral. 2. Traumatismo da medula espinhal. 3. Paraplegia. 4. Estimulação elétrica nervosa transcutânea. 5. Transtorno de movimento estereotipado.
I. Cliquet Júnior, Alberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em inglês: Sagittal spinal alignment in paraplegics: a new paradigm for the rehabilitation under neuromuscular electrical stimulation

Palavra-chave em inglês:

Spine
Spinal Cord injuries
Paraplegia
Transcutaneous electric nerve stimulation
Stereotypic movement disorders

Área de concentração: Fisiopatologia Cirúrgica

Titulação: Mestre em Cirurgia

Banca examinadora:

Alberto Cliquet Júnior [Orientador]
William Dias Belangero
Brian James Andrews

Data da defesa: 15-06-2011

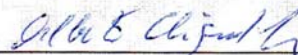
Programa de Pós-Graduação: Faculdade de Ciências Médicas

Banca Examinadora da Dissertação de Mestrado
RODRIGO CASTRO DE MEDEIROS

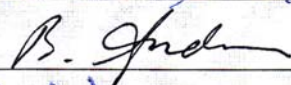
Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Membros:

1. Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior -



2. Prof. Dr. Brian James Andrews -



3. Prof. Dr. William Dias Belangero -



Curso de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 15/06/2011

Dedico esta obra à
minha mãe, Maria das Graças
e à minha esposa, Vanessa.

Mulheres que
compreenderam minha abnegação e
me proporcionaram a paz e o
suporte necessários para seguir adiante.

AGRADECIMENTOS

Agradeço,

A Deus, por nos fornecer as capacidades da criatividade, razão e perseverança, forças que nos permitem, através da ciência, criar uma nova compreensão em prol dos nossos semelhantes.

Ao Professor Alberto Cliquet Júnior, que me forneceu muito mais do que orientação científica. Forneceu uma oportunidade e me serviu como exemplo a lutar pela produção da ciência no Brasil.

Aos pacientes, que se doaram em prol da pesquisa e que nos deram uma lição de esperança e do real sentido da vida.

À minha família que sempre me incentivou a enfrentar novos desafios.

À minha esposa, Vanessa, que compartilha comigo todas as alegrias e tristezas.

À minha mãe, Graça, que me deu todos os valores necessários para sempre agir de forma ética.



RESUMO

Nas últimas décadas, a reabilitação nos lesado-medulares vem evoluindo através do uso da estimulação elétrica funcional (EEF). Apesar dos inegáveis ganhos cardiovasculares, psicológicos e na densidade mineral óssea advindos desta técnica, o ortostatismo e a deambulação destes pacientes sob estímulo elétrico ainda dependem do suporte fornecido pelos membros superiores.

A literatura pertinente aos estudos biomecânicos sobre EEF para ortostatismo em paraplégicos está baseada em teoremas matemáticos fundamentados na física mecânica referente aos braços de alavanca musculoesqueléticos. Contudo, percebe-se uma falha conceitual nestes teoremas a medida que desconsideram os princípios de regulação do reflexo postural observados nos indivíduos sem alterações neurológicas.

Nos indivíduos saudáveis, o princípio da conservação de energia exige que, na posição ortostática, a cabeça e tronco estejam alinhados sobre a pelve e centrados em relação aos pés. Para obtenção de uma postura adequada, o organismo utiliza primariamente o reflexo postural espinopélvico, através do qual as curvaturas sagitais da coluna são adaptadas à posição da pelve e dos quadris.

O objetivo deste estudo é descrever os aspectos radiográficos do perfil sagital obtidos em pacientes paraplégicos em postura bipedal através da estimulação elétrica funcional dos quadríceps complementados com apoio bimanual.

Dez pacientes paraplégicos que participam do ambulatório de reabilitação foram selecionados. Após serem submetidos a radiografias panorâmicas em perfil, foram analisados as médias e os desvios-padrão dos vários parâmetros geométricos descritos na literatura referentes ao equilíbrio sagital em indivíduos saudáveis.

Os valores obtidos para cifose torácica e lordose lombar foram semelhantes a dos pacientes saudáveis descritos na literatura. Os parâmetros pélvicos revelaram inversão do *tilt* pélvico, aumento do *slop* sacral e diminuição do ângulo sacrofemoral. Nos parâmetros espinopélvicos, foram observados aumentos nas distâncias horizontais entre as vértebras e a bacia e/ou quadris. Estes aspectos traduzem a presença de uma importante anteversão da bacia associada à flexão dos quadris com consequente translação anterior da linha de prumo da coluna expressada através de um intenso desequilíbrio sagital anterior.

Para quem deseja otimizar a postura bipedal dos paraplégicos sob EEF, este estudo inédito lança uma nova e importante visão sobre a compreensão das alterações ergonômicas presentes no balanço sagital. Tal fato possivelmente servirá de base para o desenvolvimento de novas configurações de EEF.



ABSTRACT

In recent decades, the rehabilitation of injured spinal cord has been evolving through the use of functional electrical stimulation (FES). Despite the undeniable gains cardiovascular, psychological and bone mineral density resulting from this technique, the standing and ambulation of these patients still depend on electrical stimulation of the support provided by the upper limbs.

The literature pertaining to the biomechanical studies on FES for standing in paraplegics is based on mathematical theorems based on the physical mechanics related to musculoskeletal lever arms. However, we find a conceptual flaw in these theorems as they disregard the principles of regulation of postural reflex observed in subjects without neurological damage.

In healthy subjects, the principle of conservation of energy requires that, in standing position, head and torso are aligned in the pelvis and centered over the feet. To obtain a proper posture, the body uses primarily espinopélvico postural reflex, whereby the sagittal curvatures of the spine are adapted to the position of the pelvis and hips.

The aim of this study is to describe the radiographic features of the sagittal profile obtained in bipedal posture in paraplegic patients by functional electrical stimulation of the quadriceps supplemented with bimanual support.

Ten paraplegic patients participating in outpatient rehabilitation were selected. After being subjected to panoramic radiography in profile, we analyzed the means and standard deviations of various geometrical parameters described in the literature for the sagittal balance in healthy subjects.

The values obtained for thoracic kyphosis and lumbar lordosis were similar to healthy patients in the literature. The parameters revealed pelvic tilt reversal of pelvic, sacral and increase the slop angle reduction sacrofemoral. The spinopelvic

parameters increases were observed in the horizontal distances in relation to vertebrae and pelvis and/or hips. These aspects reflect the presence of a significant anteversion of the pelvis associated with hip flexion with subsequent anterior translation of the plumb line of the column expressed through an intense anterior sagittal imbalance.

For those who want to optimize the bipedal posture of paraplegic patients under FES, this new study sheds new and important insight into the understanding of these ergonomic changes in sagittal balance. This fact possibly serve as the basis for the development of new configurations of FES.

LISTA DE ABREVIATURAS

AFO	Ankle Foot Orthesis
ASIA	Americam Spine Injury Association
AVD	Atividade de Vida Diária
CGP	Geradores de Padrões Centrais
CT	Cifose Torácica
EF	Estimulação Elétrica Funcional
HA	Eixo de rotação da pelve
HC 1	Eixo do quadril direito
HC 2	Eixo do quadril esquerdo
Hz	Hertz
K	Kilo
LL	Lordose Lombar
LP	Linha de Prumo
NP	Neuro prótese
PD	Proporcional-Derivativo
PI	Incidência Pélvica
PR	Raio Pélvico

PR-T12	Ângulo formado entre o Raio Pélvico e a décima segunda vértebra
PT	<i>Tilt</i> Pélvico/Ângulo de inclinação da pelve
SFA	Ângulo Sacro-Femur
SRS	Scoliosis Research Society
SS	<i>Slop Sacral</i> /Ângulo de inclinação do sacro
SSA	Ângulo sacroespinal
ST	Ângulo de inclinação espinal
SVE	Eixo Vertical Sagital
uS	Microsegundo
V	Voltz

	Pág.
Tabela 1 Parâmetros do perfil sagital avaliados nas radiografias em perfil da coluna vertebral de dez pacientes paraplégicos em posição bipedal sob estimulação elétrica funcional nos membros inferiores.....	89
Tabela 2 Características gerais dos dez pacientes paraplégicos 66 analisados.....	93
Tabela 3 Mensurações radiográficas do alinhamento sagital da coluna vertebral dos dez pacientes paraplégicos em posição bipedal sob estimulação elétrica funcional.....	95

	Pág.
<p>Figura 1 Ilustração do sistema neuromuscular básico para controle segmentar do reflexo postural e distribuição das lâminas de Rexed na substância cinzenta da medula. A- Fibra muscular intrafusal tipo em cadeia; B- Fibra muscular intrafusal tipo aglomerado; C- Fibra muscular extrafusal; D- Órgão tendinoso de Golgi; E- Corno posterior aferente da substância cinzenta da medula; F- Corno anterior eferente da substância cinzenta da medula. 1- Terminação sensitiva secundária “em buquê”; 2- Terminação sensitiva primária “anuloespiral”; 3- Fibra aferente tipo Ia; 4- Fibra aferente tipo II; 5- Fibra aferente tipo Ib; 6. Fibra eferente tipo gama dinâmico “fásico”; 7- Fibra eferente tipo gama estático “tônico”; 8- Fibra eferente tipo Alfa (subtipos fásico e tônico).....</p>	53
<p>Figura 2 Representação esquemática do “Cone de Economia” de Dubousset.....</p>	56
<p>Figura 3 Ilustração representativa da “zona de equilíbrio” na qual oscila a linha de prumo de C7.....</p>	57
<p>Figura 4 Ilustração representativa da aferição angular da cifose torácica (CT) e da lordose lombar (LL) pelo método de Cobb. Observa-se ainda a distância C7-HA (distância, em centímetros, entre projeção do corpo de C7 em relação ao centro dos quadris); PR-T12- Ângulo lombo pélvico mensurado pela técnica de Jackson.....</p>	59

Figura 5	Ilustração representativa da aferição do ângulo de inclinação sacral (SS).....	60
Figura 6	Ilustração representativa da aferição do ângulo de inclinação pélvica (TP).....	60
Figura 7	Ilustração representativa da aferição do ângulo da incidência pélvica (PI).....	61
Figura 8	Ilustração representativa da aferição do ângulo espinopélvico (ST).....	62
Figura 9	Ilustração representativa da definição do raio pélvico (PR) HC1 e HC2-eixos dos quadris; HA-Eixo de rotação da pelve (ponto médio da linha que une os dois eixos dos quadris); PA-ângulo pélvico (variação da inclinação pélvica).....	63
Figura 10	Ilustração representativa dos padrões normais de perfil sagital da coluna vertebral. As razões apresentadas expressam as relações de comprimento entre a cifose torácica e a lordose lombar para cada tipo específico.....	65
Figura 11	Ilustração representativa da biomecânica espinopélvica. A. Desequilíbrio sagital anterior evidenciado através da localização anterior da linha de prumo (LP) em relação ao eixo dos quadris (HA). Observe o baixo valor angular do <i>tilt</i> pélvico (TP) e o alto valor da inclinação sacral (SS) associados a uma acentuada curvatura lordótica. B. Restabelecimento do equilíbrio sagital representado pela linha de prumo localizada entre o eixo dos quadris e o sacro. A rotação posterior da pelve (aumento do <i>tilt</i> pélvico-TP) translada e horizontaliza o platô superior de S1 (diminuição do SS) com translação posterior da linha de prumo (LP). Observe a associação entre a diminuição conjugada da inclinação sacral e da lordose lombar.....	68

Figura 12	Ilustração representativa da lesão medular em processo de reparação e formação de cavitação cística. Observe que há interrupção do crescimento axonal local e degeneração walleriana distal dos axônios lesados. Há preservação parcial das vias neurológicas.....	70
Figura 13	Ilustração representativa da estimulação elétrica funcional com uso de adesivo transcutâneo (A) no quadríceps femoral. Observa a utilização do sistema em cadeia aberta caracterizado pela utilização direta do estímulo elétrico sobre o músculo sem influências externas sobre a regulação da voltagem.....	76
Figura 14	Ilustração representativa da estimulação elétrica funcional em sistema de cadeia fechada. A voltagem a ser gerada para estímulo muscular transcutâneo (A) é modulada previamente a partir do potenciômetro angular (B) . Neste sistema há a tentativa de controle postural e diminuição da fadiga muscular.....	77
Figura 15	Figura apresenta deambulação de paciente paraplégico com EEF dos membros inferiores em cadeia aberta. Observar a necessidade do suporte manual para controle postural.....	78

- Figura 16** Figura representativa da “estratégia dos quadris e do duplo pêndulo invertido” utilizada pelos pacientes paraplégicos em posição bipedal através da EEF dos membros inferiores **(A)**. Para controle postural é necessária a inclusão de aferências oriundas da área corporal acima da lesão medular **(B)**. **1-** Hiperextensão os quadris e flexão dos tornozelos com desvio do tronco posteriormente; **2-** Flexão dos quadris e extensão dos tornozelos com desvio anterior do tronco. Observe que a coluna foi considerada uma estrutura rígida..... 80
- Figura 17** **A-** Cifose Torácica (CT) T4-T12, Lordose Lombar Lordose (LL) L1-L5, Técnica do raio pélvico de Jackson (PR-T12), Distância horizontal (HA-C7). **B-** ângulo de inclinação espinhal (ST), Ângulo sacro-espinhal (SSA). **C-** Ângulo de inclinação sacral (SS), Incidência pélvica (PI), Ângulo de inclinação pélvica (PT). **D-** Ângulo sacro-fêmur (SFA)..... 90
- Figura 18** Radiografia do paciente nº 6 apresenta perfil sagital normal, intenso desequilíbrio sagital anterior e anteversão da pelve representada pela inversão do PT e acentuada inclinação sacral..... 102

	Pág.
RESUMO.....	xi
ABSTRACT.....	xv
1- INTRODUÇÃO.....	39
2- OBJETIVOS.....	45
2.1- Objetivo geral.....	47
2.2- Objetivo específico.....	47
3- REVISÃO DA LITERATURA.....	49
3.1- O controle postural.....	51
3.1.1- Contribuição neuromuscular.....	51
3.1.2- Contribuição osteoarticular.....	54
3.1.2.1- O balanço sagital da coluna vertebral.....	54
3.1.2.2- Nomenclatura.....	57
3.1.2.3- Padrões de perfil sagital.....	64
3.1.2.4- Biomecânica do balanço.....	66
3.2- A lesão e o lesado medular completo.....	69
3.2.1- Epidemiologia.....	69

3.2.2- Fisiopatologia da lesão medular.....	69
3.2.3- O momento do exame neurológico.....	72
3.2.4- Expectativas de recuperação neurológica.....	73
3.2.5- Prognóstico de deambulação.....	74
3.3- Reabilitação pós-trauma raquimedular.....	74
3.3.1- Reabilitação funcional através da estimulação elétrica funcional.....	75
4- MATERIAIS E MÉTODOS.....	83
4.1- Participantes.....	85
4.2- Instrumentos de medida.....	85
4.2.1- Instrumentos clínicos.....	85
4.2.1.1- Procedimentos para definição dos critérios de inclusão.....	85
4.2.2- Instrumentos posturais.....	86
4.2.2.1- Procedimentos para obtenção da postura bipedal..	86
4.3- Instrumentos iconográficos.....	87
4.3.1- Procedimentos de avaliação radiográfica.....	87
4.4- Variáveis radiográficas.....	88
4.5- Análise estatística.....	90

5- RESULTADOS.....	91
6- DISCUSSÃO.....	97
7- CONCLUSÃO.....	105
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	109
9- ANEXO.....	119



1- INTRODUÇÃO

A lesão medular é um evento catastrófico que acomete principalmente indivíduos jovens. Embora no Brasil não haja estatísticas autóctones, nos EUA sua prevalência vem crescendo em decorrência do aumento na sobrevivência destes pacientes devido aos avanços nas assistências multidisciplinares precoce e tardia (Nobunaga et al, 1999).

Nos lesado-medulares tipo completo, devido à interrupção das conexões medular-supramedulares, há perda de todas as funções sensitivas e motoras volitivas abaixo do nível da lesão neurológica. Surgem então reflexos posturais exacerbados expressos na forma de síndromes de hipertonia/espasticidade principalmente nos músculos antigravitacionais: extensores dos joelhos, quadris, coluna e cotovelos (Dietz et al, 1997).

Programas de reabilitação proporcionam aos pacientes lesado-medulares a aquisição de reorientação postural a partir da utilização do sistema sensorio-motor residual intacto, acima da lesão neurológica (Guttman et al, 1968). Nos paraplégicos, a perda da função do músculo eretor da espinha é parcialmente compensada através do aumento da atividade eletromiográfica e hipertrofia dos músculos grande dorsal e porção superior do trapézio (Potten et al, 1999; Seelen et al, 1998). Assim, a nova postura do paraplégico sentado será com bacia pélvica posterior associada à cifose lombar (Kukke et al, 2004).

Os avanços tecnológicos atuais estão permitindo vislumbrar os primórdios de uma nova dimensão de tratamento dos lesado-medulares:

- 1-** a reabilitação funcional, onde paraplégicos ficam em pé e deambulam sob estímulos elétricos (Matjacic et al, 1998; Jaime et al, 2002; Popovic et al, 2003) e
- 2-** a tentativa de regeneração do tecido medular lesado através dos estudos sobre neuroplasticidade e células tronco (Dallo et al, 2007).

A utilização de Estimulação Elétrica Funcional (EEF) nos paraplégicos, para a realização de exercícios e sustentação do próprio peso, diminui a morbimortalidade. Observa-se que há melhora no condicionamento cardiovascular e aumento na densidade mineral óssea (Betz et al, 1996), além de diminuir o risco de úlceras de pressão (Bogre et al, 2003).

O sistema mais simples para obtenção da postura bipedal no parapléxico utiliza EEF de cadeia aberta com estimulação dos extensores do joelho associado a órteses tipo AFO nos tornozelos complementada com apoio bimanual. Novos sistemas vêm sendo desenvolvidos com o objetivo de eliminar dois problemas associados à EEF: fadiga muscular e postura bipedal não funcional, devido à necessidade do apoio bimanual para manter a postura e obter equilíbrio (Matjacic et al, 2003).

Durante a postura bipedal são necessários orientação e equilíbrio (Macpherson et al, 1997). A partir de aferências proprioceptivas mecanoceptoras, reflexos posturais segmentares são integrados na medula e modulados por centros neurais superiores corticais, tronco-encefálicos, cerebelares, vestibulares e visuais de forma a resultar no equilíbrio ou balanço corporal (Morningstar et al, 2005). Estes aspectos são regulados de modo a manter, com mínimo gasto energético, uma estreita relação entre o centro de massa corporal (centro de gravidade) e o perímetro de suporte fornecido pelos pés (Lowell & Winter, 2005; Saha et al, 2007). Em suma, é necessária a intervenção muscular ativa para manter a cabeça, os braços e o tronco centrados sobre a pelve e as pernas.

Com o objetivo de permitir a interação com o meio ambiente, foi proposta uma estratégia de controle da postura bipedal em parapléxicos com as mãos livres de apoios. O modelo desenvolvido baseou-se na integração das atividades voluntárias e reflexas do segmento corporal neurologicamente intacto, ao controle da resistência dos tornozelos por meios mecânicos artificiais (Matjacic et al, 1998). Para essa estratégia, foi utilizada EEF de cadeia fechada sobre um modelo matemático de duplo pêndulo invertido interligado o qual desconsidera a mobilidade e a forma da coluna e passa a aceitar todo o segmento corporal acima dos quadris como uma única estrutura rígida. Contudo, apesar das definições do modelo matemático, neste estudo o parapléxico só manteve seu equilíbrio corporal total através da utilização da “estratégia dos quadris” a qual depende da propriocepção e dos movimentos gerados no tronco acima do nível da lesão medular.

Embora o complexo controle dinâmico espinopélvico para manutenção do equilíbrio sagital esteja perdido nos paraplégicos, as adaptações posturais oriundas do uso da musculatura dorsal superficial e do eretor da espinha residual, bem como da estimulação paravertebral lombar profunda por meio da EEF, culminam em alterações na morfologia sagital da coluna que necessitam ser melhor compreendidas com o objetivo final de otimizar a reabilitação postural e o equilíbrio.



2- OBJETIVOS

2.1- Objetivo geral

Avaliar a postura global dos pacientes paraplégicos em posição bipedal durante estimulação elétrica funcional do músculo quadríceps femoral bilateral complementados por órteses nos tornozelos (tipo AFO) e apoio bimanual.

2.2- Objetivo específico

Avaliar o balanço sagital da coluna vertebral de pacientes paraplégicos em postura bipedal, submetidos à estimulação elétrica funcional do quadríceps femoral bilateral complementados por órteses nos tornozelos (tipo AFO) e apoio bimanual, através da aferição dos diversos parâmetros geométricos radiográficos descritos na literatura para avaliação do balanço sagital da coluna vertebral em pacientes saudáveis.



3- REVISÃO DA LITERATURA

3.1- O controle postural

3.1.1- Contribuição neuromuscular

O controle postural pode ser definido como a estabilização da orientação dos segmentos corporais em relação à força da gravidade. A manutenção básica da postura bipedal é uma atividade neuromotora não volitiva. A obtenção de uma postura estável permite o suporte básico para a realização eficiente dos movimentos voluntários da cabeça, tronco e membros (Massion et al, 1992).

Há 2 maneiras principais de controle postural: **1-** retroalimentação ou reflexo - o sistema neuromuscular responde às perturbações da orientação com correção da postura; **2-** antecipatório - o sistema neuromuscular altera a postura com o objetivo de contrabalancear os efeitos desestabilizantes esperados (Cordo et al, 1982).

O controle da estabilidade articular está relacionado ao tônus muscular. O desenvolvimento do tônus muscular é, em grande parte, de natureza reflexa e resulta de um funcionamento contínuo do fuso muscular. Tal fuso representa um órgão proprioceptivo localizado dentro da musculatura estriada esquelética e disposto em paralelo às fibras musculares (fibras extrafusais). As fibras extrafusais são inervadas por neurônios motores espessos (tipo alfa). O fuso muscular é constituído por porções centrais não contráteis (tipos em aglomerado e em cadeia) envoltas, respectivamente, por terminais axônicos de fibras nervosas aferentes (tipo Ia e II) e por extremidades contráteis (fibras intrafusais) inervadas por neurônios motores finos (tipos gama estático e dinâmico) (Doretto, 2002).

Na posição ortostática, a ação da gravidade gera momentos flexores (torque) sobre as articulações dos membros inferiores. Estas alavancas biomecânicas alongam constantemente os músculos extensores e conseqüentemente seus fusos musculares. O alongamento dos fusos do tipo em cadeia gera um estímulo que será transmitido pelas fibras aferentes do tipo II

(gama estático) até a medula espinhal. Na medula, estes axônios estabelecem um reflexo monossináptico segmentar com os motoneurônios alfa tônicos na lâmina IX de Rexed produzindo um estímulo elétrico prolongado e de baixo potencial (Figura 1). A contração muscular resultante somente a partir deste arco reflexo tônico não parece ser suficiente para manter o controle postural. (Doretto, 2002).

As fibras nervosas aferentes tipo II dos fusos musculares dos membros inferiores e da metade inferior do tronco estabelecem ainda sinapses com os corpos celulares da lâmina VII de Rexed nos cornos posteriores da medula torácica (núcleo de Clarke) (Figura 1). Os axônios deste núcleo ascendem homolateralmente como tracto espinocerebelar posterior e, através do pedúnculo cerebelar inferior, chegam à zona mediada do hemicórtex vermiano anterior e posterior e a zona intermediária do lobo cranial do cerebelo homolateral. Além desta via, há ainda a formação do tracto espinocerebelar anterior (Figura 2). Neste, parte das fibras cruzam ainda na medula e terminam nos 2 hemicórtices cerebelares (Doretto, 2002; Machado, 2005).

As fibras nervosas aferentes tipo II dos fusos musculares da metade superior do tronco, região cervical e membros superiores enviam impulsos de maneira semelhante à supracitada, porém suas sinapses ocorrerão com o núcleo cuneiforme acessório, situado no bulbo, e ascenderão pelo tracto cuneocerebelar para terminar no córtex da zona intermediária e lateral do lobo central do cerebelo. Há ainda a formação do tracto espinocerebelar rostral que termina nos 2 hemicórtices cerebelares. (Rowland, 2007; Machado, 2005).

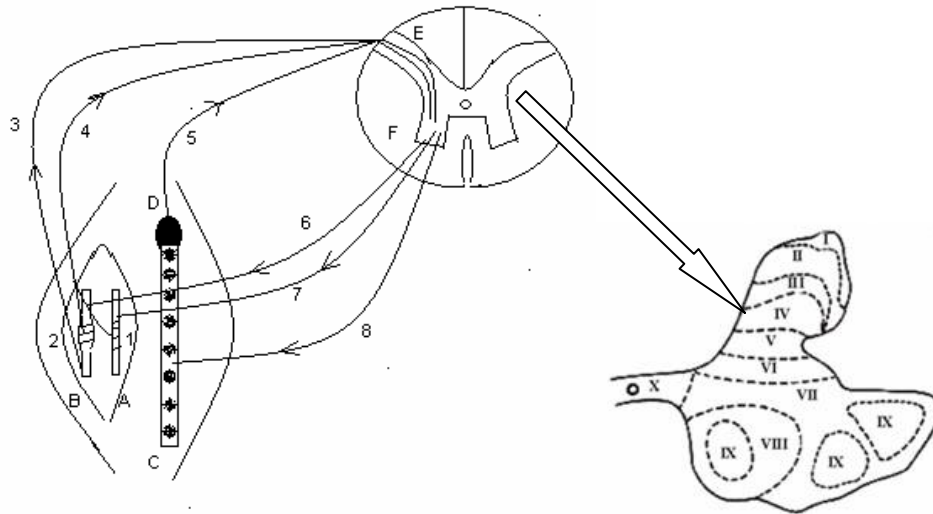


Figura 1- Ilustração do sistema neuromuscular básico para controle segmentar do reflexo postural e distribuição das lâminas de Rexed na substância cinzenta da medula. **A-** Fibra muscular intrafusal tipo em cadeia; **B-** Fibra muscular intrafusal tipo aglomerado; **C-** Fibra muscular extrafusal; **D-** Órgão tendinoso de Golgi; **E.** Corno posterior aferente da substância cinzenta da medula; **F-** Corno anterior eferente da substância cinzenta da medula. **1-** Terminação sensitiva secundária “em buquê”; **2-** Terminação sensitiva primária “anuloespiral”; **3-** Fibra aferente tipo Ia; **4-** Fibra aferente tipo II; **5-** Fibra aferente tipo Ib; **6-** Fibra eferente tipo gama dinâmico “fásico”; **7-** Fibra eferente tipo gama estático “tônico”; **8-** Fibra eferente tipo Alfa (subtipos fásico e tônico).

As aferências excitatórias das vias espinocerebelar posterior e anterior, cuneocerebelar e espinocerebelar rostral serão processadas no paleocerebelo (zonas mediana e intermediária). Ao processamento destas informações serão inseridas as aferências vestibulo cerebelares.

A partir da zona mediana, serão emitidos impulsos eferentes: **1-** excitatórios aos motoneurônios alfa e gama dos músculos extensores axiais do tronco através dos tratos medulares descendentes vestibulo-espinal e reticulo-espinal lateral; **2-** inibitórios aos motoneurônios alfa e gama dos músculos flexores através do tracto reticulo-espinal-anterior. (Doretto, 2002; Rowland, 2007).

A partir da zona intermediária do paleocerebelo, a via cerebelorubroespinal enviará estímulos excitatórios aos motoneurônios dos músculos flexores situados nos membros superior e inferior homolaterais. Ainda da zona intermediária, parte a via interpósito-cortical exercerá estímulo excitatório sobre os neurônios da 5ª camada do córtex cerebral. Destes neurônios corticais específicos partem as fibras delgadas lentas do tracto corticoespinal que exercerão atividade excitatória sobre os motoneurônios alfa tônicos e gama estáticos. A mesma atividade é exercida pela via interpósito-rubro-espinal. Justifica-se, portanto, atribuir às zonas mediana e intermédia do córtex cerebelar o papel da regulação do tônus muscular postural axial e apendicular, respectivamente. (Doretto, 2002; Rowland, 2007).

Assim, o “tônus muscular funcional” para manutenção da postura corporal em pé parece depender do somatório das ativações dos motoneurônios alfa tônicos e gama estáticos a partir dos reflexos sinápticos medulares segmentares associados à ativação de áreas específicas do córtex cerebral sob influência das aferências cerebelares e vestibulares (Doretto, 2002).

3.1.2- Contribuição osteoarticular

3.1.2.1- O balanço sagital da coluna vertebral

A coluna vertebral é constituída de 33 vértebras interpostas pelos discos intervertebrais. Seu perfil sagital apresenta curvaturas lordóticas nas regiões cervical e lombar, bem como curvaturas cifóticas nas regiões torácica e

sacral. Cada segmento é constituído por um complexo triarticular com 6 graus de movimentos que permitem principalmente flexão e extensão, inclinações laterais e rotação axial. Cada segmento apresenta arcos de movimento distintos (Rothman-Simeone, 2006).

Sem o suporte muscular, a coluna tende a colapsar com apenas 90 Newtons de força axial aplicada (Moe, 1994). Assim, a musculatura circunjacente à coluna tem capital importância na manutenção da postura ereta. Funcionalmente, os músculos são divididos em 2 grupos: **1-** intrínsecos-multífidos curtos e longos, eretor espinhal (porções iliocostal, longuíssimo e espinhal), interespinhosos, intertransversários, psoas maior, quadrado lombar e **2-** estrínsecos-musculatura abdominal (reto abdominal, oblíquos interno e externo, transverso do abdome), glúteo (máximo, médio e mínimo), isquitibiais (biceps femoral, semitendíneo, semimembranoso). O primeiro grupo destina-se diretamente à manutenção da postura e movimentação da coluna. O segundo grupo forma um cinturão que estabiliza indiretamente a coluna a partir do aumento da pressão intra-abdominal, mas também auxilia nos movimentos da coluna (Rothman-Simeone, 2006).

O alinhamento ideal dos ossos e articulações é crítico para uma função eficiente do sistema músculo-esquelético. Este princípio reflete o conceito do cone de economia de Dubousset segundo o qual, dentro do centro do cone, o indivíduo pode permanecer em pé de uma forma ergonomicamente favorável. Contudo, grandes desvios nos planos sagital e coronal irão requerer aumentos nos gastos energéticos para manter a posição ortostática. Finalmente, progressões dos desvios para além da “zona estável do cone” resultarão em perda do controle postural e na necessidade de suporte externo (Dubousset, 1994) (Figura 2).

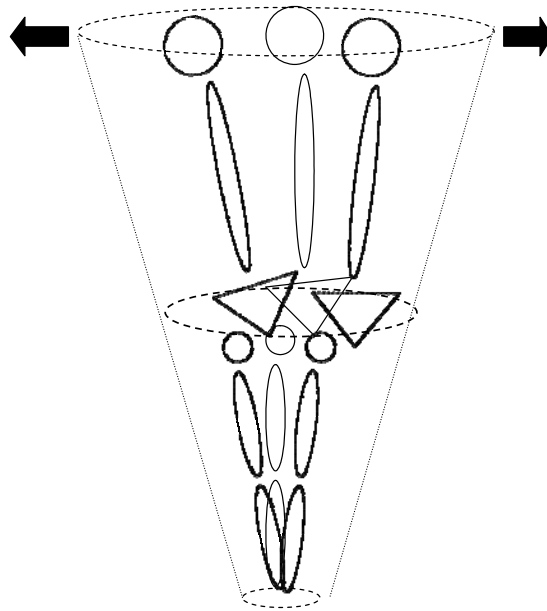


Figura 2- Representação esquemática do “Cone de Economia” de Dubousset.

Na posição ortostática, os pés permanecem plantígrados, os tornozelos aproximadamente a 90 graus, os joelhos em extensão completa e os quadris em extensão de 180 graus. Uma vez que 2/3 de toda massa corporal encontra-se acima dos quadris (Konz et al, 2006), os balanços sagital e coronal da coluna exercem função primordial na manutenção de uma estreita relação entre o centro de massa corporal (centro de gravidade) e o perímetro de suporte fornecido pelos pés (Lowell & Winter, 2005; Saha et al, 2007).

A *Scoliosis research society (SRS)* define que há um balanço sagital adequado da coluna vertebral quando uma linha de prumo colocada sobre o centro do corpo vertebral de C7 permanece no perímetro de $\pm 2\text{cm}$ do promontório sacral. (Rothman-Simeone, 2006) (Figura 3). Para manutenção desta estreita relação, o alinhamento sagital da coluna sofre influência das alterações adaptativas na pelve e nos membros inferiores (Farcy et al, 1997).



Figura 3- Ilustração representativa da “zona de equilíbrio” na qual oscila a linha de prumo de C7.

3.1.2.2- Nomenclatura

A postura da coluna vertebral no plano sagital pode ser avaliada objetivamente através da mensuração radiográfica panorâmica ortostática em perfil de vários parâmetros correlativos entre a pelve e a coluna.

Há parâmetros radiográficos angulares e lineares cujas mensurações permitem avaliar de modo segmentar e globalmente o alinhamento sagital da coluna. Porém, há ampla variação nos valores considerados normais (Schwab et al, 2010). Esta variação é consequência da adaptação postural da coluna à morfologia pélvica específica de cada indivíduo. Assim, o termo alinhamento congruente deve ser preferido ao termo alinhamento normal (Jackson et al, 2000).

Os principais parâmetros radiográficos necessários à compreensão da dinâmica espinopélvica são descritos abaixo.

Cifose Torácica (CT)

Curvatura de convexidade posterior situada no segmento torácico. Mensurada pela técnica de Cobb entre as vértebras T4 e T12. Apresenta variação normal entre 20 - 50 graus (Jackson et al, 1998; Schwab et al, 2006; Roussouly et al, 2006; Jackson et al, 2000) (Figura 4).

Lordose Lombar (LL)

Curvatura de convexidade anterior situada no segmento lombar. Mensurada pela técnica de Cobb entre as vértebras L1 e S1. Apresenta variação normal entre 30 - 79 graus (Jackson et al, 1998; Schwab et al, 2006; Roussouly et al, 2006; Jackson et al, 2000) (Figura 4).

O valor angular da lordose lombar resulta da anatomia dos corpos e discos intervertebrais (Damasceno et al, 2006) e da inclinação sacral (*slop sacral-SS*).

Uma lordose lombar apropriada para um balanço sagital congruente apresenta um valor estimado em 80% da inclinação sacral ($LL=0.8 \cdot SS$) (Kobayashi et al, 2004).

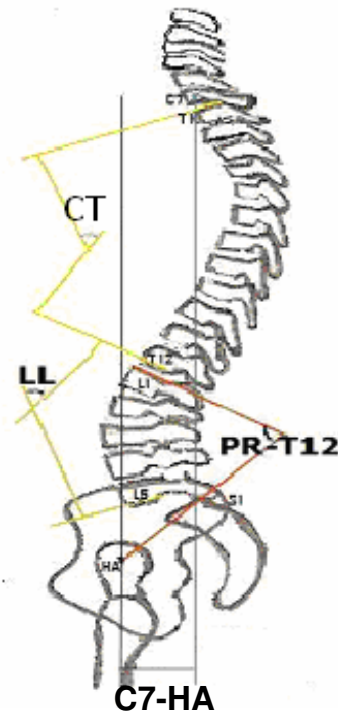


Figura 4- Ilustração representativa da aferição angular da cifose torácica (CT) e da lordose lombar (LL) pelo método de Cobb. Observa-se ainda a distância C7-HA (distância, em centímetros, entre projeção do corpo de C7 em relação ao centro dos quadris); PR-T12 - Ângulo lombopélvico mensurado pela técnica de Jackson.

Ângulo de inclinação do sacro ou *Slop Sacral* (SS)

Ângulo resultante de uma linha projetada a partir platô superior do corpo vertebral de S1 em relação a uma linha paralela ao plano horizontal (Figura 5). Define a inclinação do sacro. Varia entre 20 - 65 graus com média de 40°. Apresenta correlação direta com a lordose lombar. Apesar da morfologia pélvica ser fixa, o valor geométrico pode variar em função da rotação da pelve sobre os quadris (*tilt* pélvico) sendo, portanto, um ângulo postural (Legaye et al, 1998; Schwab et al, 2010).

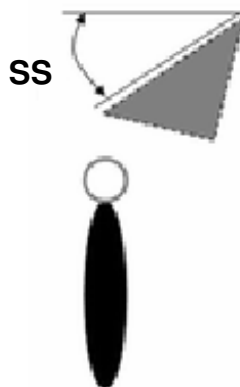


Figura 5- Ilustração representativa da aferição do ângulo de inclinação sacral (SS).

Ângulo de inclinação da pelve ou *Tilt Pévico* (PT)

Ângulo formado entre uma linha vertical originada no centro da cabeça femoral e uma linha que parte do centro da cabeça femoral até o ponto médio do platô superior de S1 (Figura 6). Descreve o grau de rotação da pelve sobre os quadris sendo, portanto, um ângulo postural. Varia entre 5 - 30 graus com média de 12° (Legaye et al, 1998; Schwab et al, 2010).

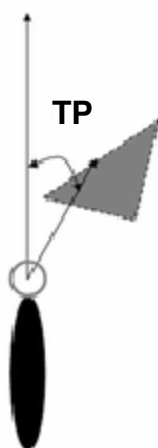


Figura 6- Ilustração representativa da aferição do ângulo de inclinação pélvica (TP).

Incidência Pélvica (PI)

Ângulo formado entre uma linha perpendicular ao no ponto médio do platô superior de S1 e uma linha que parte deste mesmo ponto em S1 até o centro da cabeça femoral. Este parâmetro é específico para cada indivíduo e não é afetado pela orientação tridimensional da pelve. Seu valor cresce progressivamente durante a adolescência e torna-se constante na fase adulta. Está diretamente relacionado ao valor da lordose lombar. Matematicamente observa-se uma relação geométrica: $PI=SS+PT$. Varia entre 34 - 84 graus com média de 52 ° (Legaye et al, 1998; Schwab et al, 2010) (Figura 7).

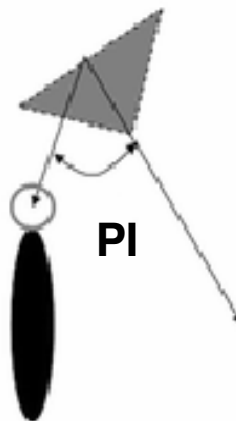


Figura 7- Ilustração representativa da aferição do ângulo da incidência pélvica (PI).

Eixo vertical sagital (SVE)

Identificado pela linha de prumo a partir de C7. Documenta a localização da cabeça em relação ao centro de gravidade (desvio da cabeça em relação ao promontório). Está alterado quando há desequilíbrios sagitais anteriores ou posteriores (Schwab et al, 2010).

Ângulo espinopélvico (ST)

Ângulo formado entre uma linha que parte do centro de T1 até o centro do platô superior de S1 e uma linha paralela ao plano horizontal que cruza do centro do platô superior de S1 (Figura 8). Representa a inclinação final da coluna em relação ao plano horizontal, obtida a partir dos ajustes espinopélvicos, necessária para manter C7 posicionado sobre o centro do sacro. Normalmente há pouca variação final: $95^{\circ} \pm 3.32^{\circ}$ (Roussouly et al, 2006).

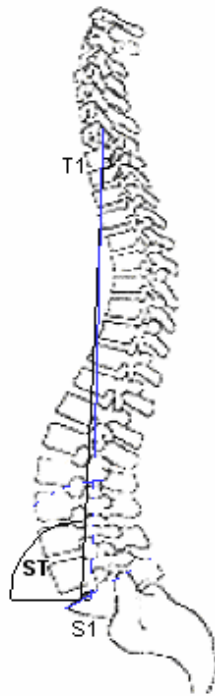


Figura 8- Ilustração representativa da aferição do ângulo Espinopélvico (ST).

Raio pélvico (PR)

Técnica descrita por Jackson cuja vantagem é a alta reprodutibilidade intra e inter observadores (Jackson et al, 1998). Avalia indiretamente a influência da morfologia e balanço pélvicos sobre a lordose lombar a partir da criação da linha do raio pélvico (PR) (Figura 9). A utilidade desta linha baseia-se no fato dela representar o raio de rotação da pelve cujo centro está localizado no ponto médio de uma linha que cruza os centros das cabeças femorais (Jackson et al, 1998; Jackson et al, 2000).

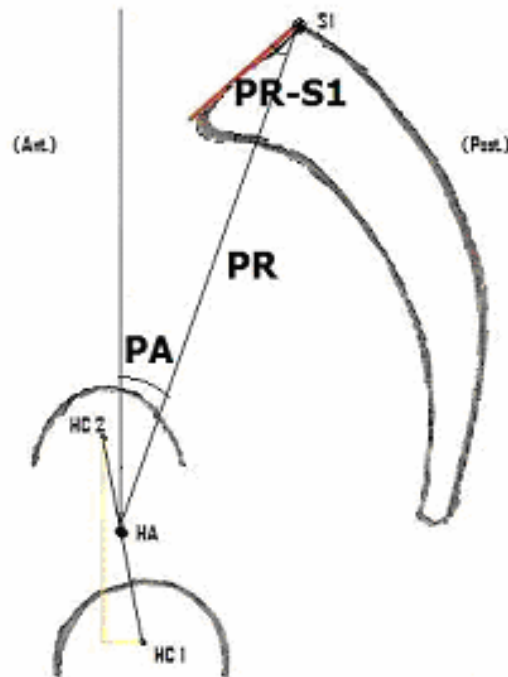


Figura 9- Ilustração representativa da definição do raio pélvico (PR). HC1 e HC2-eixos dos quadris; HA-eixo de rotação da pelve (ponto médio da linha que une os dois eixos dos quadris); PA-ângulo pélvico (variação da inclinação pélvica).

Distâncias Horizontais

Distâncias, no plano horizontal, das linhas de prumo em relação a pontos específicos de equilíbrio. As linhas de prumo normalmente partem de C7 ou T4 e os pontos de equilíbrio utilizados são a borda pósterio-superior de S1 e o eixo dos quadris (HA) (Figura 4). Estas distâncias permitem a quantificação linear dos desequilíbrios sagitais da coluna (Jackson et al, 1998; Jackson et al, 2000).

3.1.2.3- Padrões de perfil sagital

Através da observação das variações geométricas nos parâmetros radiográficos do perfil sagital da coluna vertebral, Pierre Roussouly (2005) descreveu 4 padrões de distribuição do balanço sagital. Para tanto, foram desconsiderados os conceitos anatômicos habituais de cifose e lordose e considerados os pontos de inflexão na transição entre as curvaturas como sendo os limites entre a cifose torácica e a lordose lombar. A partir do promontório, o ângulo formado entre uma linha vertical e uma linha partindo deste ponto até o ponto de inflexão das curvaturas mede o grau de inclinação lordótica lombar (*Tilt* lombar lordótico). Complementarmente, os arcos de cada curvatura foram segmentados em superior e inferior a partir do ápice de cada curva (Figura 10).

Todos os padrões sagitais descritos abaixo são considerados padrões normais, ou seja, alinhamentos congruentes às diversidades anatômicas na orientação da pelve, sacro e junção lombo-sacra para cada indivíduo.

Lordose Tipo 1-SS<35° associado a uma PI baixa. O ápice da lordose lombar está localizado no centro do corpo vertebral de L5. O arco lombar inferior é mínimo. O ponto de inflexão está baixo de L1 e cria um arco lordótico global curto com *tilt* lombar negativo. Apresenta uma cifose significativa nas regiões toracolombar e torácica.

Lordose tipo 2-SS<35°. O ápice da lordose lombar está localizado na base de L4. O arco lombar inferior é relativamente retificado. O ponto de inflexão está em L1 e mais anterior que no tipo 1 o que aumenta o número de vértebras lordóticas. O *Tilt* lombar diminui. A coluna inteira é relativamente hipocifótica e hipolordótica.

Lordose Tipo 3-SS entre 35°-45°. O ápice da lordose lombar está localizado no centro do corpo vertebral de L4. O arco lombar inferior torna-se mais proeminente. O ponto de inflexão situa-se na transição T12-L1. O *tilt* lombar é zero. A coluna está bem balanceada.

Lordose Tipo 4-SS>45° e associado a uma PI alta. O ápice da lordose lombar está localizado na base de L3. O arco lombar inferior é proeminente. O *tilt* lombar é zero ou positivo. A coluna apresenta hiperextensão.

O arco lombar superior é relativamente constante ($\pm 20^\circ$) em todos os tipos de alinhamento sagital. Em contraste, o arco lombar inferior é o principal determinante da lordose global: número de vértebras lordóticas, *tilt* lombar e posição do ápice. (Roussouly et al, 2005).

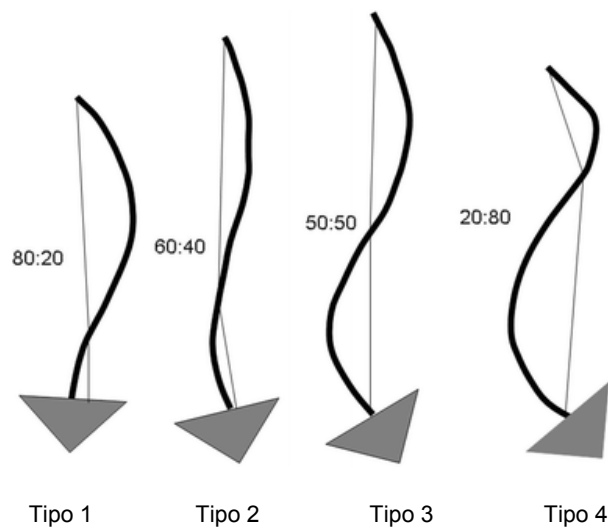


Figura 10- Ilustração representativa dos padrões normais de perfil sagital da coluna vertebral. As razões apresentadas expressam as relações de comprimento entre a cifose torácica e a lordose lombar para cada tipo específico.

3.1.2.4- Biomecânica do balanço espinopélvico

O objetivo final do balanço espinopélvico é tentar manter a linha de prumo de C7 (LP) centrada sobre a bacia, ou mais precisamente, o centro de gravidade corporal próximo ao centro dos quadris (Roussouly et al, 2006). Para compreender como este mecanismo ocorre, pode-se considerar a pelve tal qual um pêndulo invertido cuja oscilação anterior e posterior ocorreria em torno do centro dos quadris. A partir da oscilação pélvica, a onda se propagaria à coluna vertebral, tal como um chicote, realizando mudanças na curvatura lombar.

A interpretação das relações espinopélvicas pode ser didaticamente iniciada a partir da avaliação dos parâmetros pélvicos. Na posição ortostática, cada indivíduo apresenta uma incidência pélvica (PI) constante e resultante do somatório do *tilt* pélvico (PT) com o *slop* sacral (SS): “ $PI = SS + PT$ ” (Legaye et al, 1998).

Quando há uma anteriorização da linha de prumo de C7 em relação aos quadris (desequilíbrio sagital anterior), a restauração do equilíbrio se inicia com a rotação posterior (extensão) da pelve sobre os quadris. Este fenômeno é representado radiograficamente pelo aumento do *tilt* pélvico. Quando há desvio posterior da linha de prumo de C7 (desequilíbrio sagital posterior), a mesma sequência de eventos ocorrerá em sentido contrário (diminuição do *tilt* pélvico devido à flexão dos quadris) (Jackson et al, 2000; Schwab et al, 2010).

A rotação da bacia (mudança no *tilt* pélvico) ocasiona movimentos conjugados de rotação e translação sobre o platô superior de S1. Estes deslocamentos resultam em mudanças na inclinação sacral (*Slop Sacral*), bem como modificam a posição relativa da junção lombo-sacra em relação aos quadris.

Assim, o aumento da *tilt* pélvico (extensão dos quadris) irá transladar posteriormente e diminuir o *slop* sacral devido à horizontalização do platô superior de S1. Ao contrário, a diminuição do *tilt* pélvico (flexão dos quadris) irá transladar

anteriormente e aumentar o *slop* sacral devido à verticalização do platô superior de S1 (Jackson et al, 2000; Schwab et al, 2010) (Figura 11).

As relações recíprocas entre o *slop* sacral e as características da curvatura lombar são consideradas componentes essenciais para o balanço sagital. As variações da lordose lombar no arco lordótico inferior são determinadas pelo *slop* sacral. Quando o *slop* sacral aumenta, o arco lordótico lombar inferior e a lordose lombar global também aumentam. Quando o *slop* sacral diminui, duas alterações podem ocorrer no arco lordótico lombar inferior: o comprimento do arco lombar inferior pode diminuir através da migração caudal do ápice da curva lordótica global, ou o arco lombar inferior pode ser retificado como consequência do aumento do raio da curvatura (Roussouly et al, 2005) (Figura 11).

Uma vez que a incidência pélvica representa a ação conjunta das variáveis do *slop* sacral e do *tilt* pélvico, ela se relaciona à capacidade específica que cada indivíduo terá de compensar desequilíbrios sagitais. Assim, um alto PI, à custa de alto SS e baixo PT, indica uma boa capacidade de compensação espinopélvica. Já um baixo PI indica pouca capacidade de compensação sagital.

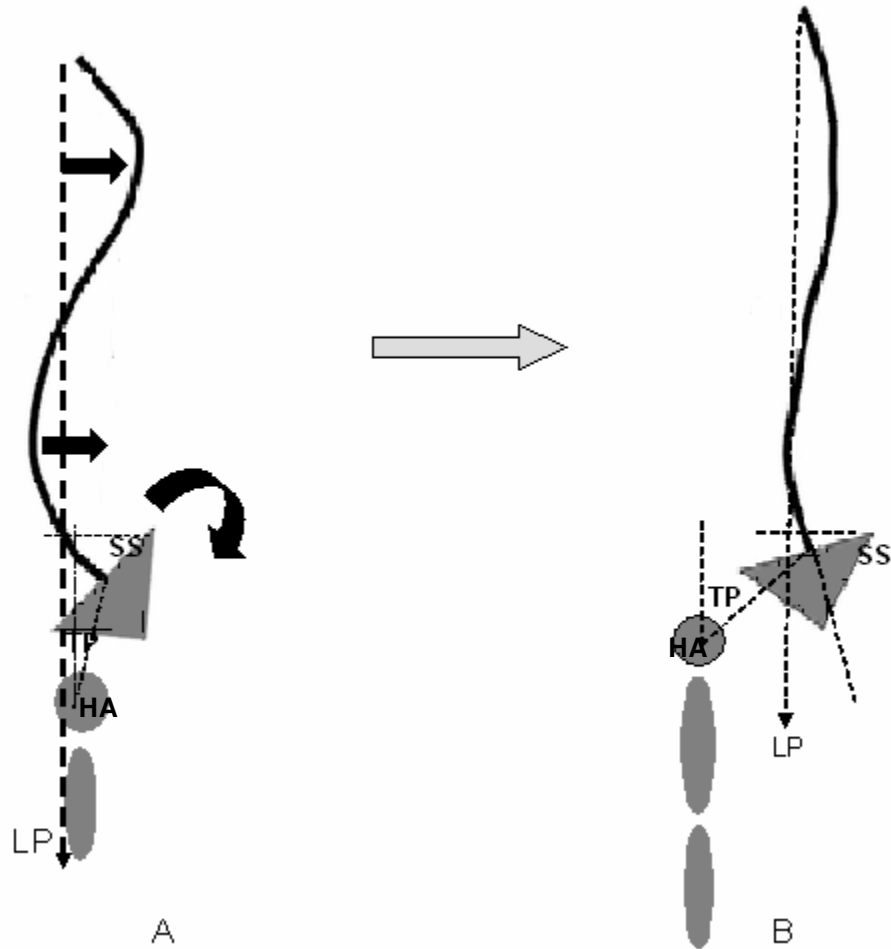


Figura 11- Ilustração representativa da biomecânica espinopélvica. **A-** Desequilíbrio sagital anterior evidenciado através da localização anterior da linha de prumo (LP) em relação ao eixo dos quadris (HA). Observe o baixo valor angular do *tilt* pélvico (TP) e o alto valor da inclinação sacral (SS) associados a uma acentuada curvatura lordótica. **B-** Restabelecimento do equilíbrio sagital representado pela linha de prumo localizada entre o eixo dos quadris e o sacro. A rotação posterior da pelve (aumento do *tilt* pélvico - TP) translada e horizontaliza o platô superior de S1 (diminuição do SS) com translação posterior da linha de prumo (LP). Observe a associação entre a diminuição conjugada da inclinação sacral e da lordose lombar.

3.2- A Lesão e o lesado medular completo

3.2.1- Epidemiologia

Há aproximadamente 2,8 milhões de pacientes com lesão medular no mundo. Destes, 40% têm tetraplegia e 60% têm paraplegia. Quarenta por cento dos pacientes têm lesão medular do tipo completa. Oitenta e um por cento são homens com idade entre 16 e 30 anos. As principais causas são: acidentes automobilísticos (30-48%), violência (5-29%), atividades de lazer (7-16%), armas de fogo (17-21%) (The National SCI Statistical Center, EUA, 2006).

3.2.2- Fisiopatologia da lesão medular

Após um trauma raquimedular, de acordo com o grau de energia dissipada sobre o tecido neuronal, serão produzidas lesões estruturais, metabólicas, eletrofisiológicas e moleculares com diferentes graus de gravidade (Schwab et al, 1996).

A fase primária da lesão ocorre durante as primeiras 18 horas e é caracterizada por necrose de corpos neuronais da substância cinzenta e dos axônios diretamente agredidos pelo trauma (lesão do epicentro) (Bresnhan et al, 1976). A fase secundária da lesão tecidual pode se estender por várias semanas e progredir, a partir do epicentro, em direção aos segmentos craniais e caudais. Nesta fase, a ativação do sistema imune estimula a liberação de substâncias inflamatórias que resultam na apoptose neuronal em áreas sem relação direta com o trauma, principalmente nos tratos mielinizados da substância branca, numa distância de até 4 segmentos em relação ao epicentro (Liu et al, 1997).

As principais modificações responsáveis pela lesão secundária são: perda da autorregulação no fluxo sanguíneo local e isquemia, edema, acúmulo de cálcio intracelular e potássio extracelular, peroxidação lipídica, liberação de aminoácidos neuroexcitatórios, ativação da cascata inflamatória,

entre outros (Schawb et al, 1996). Toda a área medular acometida poderá desenvolver focos de necrose com a subsequente formação de tecido glial cicatricial e de cavitações preenchidas por fluido (Schawb et al, 2006) (Figura 12).

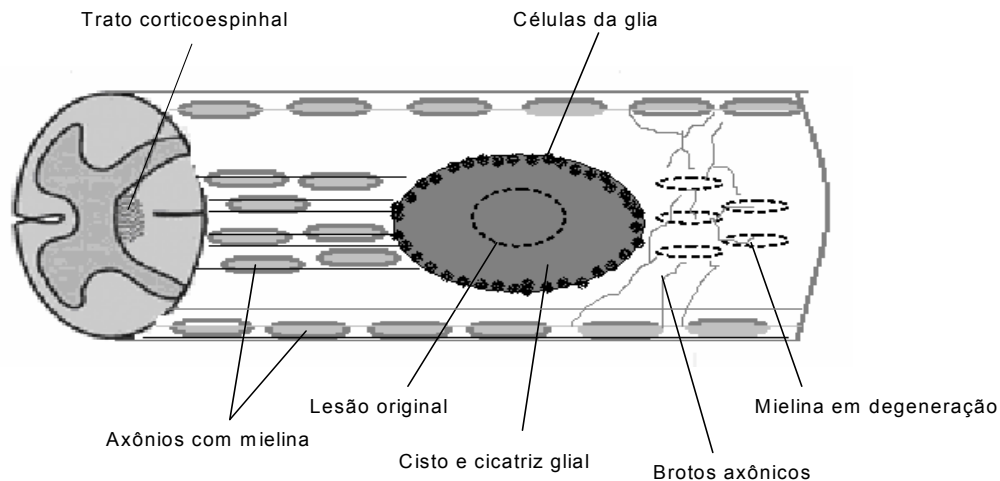


Figura 12- Ilustração representativa da lesão medular em processo de reparação e formação de cavitação cística. Observe que há interrupção do crescimento axonal local e degeneração walleriana distal dos axônios lesionados. Há preservação parcial das vias neurológicas.

Inicia-se a seguir uma tentativa não efetiva de regeneração do crescimento axonal medular através da reorganização dos circuitos neuronais remanescentes, bem como do restabelecimento neurotrópico das conexões em projeções pré-existentes (Nicholls et al, 1999).

Embora ainda seja desconhecida a real causa da falha na regeneração do tecido neuronal no sistema nervoso central, há evidências que sugerem que seja o resultado de um somatório de fatores: **1-** mecânicos-cicatriz glial e cavitações que funcionam como uma barreira impedindo que o crescimento axonal

ultrapasse a lesão em direção distal (Fitch et al, 1999); **2-** substâncias derivadas da mielina que inibem o crescimento neuronal-NI-35 (neurite inhibitor), NI-250 (Nogo) e MAG (Myelin Associated Glycoprotein) (Schwab et al, 1985).

Em muitos casos, há preservação de axônios intactos que cruzam a área da lesão medular e mesmo assim o paciente expressa clinicamente um quadro de lesão medular completa (Bunge et al, 1997). Assim, um paciente diagnosticado funcionalmente com uma lesão completa não implica na presença uma lesão anatomicamente completa da medula espinhal.

Durante a abordagem inicial dos pacientes com traumatismo raquimedular, a administração endovenosa de altas doses da metilprednisolona, nas primeiras 8 horas após o evento traumático, demonstra melhora funcional significativa do *déficit* neurológico. Seus efeitos benéficos incluem supressão de edema, aumento do fluxo sanguíneo medular, inibidor da peroxidação lipídica, controle do influxo de cálcio nas células e regulação da excitabilidade (Amar et al, 1999; Mello et al, 1994; Bracken et al, 1997). Contudo, devido aos resultados conflitantes a cerca dos reais benefícios a longo prazo e as possíveis complicações com seu uso, a literatura sugere que a administração da metilprednisolona seja apenas opcional e ainda que maior ênfase terapêutica seja dada ao controle da hipoxemia e da hipotensão principalmente na primeira semana pós-lesão (Tator et al, 1991; Velmahos et al, 2003).

Para o diagnóstico e a classificação clínico-funcional dos pacientes com lesão medular traumática, a forma mais acurada e reprodutível tem se baseado nas definições da *American Spine Injury Association (ASIA)* (Maynard et al, 1997) (Anexo 1):

- 1-** Nível neurológico - Segmento mais caudal da medula espinhal que apresenta sensibilidade normal e função motora funcional em ambos os lados do corpo;
- 2-** Nível motor - Segmento mais caudal da medula espinhal que apresenta função motora normal em ambos os lados do corpo;
- 3-** Função motora normal - avaliação do músculo-chave com graduação da força ≥ 3 associado à força grau 5 em todos os níveis motores acima;

- 4- Nível sensitivo - Segmento mais caudal da medula espinhal que apresenta sensibilidade preservada aos toques suave e com agulha em ambos os lados do corpo;
- 5- Zona de preservação parcial - Dermátomos e miótomos caudais ao nível neurológico que permanecem parcialmente inervados. Termo aplicado somente às lesões medulares completas;
- 6- Avaliação da preservação sacral - A presença da sensibilidade sacral inclui o toque com agulha ou toque suave na junção mucocutânea anal, bem como a sensação anal profunda ao toque retal. A função motora é avaliada através da presença de contração anal voluntária do esfíncter anal externo durante o toque retal;
- 7- Escala de disfunção neurológica: lesão completa - ausência de qualquer função motora ou sensitiva nos segmentos sacrais S4-S5; lesão incompleta - presença de sensibilidade e/ou função motora abaixo do nível neurológico e que inclui os segmentos sacrais S4-S5.

3.2.3- O momento do exame neurológico

Imediatamente após a lesão neurológica, observa-se o desenvolvimento do estado choque medular, condição clínica caracterizada pela arreflexia, paralisia flácida e anestesia abaixo do nível da lesão medular. O final deste estado clínico é identificado pelo retorno do reflexo bulbocavernoso que normalmente ocorre dentro de 24 horas. Neste primeiro momento não será possível definir o prognóstico neurológico (Sauffer et al, 1983).

Somente após findar o período do choque medular é que será possível definir se a lesão medular é do tipo completa ou incompleta. Devido às dificuldades para as caracterizações corretas do início e fim do choque medular, a literatura tem observado que acompanhar a evolução dos reflexos

durante vários dias após o momento da injúria neurológica pode ser mais relevante para o prognóstico que diagnosticar o estado de choque medular (Ko et al, 1999; Brown et al, 1991). Quatro a seis semanas após a lesão neurológica surgem os fenômenos de hipertonia e espasticidade.

3.2.4- Expectativas de recuperação neurológica

No lesado medular completo, a maior parte da recuperação neurológica em pacientes com lesão neurológica completa ocorrerá durante os primeiros 9 meses. Após, a recuperação será mínima e atingirá um platô em até 18 meses pós-trauma (Ditunno et al, 1998).

Na tetraplegia há 70% a 85% de chance de recuperar, no mínimo, 1 nível motor adicional (Ditunno et al, 1998). Contudo, neste mesmo grupo, há pouca chance de recuperação funcional motora nas extremidades inferiores se o paciente permanecer com déficit neurológico sensitivo-motor completo durante mais de um mês após o trauma inicial.

Quando a avaliação é baseada na magnitude de recuperação da força muscular, 90 % dos músculos com força graus 1 ou 2 eventualmente evoluirão para força grau ≥ 3 durante o primeiro mês de evolução pós-trauma (Waters et al, 1993).

Nos paraplégicos, em relação à avaliação neurológica realizada um mês após o trauma, 73% dos pacientes não terão mudanças no nível neurológico quando reavaliados um ano após. Nenhum paciente com nível neurológico acima de T9 readquirirá qualquer função motora nos membros inferiores. Nos casos em que inicialmente alguma atividade na musculatura abdominal seja percebida, 26% dos pacientes conseguirão readquirir força motora >3 nos flexores dos quadris em até um ano de evolução pós-trauma (Waters et al, 1992).

3.2.5- Prognóstico de deambulação

Para a deambulação comunitária, o lesado medular deverá apresentar, no mínimo, força grau $\geq 3-5$ nos flexores do quadril de um lado e grau $>3-5$ no quadríceps contralateral, bem com propriocepção preservada (Hussey et al, 1973).

Apenas 5% dos paraplégicos completos eventualmente serão capazes de deambular com auxílio de órteses convencionais e muletas (Waters et al, 1992).

3.3- Reabilitação pós-trauma raquimedular

Tradicionalmente, o tratamento fisioterápico para pacientes paraplégicos tem sido o treinamento de estratégias compensatórias para controle postural e alongamentos musculares. Contudo, estas estratégias não conseguem explorar nem o potencial dos tractos medulares residuais intactos, nem a neuroplasticidade inerente da medula.

A partir de estudos em animais, foi observado que a medula dos vertebrados possui “geradores de padrões centrais” (CPGs) os quais produzem atividade rítmica e oscilante dos grupos musculares flexores e extensores dos membros independentemente dos estímulos aferentes ou controles supramedulares. Tais CPGs parecem ser circuitos interneurônio-motoneurônio localizados na região lombar de cães e gatos e produzem uma variedade de padrões locomotores. Normalmente o início da marcha exige a ativação desses CPGs a partir dos estímulos supramedulares conduzidos através dos tratos descendentes da medula. Contudo, na ausência desses estímulos centrais, os CPGs podem ser acionados a partir de estímulos externos (Grillner et al, 1988).

Apesar da locomoção normal ser incapaz nos animais com lesão medular completa, o reflexo locomotor é muito próximo da normalidade após treino da marcha suspensa na esteira. Tal fato demonstra a neuroplasticidade que a

medula lombar isolada tem de “aprender” a executar tarefas motoras (Barbeau et al, 1987; Edgerton et al, 1997).

Em seres humanos, o mesmo princípio de treinamento das CPGs a partir da marcha suspenso sobre esteira tem se mostrado válido na aquisição e otimização da postura em pé e da marcha assistida (Harkema et al, 1997; Norman et al, 1995).

3.3.1- Reabilitação funcional através da estimulação elétrica funcional

Definida como a utilização de estimulação elétrica para ativação dos músculos paralisados, em intensidade e sequência precisas, com o objetivo de otimizar a *performance* das atividades de vida diária (AVDs) (Chae et al, 2000).

Os aparelhos que permitem a estimulação elétrica funcional (EEF) são denominados de neuropróteses (NPs). As NPs são constituídas por um aparelho gerador do estímulo elétrico e por eletrodos ora implantados nos músculos-alvo, ora adesivos transcutâneos. Cada eletrodo aplicado ao paciente é considerado um canal de estimulação.

Os sistemas de geração dos estímulos elétricos podem ser divididos em: **1-** Sistema de cadeia aberta: o estímulo elétrico é gerado sem a participação de influências externas de forma que não há correção das diferenças entre os movimentos pretendidos e os obtidos (Figura 13); **2-** Sistema de cadeia fechada: o estímulo elétrico gerado é modulado por algum tipo de influência externa (Figura 14). Na prática clínica, mais frequentemente são utilizados sistemas de cadeia aberta.

A contração muscular obtida através da EEF só é possível em indivíduos que preservem a excitabilidade dos neurônios motores inferiores (Kukke et al, 2004). Contudo, diferentemente do recrutamento progressivo e alternado das unidades motoras durante uma contração voluntária, a EEF ativa,

de forma espástica e simultânea, todas as fibras musculares envolvidas. O resultado é a obtenção de uma contração muscular de curta duração devido à rápida fadigabilidade (Matjacic et al, 2003).

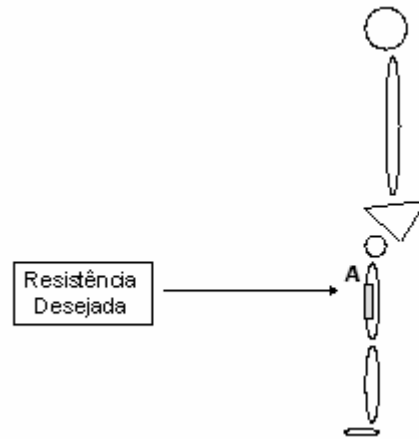


Figura 13- Ilustração representativa da estimulação elétrica funcional com uso de adesivo transcutâneo (**A**) no quadríceps femoral. Observa a utilização do sistema em cadeia aberta caracterizado pela utilização direta do estímulo elétrico sobre o músculo sem influências externas sobre a regulação da voltagem.

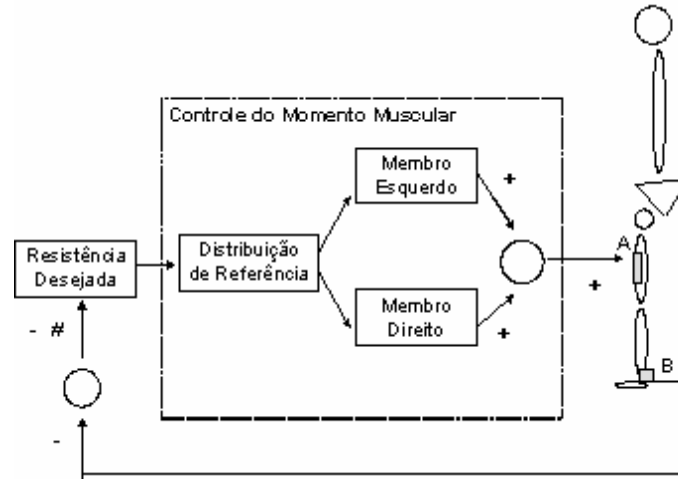


Figura 14- Ilustração representativa da estimulação elétrica funcional em sistema de cadeia fechada. A voltagem a ser gerada para estímulo muscular transcutâneo (**A**) é modulada previamente a partir do potenciômetro angular (**B**). Neste sistema há a tentativa de controle postural e diminuição da fadiga muscular.

Um segundo problema relacionado a EEF é a seleção adequada dos músculos que serão estimulados. Deve-se tentar estimular músculos que tenham grande capacidade de torque articular antigravitacional e que sejam monoarticulares, do contrário haverá dificuldades mecânicas para obtenção do controle postural (Heilman et al, 2006).

A utilização da EEF nos paraplégicos, para a realização de exercícios e sustentação do próprio peso, diminui a morbimortalidade. Observa-se que há melhora no condicionamento cardiovascular e aumento na densidade mineral óssea (Betz et al, 1996), diminuir o risco de úlceras de pressão (Bogre et al, 2003), previne atrofias de desuso e contraturas articulares, diminui espasticidade e previne infecções urinárias (Badj et al, 2002). Outro aspecto importante é que a utilização da EEF sobre a musculatura extensora do tronco em pacientes paraplégicos sentados melhora a performance funcional da habilidade bimanual (Kukke et al, 2004).

O sistema mais simples para obtenção da postura bipedal no paraplégico utiliza dois canais de EEF, em cadeia aberta, com estimulação dos extensores do joelho associado à órteses tipo AFO nos tornozelos complementada com apoio bimanual. Nestas condições, os membros superiores são os elementos que exercem efetivamente o controle postural o que impede a interação do paraplégico com o meio ambiente e torna esse modelo de EEF não funcional (Matjacic et al, 2003) (Figura 15).



Figura 15- Figura apresenta deambulação de paciente paraplégico com EEF dos membros inferiores em cadeia aberta. Observar a necessidade do suporte manual para controle postural.

Vários estudos vêm sendo desenvolvidos na tentativa de obter uma postura bipedal “funcional” nos paraplégicos. O termo “funcional” implica que, pelo menos, uma das mãos possa exercer atividades de manipulação de objetos, ao invés de estar envolvida no controle postural (Triolo et al, 1992).

As primeiras tentativas do controle postural funcional foram feitas por Jaeger. Este autor desenvolveu um modelo matemático de pêndulo simples invertido tendo como base a movimentação do tornozelo. Neste modelo, o paraplégico usaria uma órtese torácica e controlaria a postura em pé a partir da EEF de cadeia fechada com canais somente nos flexores e extensores do tornozelo (Jaeger et al, 1986).

Estudos clínicos experimentais posteriormente realizados por Hunt (1997) descartaram o modelo de Jaeger por considerar o controle Proporcional-Derivativo (PD) do sistema em cadeia fechada como sendo incapaz de manter o equilíbrio. Modelos mais complexos de PD envolvendo controles não lineares das unidades músculo-tendíneas que cruzam a articulação, a partir de aferências advindas do arco de movimento do tornozelo, também se mostraram inefetivas (Khang et al, 1989).

Inspirados nos “erros” cometidos nos trabalhos prévios, Matjacic e Badj (1998) perceberam que até o momento as tentativas de controle postural só utilizavam comandos aferentes artificiais. Foi então que propuseram um modelo baseado na integração das atividades voluntárias e reflexas do segmento corporal neurologicamente intacto, ao controle da resistência dos tornozelos por meios mecânicos artificiais. Para essa estratégia, foi utilizada EEF de cadeia fechada sobre um modelo matemático de duplo pêndulo invertido interligado o qual desconsidera a mobilidade e a forma da coluna e passa a aceitar todo o segmento corporal acima dos quadris como uma única estrutura rígida. Contudo, apesar das definições do modelo matemático, neste estudo o paraplégico só manteve seu equilíbrio corporal total através da utilização da “estratégia dos quadris” a qual depende da propriocepção e dos movimentos gerados no tronco acima do nível da lesão medular (Figura 16).

- 4- sobrecargas mecânicas sobre os punhos e ombros durante o suporte do peso e
- 5- dificuldade de adicionar informações sensitivas adequadas para controle da EEF (van der Spek et al, 2003).

Contrariando modelos prévios de estudo, van der Spek et al, (2003) relataram que o grau de estabilização dos quadris e a distância da posição das muletas para o apoio nos paraplégicos não influenciaram, de forma estatisticamente significativa, a postura adotada pelos pacientes e nem a força aplicada às muletas, embora tenham permitido uma postura ortostática estável. Estes autores ainda sugerem que a flexibilidade da coluna e a ação da musculatura paravertebral lombar são fundamentais para a estabilidade postural e para o carregamento de peso e que os novos modelos deverão incluir estas variáveis para otimizar o controle do equilíbrio postural.



4- MATERIAL E MÉTODOS

4.1- Participantes

Dez pacientes paraplégicos crônicos (>365 dias pós-lesão), com nível neurológico entre o sexto e décimo segmento torácico (T6 e T10), todos do sexo masculino, com idade média de 36.6 anos foram recrutados para o estudo. Foi obtido consentimento informado por escrito de cada paciente, conforme a Declaração de Helsinki, e aprovação prévia do comitê de ética da instituição. A seleção dos pacientes foi feita a partir dos prontuários médicos e exames de imagem de 20 lesado-medulares que participam ativamente, há pelo menos um ano, do programa de reabilitação, com marcha suspensa na esteira e marcha sob estimulação elétrica funcional, no Ambulatório de Reabilitação de Raquimedular do Departamento de Ortopedia e Traumatologia do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), Campinas-São Paulo. O trabalho transcorreu durante primeiro semestre de 2008.

4.2- Instrumentos de medida

4.2.1- Instrumentos clínicos

4.2.1.1- Procedimentos para definição dos critérios de inclusão

Todos os pacientes foram avaliados clinicamente por apenas um examinador. As deformidades ósseas e encurtamentos musculares foram descartados através do exame físico ortopédico clássico (Barros Filho, 2002). A altura sentada foi mensurada com uma régua similar a um paquímetro aplicada do ísquio e o vértice craniano estando o paciente em posição supina e com os quadris e joelhos fletidos a 90°. Para definição do nível neurológico e a quantificação da função neurológica residual total, foram utilizados os critérios da *American Spinal Injury Association (ASIA)* (Maynard et al, 1997) (Anexo 1). Por fim, a espasticidade foi avaliada através da escala de Ashworth modificada (Bohannon et al, 1987) (Anexo 2). As funções visual e vestibular foram avaliadas através da queixa de sintomas, pela acuidade visual ao fechar os olhos

alternadamente e pela investigação da presença de vertigem através da rotação da cabeça.

Foram obtidas radiografias articulares de frente e perfil dos quadris e joelhos para exclusão de ossificações heterotópicas que limitassem os arcos de movimento nestas articulações.

A partir desta rotina semiotécnica, o grupo de pacientes selecionados foi composto por:

paraplégicos completos com nível neurológico torácico médio ou baixo;

espasticidade (Ashworth ≤ 2);

ausência de deformidades na coluna (escoliose) e obliquidade pélvica;

ausência de contraturas articulares ou encurtamentos musculares;

ausência de comorbidades visuais ou vestibulares;

capacidade de permanecer em pé e deambular através da estimulação elétrica funcional em cadeia aberta com dois canais de estimulação nos quadríceps femorais e dois canais de estimulação dos nervos fibulares comuns e suporte don tipo andador.

4.2.2- Instrumentos posturais

4.2.2.1- Procedimentos para obtenção da postura bipedal

A estimulação elétrica foi gerada com os seguintes parâmetros: tensão contínua, pulsos retangulares de 300us, frequência de 25Hz, amplitude variando de 70 a 150V e carga de 1K “Ohm”. Foram utilizadas órteses tipo AFO nos tornozelos, EEF transcutânea do músculo quadríceps femoral bilateralmente através de 4 canais em cadeia aberta, complementados pelo suporte bimanual

com andador. Através deste modelo, foi possível manter os pacientes com os pés plantígrados e os joelhos estendidos.

4.3- Instrumentos iconográficos

4.3.1- Procedimentos de avaliação radiográfica

Foram obtidas radiografias panorâmicas em perfil no setor de radiologia do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (Unicamp). As radiografias foram feitas por um mesmo profissional, em um único aparelho e utilizada a mesma técnica. Como padronização do procedimento, um chassi longo com filme 36.5cm x 91cm permaneceu a uma distância fixa de 230cm da fonte emissora da radiação o que permitiu expor da base do crânio até o 1/3 proximal dos fêmures. Os pacientes eram posicionados em pé sob EEF complementada por suporte para as mãos de modo que o perfil direito estivesse voltado para o chassi e a face direcionada para frente.

Para tentar reproduzir homoganeamente as adaptações posturais, o apoio manual foi colocado à distância e altura variáveis, ajustadas às necessidades de equilíbrio de cada paciente. Para padronização da postura, o ângulo de flexão dos membros superiores em relação ao eixo vertical do tronco foi fixado em 25°. Este valor foi adotado baseando-se numa média das análises goniométricas previamente realizadas sobre a posição dos membros superiores no instante que precedia o início do passo dos pacientes participantes do estudo. No momento das radiografias, o ângulo membro superior-tronco foi mensurado com um goniômetro convencional.

Seguindo os princípios de mensuração radiográfica do balanço sagital da coluna vertebral descritos na literatura, diversos parâmetros geométricos foram avaliados diretamente sobre as radiografias convencionais. Cada radiografia foi mensurada 3 vezes, em momentos distintos, por dois observadores e as médias obtidas utilizadas como base para cada paciente. O instrumento de mensuração

utilizado foi o goniômetro convencional com precisão angular de 1 grau e linear de 1 centímetro.

4.4- Variáveis radiográficas

Com o intuito de facilitar a análise dos parâmetros radiográficos pertinentes ao controle do balanço sagital da coluna vertebral, as variáveis foram divididas em 3 categorias: **1-** perfil sagital da coluna, **2-** atitude da pelve e **3-** balanço espinopélvico. A primeira categoria analisa as curvaturas (torácica e lombar) da coluna. A segunda categoria analisa o posicionamento estático da pelve, mas com referência no balanço postural. A terceira categoria analisa as correlações adaptativas existentes entre a posição da pelve e as curvaturas da coluna para obtenção do balanço sagital. As definições dos diversos parâmetros mensurados podem ser apreciadas na seção “Contribuição Osteoarticular - Nomenclatura”, na figura 17 e tabela 1.

Como padronização da SRS, a cifose torácica, a linha de prumo anterior ao canto póstero-superior de S1 e a rotação pélvica anterior são representadas por valores positivos enquanto a lordose, a linha de prumo posterior ao canto póstero-superior de S1 e a rotação pélvica posterior são representados por valores negativos.

Tabela 1- Parâmetros do perfil sagital avaliados nas radiografias em perfil da coluna vertebral de dez pacientes paraplégicos em posição bipedal sob estimulação elétrica funcional nos membros inferiores

Perfil sagital da coluna	Atitude da pelve	Balanço espinopélvico
Cifose Torácica (T4-T12)	Inclinação Sacral (SS)	Distância Horizontal (C7-S1)
Lordose Lombar (L1-L5)	Incidência Pélvica (PI)	Distância Horizontal (C7-HA)
Lordose Lombo sacra (L1-S1)	Inclinação Pélvica (PA)	Distância Horizontal (T4-HA)
Lordose Lombar segmentar: (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L5-S1)	Raio Pélvico PR-T12	Distância Horizontal (T4-L4)
Lordose Lombar Teórica (LL=0.8 x SS)	PI Teórico: (PI = SS + PT) Ângulo Sacro-fêmur (SFA)	Ângulo de inclinação espinhal (ST): (Linha Horizontal x C7-S1) Ângulo espinhal Teórico: (ST=99-0.1SS) Inclinação Sagital (T9-HA x linha Vertical) Ângulo Sacro espinhal (SSA): (SS x C7-S1)

HA- Eixo dos Quadris; PR-Raio Pélvico

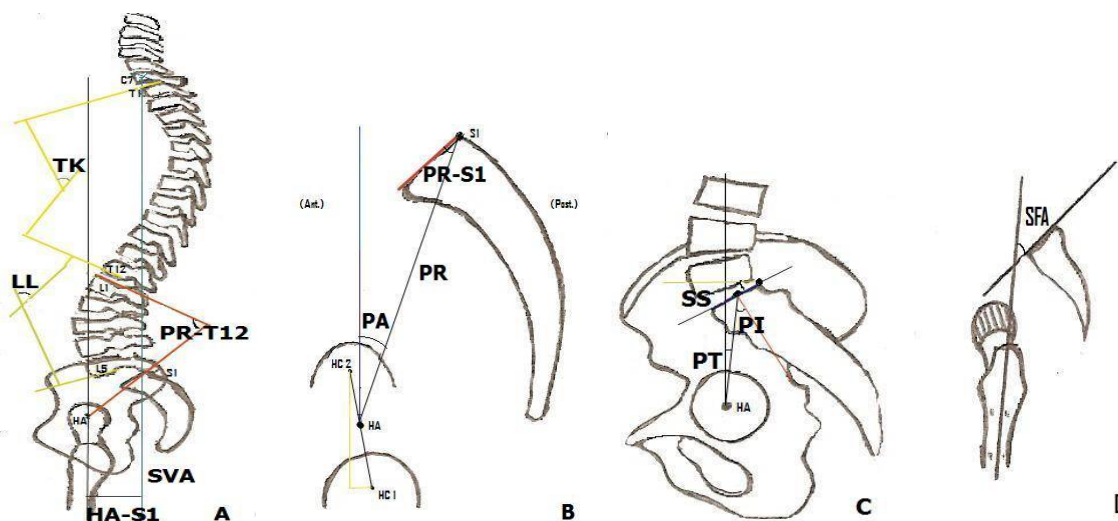


Figura 17- **A-** Cifose Torácica (CT) T4-T12, Lordose Lombar (LL) L1-L5, Técnica do raio pélvico de Jackson (PR-T12), Distância horizontal (HA-C7). **B-** Ângulo de inclinação espinhal (ST), Ângulo sacro-espinhal (SSA). **C-** Ângulo de inclinação sacral (SS), Incidência pélvica (PI), Ângulo de inclinação pélvica (PT). **D-** Ângulo sacro-fêmur (SFA).

4.5- Análise estatística

O desenho do presente estudo se destina à avaliação epidemiológica e descritiva, em corte transversal, de variáveis quantitativas representativas do comportamento do balanço sagital de um pequeno grupo, homogêneo e não pareado, de pacientes paraplégicos sob EFF. Para estes fins, a análise estatística utilizada foi a medida de distribuição, expressa através da apreciação dos valores absolutos das variáveis geométricas, suas médias e desvios-padrão.

A organização dos valores absolutos e suas distribuições foram feitas a partir do programa Microsoft Excel ®.



5- RESULTADOS

Todos os pacientes analisados foram do sexo masculino, paraplégicos completos e portadores de *score* motor de 50 pontos, de acordo com a escala da ASIA. O nível neurológico variou de T6-T10 e teve como causa mais frequente da lesão o acidente automobilístico. A idade média foi de 36.6 anos, peso médio de 81.6kg e altura média sentado 92.6mm. Todos tinham mais de seis anos de paraplegia e encontravam-se no programa de reabilitação com estimulação elétrica funcional há, no mínimo, 1 ano (1-10 anos) (Tabela 2).

Tabela 2- Característica gerais dos dez pacientes paraplégicos analisados

Paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
sexo	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
Idade (anos)	61	33	48	26	45	22	25	33	38	35
Peso (Kg)	74	91	84	73	95	72	90	75	84	78
Altura sentado (cm)	86	89	87	96	97	92	96	93	94	96
Causa*	TB	PAF	auto	PAF	auto	auto	auto	auto	auto	auto
Nível Neurológico	T10	T7	T8	T10	T10	T6	T7	T6	T9	T8
Escore Motor ASIA**	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
Período de Lesão neurological (anos)	14	9	7	9	10	6	6	13	8	6
Intervalo entre a lesão neurological e início da EEF (anos)***	11	1	5	5	9	1	5	3	4	3

Paciente	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Tempo que realize reabilitação com EEF(anos)	3	8	2	4	1	5	1	10	4	3

***Auto**-acidente automobilístico; **PAF**-Projétil de arma de fogo; **TB**-Tuberculose Vertebral;
 ****ASIA**-American Spinal Injury Association; *****EF**-Estimulação Eléctrica Funcional

As médias e os desvios-padrão dos diversos parâmetros radiográficos estão apresentados na tabela 3.

Comparativamente aos diversos artigos publicados na literatura sobre a “variação da normalidade” do equilíbrio sagital em voluntários sadios, os paraplégicos apresentaram os valores médios absolutos “dentro da normalidade” para cifose torácica (35,8°), lordose lombar (-46,6°), lordose lombosacra (-53°), lordoses segmentares, lordose lombopélvica T12-PR (-105,5°), razão cifose T4-T12/lordose T12-PR (0,3) e incidência pélvica (45,4°). Por outro lado, os paraplégicos apresentaram valores médios “fora da normalidade” para o *slop* sacral aumentado (60°), inversão do *tilt* pélvico (-15,9°), diminuição do ângulo sacrofemoral (18,4°), translação anterior importante em todas as distâncias horizontais mensuradas, inversão dos *tilt* sagital T9-HA (-12,7°) e diminuição do *tilt* espinhal (74,3°).

Por fim, as médias das fórmulas matemáticas teóricas para definição da lordose lombar (-47,9°), incidência pélvica (44,1°) e *tilt* espinhal (93°), que sugerem correlações presentes numa coluna balanceada em voluntários sadios também apresentaram valores considerados “normais” nos paraplégicos.

Tabela 3- Mensurações radiográficas do alinhamento sagital da coluna vertebral dos dez pacientes paraplégicos em posição bipedal sob estimulação elétrica funcional

Variáveis	Médias	Desvio Padrão	Variação	
			Min.	Max.
Cifose Torácica (T4-T12)	35,8°	7,5°	27,5	44,1
Lordose Lombar (L1-L5)	-46,6°	4,9°	-49,6	-43,6
Lordose Lombo sacra (L1-S1)	-53°	5°	-71,8	-21
Lordose Lombar Segmentar:				
L1-L2	-8,5	3,1°	6,6	10,4
L2-L3	-10,8°	1,9°	9,6	12
L3-L4	-15,7°	6,4°	11,8	19,6
L4-L5	-20,8°	6,1°	17	24,6
L5-S1	-20,5°	7,5°	15,9	25,1
Lordose Lombar Teórica (LL=0.8 x SS)	-47,9°	7,3°	43,4	52,4
Razão Cifose				
T4-T12/Lordose T12-PR	0,3	0,1	0,3	0,4
Ângulo de Inclinação Sacral (SS)	60°	9,2°	54,3	65,7
Incidência Pélvica (PI)	45,4°	9,3°	39,7	51,1
Ângulo de Inclinação Pélvica (PT)	-15,9°	14°	-24,6	-7,2

Variáveis	Médias	Desvio Padrão	Variação	
			Min.	Max.
PI Teórico: (PI=SS + PT)	44,1°	8°	39,2	49
Lordose Lumbo pélvica PR-T12	-105,5°	10,2°	99,2	111,8
Ângulo Sacro-fêmur (SFA)	18,4°	13,1	10,3	26,5
Distância Horizontal (C7-S1)-cm	15,9	7,5	11,3	20,6
Distância Horizontal (C7-HA)-cm	19,5	10	13,2	25,7
Distância Horizontal (T4-L4)-cm	8	6,5	3,9	12
Distância Horizontal (T4-HÁ)-cm	14,1	11	7,3	20,9
Ângulo de Inclinação Espinhal (ST): (Horizontal x C7-S1)	74,3°	8,3	69,1	79,5
ST Teórico: (99 - 0.1SS)	93°	0,9°	92,4	93,6
Ângulo Sacro espinhal (SSA): (SS x C7-S1)	136,6°	9,1°	130,9	142,3
Inclinação Sagita (T9-HA)	-12,7°	9,2	-18,4	-7



6- DISCUSSÃO

A manutenção da postura sagital da coluna é dependente de estabilizadores estáticos (sistema osteoligamentar) e dinâmicos (musculatura). Já o equilíbrio, é dependente de receptores proprioceptivos articulares, reflexos miotáticos segmentares medulares e controles supramedulares (Macpherson et al, 1997; Morningstar et al, 2005; Konz et al, 2006). Diversos estudos descreveram as inter-relações espinopélvicas como mecanismos fundamentais para controle do balanço sagital da coluna e da linha de gravidade do corpo (Jackson et al, 1998; Schwab et al, 2006; Roussouly et al, 2006; Marks et al, 2003; Roussouly et al, 2005; Jackson et al, 2000; Kobayashi et al, 2004). Contudo, há ampla variação nos valores considerados normais e pouca compreensão sobre o real significado clínico dessas variações.

Jackson et al, (1998) descreveram a técnica radiográfica de mensuração do raio pélvico, a cinética da pelve sobre o eixo dos quadris e sua correlação com as curvaturas da coluna. Segundo este autor, indivíduos neurologicamente normais regulam o balanço sagital da coluna e o equilíbrio através de uma rotação-translação acopladas da pelve sobre o eixo dos quadris. Legaye et al, (1998) definiram a incidência pélvica como um parâmetro geométrico constante, específico para cada indivíduo e definido como o resultado da somatória do *slop* sacral e *tilt* pélvico. Mais recentemente, Roussouly et al, (2006) observaram que a ampla variação fisiológica dos parâmetros do balanço sagital pode ser condensada através da avaliação angular do *tilt* espinhal. Ainda neste estudo, constatou-se que não há correlação entre as posições da linha de prumo de C7 e da linha de gravidade corporal, estando esta última correlacionada ao *tilt* espinhal, independentemente do valor do *slop* sacral. Por fim, Schwab et al, (2006) analisaram o balanço sagital e a linha de gravidade em relação aos pés de acordo com a teoria do cone de economia de Dubousset et al, e concluíram que toda compensação espinopélvica tem como objetivo final manter a linha de gravidade em íntima relação com a posição dos pés.

Quando tentamos transpor estes conceitos para a avaliação do balanço sagital nos paraplégicos, nos deparamos com *deficit* sensitivo-motor, falta de equilíbrio, espasticidade, reflexos incoordenados e patológicos. Embora venha

sendo tentada a re-obtenção do controle postural e do equilíbrio nos paraplégicos através da EEF, Matjacic et al, (2003) observaram que a estratégia só é eficaz quando se incorporam as ações voluntárias e reflexas da porção superior do corpo neurologicamente intacto. Para eles, o equilíbrio no paraplégico em posição ortostática pode ser obtido através da “estratégia dos quadris” em um duplo pêndulo invertido. Neste modelo, o pêndulo dos membros inferiores translada levando consigo a pelve de tal forma que a balsa pélvica seria obtida passivamente, a partir da mudança da posição dos quadris em relação ao centro de gravidade do pêndulo superior (parte proximal do corpo) o qual permaneceria equilibrado com o eixo dos pés. Do ponto vista da deambulação dos paraplégicos, há a necessidade da utilização dos membros superiores para controle espacial e suporte de parte do peso corporal. Contudo, a sobrecarga dos membros superiores causa lesões tardias nos ombros com consequente dor e incapacidade funcional tardia (Baley et al, 1987; Ninomyia et al, 2007).

Quando analisamos as características do critério “perfil sagital” nas colunas dos paraplégicos com EEF só do quadríceps, encontramos valores normais para as curvaturas torácica e lombar. Uma vez que não há reflexos posturais coordenados e que o peso corporal não foi suportado somente pelos membros inferiores, acreditamos que estes achados representem um controle postural parcial adaptativo a partir da musculatura paravertebral funcionante remanescente, porém sem efetividade funcional para sustentação do peso corporal. O perfil sagital encontrado seria resultante de um somatório das características anatômicas dos corpos e discos intervertebrais (Catarin et al, 2006), das propriedades viscoelásticas dos componentes discoligamentares da coluna, da hipertonia do tipo espasticidade na musculatura paravertebral, da atividade muscular postural adquirida pelo grande dorsal e trapézio (Potten et al, 1999; Seelen et al, 1998), do efeito de suporte exercido pelo apoio dos membros superiores, da ação da gravidade e pelas características da atitude da pelve.

Nos parâmetros do critério “atitude da pelve”, o *slop* sacral aumentado, a inversão do *tilt* pélvico e a diminuição do ângulo sacro femoral refletem uma grande rotação anterior da pelve, isto é, flexão dos quadris com o platô superior de S1 posicionado anterior ao eixo dos quadris. De acordo com Schwab et al, (2006), a linha da gravidade em indivíduos saudáveis encontra-se anteriormente a todos os corpos vertebrais e em estreita relação com o centro dos quadris. Nos paraplégicos, isto geraria um momento flexor sobre os quadris que não poderia ser contra-balanceado pelos músculos extensores antigravitacionais dos quadris e paravertebrais. Um possível fator causal adicional para a rotação anterior da pelve seria a contração da porção reflexa do reto femoral devido à EEF do quadríceps, o que garantiria alguma resistência postural aos quadris.

Os parâmetros do critério “espinopélvico” representam o resultado do equilíbrio final obtido a partir das alterações adaptativas das curvaturas sagitais da coluna e da balsa pélvica. No presente estudo, a identificação de altos valores positivos para as distâncias horizontais C7-S1, C7-HA, T4-L4 e T4-HA, bem como uma inversão do *tilt* espinhal, definem a presença de um importante desequilíbrio sagital anterior.

Apesar de todos os achados acima descritos, as fórmulas teóricas para definição da lordose lombar ($LL=0.8SS$), incidência pélvica ($PI=SS + PT$) e o *tilt* espinhal ($ST=99-0,1SS$) resultaram em valores considerados normais, quando usamos como referência os descritos na literatura para pacientes saudáveis.

O presente estudo encontrou um padrão até então não descrito na literatura sobre a postura adotada pelos paraplégicos completos com nível torácico baixo sob EEF que não segue as teorias previamente descritas (Schwab et al, 2006; Matjacic et al, 2003). Podemos resumir nos seguintes achados: os pacientes não conseguiram realizar a “estratégia dos quadris”, permanecendo com uma flexão aparentemente fixa dos quadris; curvaturas sagitais da coluna com valores normais, porém que não compensam os efeitos pélvicos e grande desequilíbrio sagital anterior suportado pelos membros superiores (Figura 18).

Contrariando modelos prévios de estudo, van der Spek et al, (2003) relataram que o grau de estabilização dos quadris e a distância da posição das muletas para o apoio nos paraplégicos não influenciaram, de forma estatisticamente significativa, a postura adotada pelos pacientes e nem a força aplicada às muletas, embora tenham permitido uma postura ortostática estável. Estes autores ainda sugerem que a flexibilidade da coluna e a ação da musculatura paravertebral lombar são fundamentais para a estabilidade postural e para o carregamento de peso e que os novos modelos deverão incluir estas variáveis para otimizar o controle do equilíbrio postural.

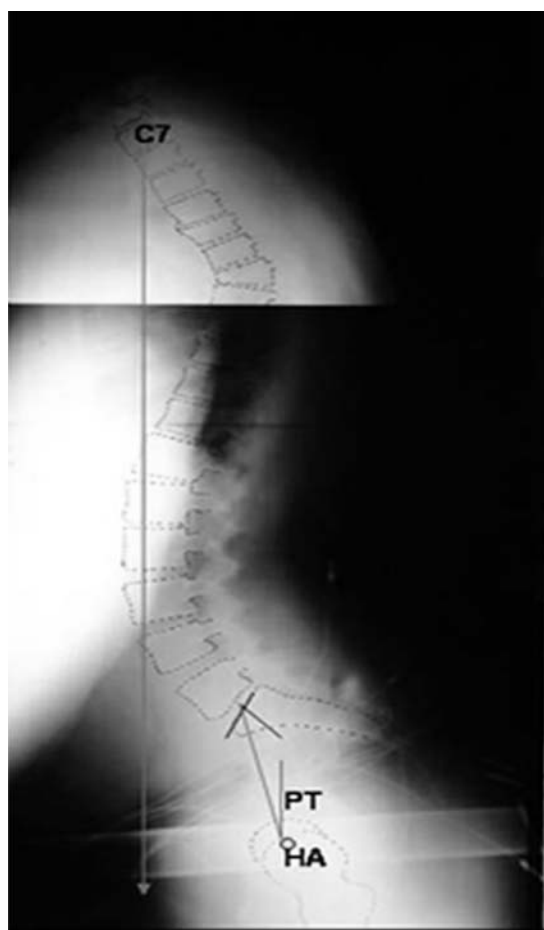


Figura 18- Radiografia do paciente nº6 apresenta perfil sagital normal, intenso desequilíbrio sagital anterior e anteversão da pelve representada pela inversão do PT e acentuada inclinação sacral.

Os resultados do presente estudo e suas postulações avançam na vanguarda da compreensão da contribuição que o balanço sagital da coluna vertebral dos paraplégicos exerce sobre o controle da postura bipedal. Espera-se o acréscimo de uma nova linha de pensamento complementar que contribua para o desenvolvimento de novas estratégias de controle postural, seja através de neurotizações intercostais (Vialle et al, 2007; Zhang et al, 2003), seja através da EEF paravertebral.



7- CONCLUSÃO

Embora diversos estudos enfoquem os benefícios da utilização da EEF na reabilitação dos lesado-medulares e tentem desenvolver estratégias de controle do equilíbrio postural, não há na literatura referências à devida importância que a coluna desempenha para atingir estes objetivos.

As estratégias a serem desenvolvidas deverão lidar com o conhecimento deste novo paradigma: colunas com desequilíbrio sagital anterior; bacia pélvica anterior com intensa flexão dos quadris e curvas sagitais da coluna aparentemente normais, porém não funcionais.



8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Amar AP, Levy ML. Pathogenesis and pharmacological strategies for mitigating secondary damage in acute spinal cord injury. *Neurosurgery*. 1999;44:1027-39.

Badj T, Milielj M, Matjadic Z. The Biomechanics of Standing and Balancing in Paralyzed People. *Cel. Mol. Biol. Lett.* 2002; 7(1):74-77.

Baley JS, Cochran TP, Sledge CB. The weight bearing shoulder: The impingement syndrome in paraplegics. *J. Bone Joint Surg.*, vol 62A, pp. 676 -678, 1987.

Barbeau H, Rossignol S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in adult cat. *Brain Res* 1987;412:84-95.

Barros Filho TEP & Lech O. Exame Físico em Ortopedia, 2º ed. São Paulo, Sarvier, 2002.

Betz R, Boden B, Triolo RJ, Mesgarzadeh M, Gardner E, Fife R. Effects of functional electrical stimulation on the joints of adolescents with spinal cord injury. *Paraplegia* 1996; 34(3): 127-136.

Bogre KM, Triolo RJ. Effects of regular use of neuromuscular electrical stimulation on tissue health. *J. Rehabi. Res. Dev.* 2003; 40(6): 469-475.

Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a Modified Ashworth Scale of muscle spasticity. *PhysTher* 1987; 67: 206-207.

Bracken MB, Shepard MJ, Holford TR, et al. Administration of methylprednisolone for 24 or 48 hours or tirilazadmesylate for 48 hours in the treatment of acute spinal cord injury: results of the Third National Acute Spinal Cord Injury Randomized controlled Trial. *National Acute Spinal Cord Injury Randomized controlled Trial. JAMA.* 1997;277:1597-1606.

Bresnhan JC, King JS, Martin GF, Yashon D. A neuroanatomical analysis of spinal cord injury in the rhesus monkey (*Macacamulatta*). *J neurolsci* 1976;28:521-542.

Brown PJ, Marino RJ, Herbinson GJ, et al. The 72-hour examination as a predictor of recovery in motor complete paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72:546-8.

Bunge RP, Puckett WR, Hiester ED, et al. Observations on the pathology of several types of human spinal cord injury, with emphasis on the astrocyte response to penetrating injuries. *Adv Neurol.* 1997;72:305-315.

Chae J, Kilgore K, Triolo R, et al. Functional Neuromuscular Stimulation in Spinal Cord Injury. *Phys Med Rehabil Clin North Am* 2000;11:209-26.

Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol* 1982;47:287-302.

Dallo JG, Reichert BV, Valladão Júnior JB, Silva C, Luca BA, Levy BD, et al: Differential astroglial responses in the spinal cord of rats submitted to a sciatic nerve double crush treated with local injection of cultured Schwann cell suspension or lesioned spinal cord extract: implications on cell therapy for nerve repair. *Acta Cir Bras.* 2007 Dec; 22(6):485-494.

Damasceno LHF, Catarin SRG, Campos AD, Defino HLA. Lumbar Lordosis: A study of angle values and of vertebral bodies and intervertebral disc role. *Acta Ortop. Bras.* 14(4): 193-198, 2006.

Dietz V, Wirz M, Jensen L. Locomotion in patients with spinal cord injuries. *PhysTher* 1997; 77: 508-516.

Ditunno JF Jr, Cohen ME, Hauck W. Early prediction of upper extremity motor recovery in tetraplegia: results of a 10 years multicenter study. *J Spinal Cord Méd* 1998;21:162.

Doretto D. Fisiopatologia clínica do Sistema Nervoso - Fundamentos da Semiologia - 2º ed., Atheneu, 2002.

Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In: Weinstein SI, ed. *Pediatric Spine: Principles and Practice.* New York, NY: Raven Press; 1994.

Edgerton VR, de Leon RD, Tillakaratne N, et al. Use-dependent plasticity in spinal stepping and standing. *Adv Neurol.* 1997;72:233-247.

Farcy JP, Schwab FJ. Management of flatback and related kyphoticdecompesation syndromes. Spine 1997; 22:2452-2457.

Fitch MT, Doller C, Combs CK, Landreth GE, Silver J. Cellular and molecular mechanisms of glial scarring and progressive cavitation: in vivo and in vitro analysis of inflammation-induced secondary injury after CNS trauma. J neurosci 1999;19:8182-98.

Grillner S, Dubuc R. Control of locomotion in vertebrates: spinal and supraspinal mechanisms. Adv Neurol. 1988;47:425-53.

Guttman L. The re-orientation of posture and locomotion in the spinal man. Roc. R. Soc. Med., vol. 61: 47-58, Jan. 1968

Harkema SJ, Hurley SL, Pantel UK, et al. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. J Neurophysiol. 1997;77:797-811.

Heilman BP, Audu ML, Kirsch RF, Triolo RJ. Selection of an optimal muscle set for 16-channel standing neuroprosthesis using a human musculoskeletal model. J Rehabil Res Dev 2006; 43:273-286.

Hunt KJ, Munih M, Donaldson N. Feedback control of unsupported standing in paraplegia. Part I: optimal control approach. IEEE Trans Rehab Eng. 1997; 5:331-40.

Hussey RW, Satuffer ES. Spinal Cord injury: requirements for ambulation. Arch Phys Med Rehabil 1973;54:544-7.

Jackson RP, Peterson MD, McMannus AC, et al. Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients. Spine 1998; 23: 1750-1767.

Jackson RP, Kanemura T, Hales C. Lumbopelviclordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. Spine 2000; 5: 575-586.

Jackson RP, Hales C, Tech COR: Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. *Spine* 2000; 21: 2808-2815.

Jaeger Rj. Design and stimulation of close-loop electrical stimulation orthoses for restoration of quiet standing in paraplegia. *J Biomech* 1986;19:825-835.

Jaime RP, Matjacic Z, Hunt KJ. Paraplegic Standing Supported by FES-Controlled Ankle Stiffness. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 10, pp. 239-248, Dec 2002.

Khang G, Zajac FE. Paraplegia standing controlled by functional neuromuscular stimulation: Part I - computer and control system design. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1989;36:873-884.

Ko HY, Ditunno JF, Graziani V, et al. The pattern of reflex recovery during spinal shock. *Spinal Cord* 1999; 37: 402-9.

Kobayashi T, Atsuda Y, Matsuno T, Takeda N. A longitudinal study of congruent spinal alignment in an adult cohort. *Spine* 2004; 6: 671-676.

Konz RJ, Fatone S, Stine RL, Ganju A, Gard SA, Ondra SL. A Kinematic Model to Assess Motion During Walking. *Spine* 2006;24:E898-906.

Kukke SN, Triolo RJ. The Effect of Trunk Stimulation on Bimanual Seated Workspace. *IEEE Trans. Rehab. Eng.* 2004; 12 (2):177-185.

Legaye J, Duval-Beaupere G, Jecquet J, et al. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur. Spine J.* 1998; 7: 99-103.

Liu XZ, Xu XM, Hu R, et al. Neuronal and glial apoptosis after traumatic spinal cord injury. *J Neurosci.* 1997;17:5395-5406.

Lowell & Winter - *Ortopedia pediátrica*. 5ªed., vol 1, São Paulo, Manole, 2005, pp. 139-166.

Machado A. *Neuroanatomia Funcional*. 2ªed., Atheneu, 2005.

Macpherson JM, Fung J, Jacobs R. Postural orientation, Equilibrium and the Spinal Cord. *Adv. Neurol.*, vol 72, pp. 227-231, 1997.

Marks MC, Stanford CF, Mahar AT, Newton PO. Standing lateral radiographic positioning does not represent customary standing balance. *Spine* 2003; 11:1176-1182.

Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *ProgNeurobiol.* 1992; 38: 35-56.

Matjacic Z, Bajd T. Arm-free Paraplegic Standing - part II: Experimental results. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol 6, pp. 139-150, June 1998.

Matjacic Z, Hunt K, Golle H, Sinkjaer T. Control of posture with FES systems. *Medical Engineering & Physics* 2003; 25: 51-62.

Maynard FM Jr, Brackem MB, Creasey G, et al. International standards for neurological and functional classification on spinal cord injury patients (revised). *Spinal Cord* 1997; 35:266-74.

Mellon SH. Neurosteroids: biochemistry, models of action and clinical relevance. *J Clin Endocrinol Metab.* 1994;78:1003-8.

Moe - Escoliose e outras Deformidades, 2^o ed.. WB SaundersCompany, 1994.

Morningstar MW, Pettibon BR, Schlappi H, Schilappi M, Ireland TV. Reflex control of the spine and posture: a review of the literature from a chiropractic perspective. *Chiropratic & Osteopathy* 2005 Aug, 13:16.

National Spinal Cord Injury Database. Reunião dos dados norte-americanos sobre lesão medular. 2008.

Nicholls JG, Adams WB, Eugenin J, Geiser R, Lepre M, Luque JM, et al. Why does the central nervous system not regenerate after injury? *Surv Ophthalmol.* 1999;43 Suppl 1:S136-41.

Ninomyia AF, Martins de Jesus CL, Auletta LL, Rinkus CM, Ferreira DM, Zoppi Filho A, et al. Análise clínica e ultrassonográfica dos ombros de pacientes lesado-medulares em programa de reabilitação. *Acta Ortop. Bras.* 15, 2:109-113, 2007.

Nobunaga AI, GO BK, Karunas RB. Recent demographic and injury trends in people served by the model spinal cord injury care systems. *Arch Phys Med Rehabil* 80:1372-1382, 1999.

Norman KE, Pepin A, Ladouceur M, Barbeau H. A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76:772-778.

Pharmacological therapy after acute spinal cord injury. *Neurosurgery.* 2002; 50 (3 Suppl):S63-S72. (Autores não relatados)

Popovic D, Radulovic M, Schwirtlich L, Jaukovic N. Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics. *Medical Engineering & Physics*, vol 25, pp. 63-73, 2003.

Potten YJM, Seelen HAM, Drukker J, Reulens JPH, Drost MR. Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. *Ergonomics* 1999; vol. 42: 1200-1215.

Rothman-Simeone - *The Spine*. Vol. 1, Elsevier, Saunders, 2006.

Roussouly P, Gollogly S, Nosedo O, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in standing position. *Spine* 2005; 3: 340-353.

Roussouly P, Gollogly S, Nosedo O, Berthonnaud E, Dimnet J. The vertical projection of the sum of the ground reactive forces of a standing patients is not the same as the C7 plumb line (A radiographic study of the sagittal alignment of 153 asymptomatic volunteers). *Spine* 2006; 11: E320-325.

Rowland LP. Merrit - *Tratado de Neurologia* 11ªed., Guanabara Koogan, 2007.

Saha D, Gard S, Fatone S. The effect of trunk flexion on able-bodied gait. *Gait Posture*, 2007.

Schwab ME, Thoenes H. Dissociated neurons regenerative into sciatic but not optic nerve explants in culture irrespective of neurotrophic factors. *J Neurosci*. 1985;5:2415-23.

Schwab ME, Bartholdi D. Degeneration and regeneration of axons in the lesioned spinal cord. *Physiol Ver*. 1996;76:319-70.

Schwab JM, Brechetel K, Mueller CA, Failli V, Kaps HP, Tuli SK, et al. Experimental Strategies to promote spinal cord regeneration - an integrative perspective. *ProgNeurobiol*. 2006;78:91-116.

Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy JP. Gravity line analysis in adult volunteers. *Spine* 2006; 25: E959-967.

Schwab F, Patel A, Ungar B, Farcy JP, Lafage V. Adult Spinal Deformity - Postoperative Standing Imbalance: How much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery. *Spine* 2010; 35 (25): 2224-2231.

Seelen HAM, Potten YJM, Drukker J, Reulens JPH, C Pons. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1998; 8: 23-34.

Stauffer ES. Rehabilitation of posttraumatic cervical spinal cord quadriplegia and pentaplegia. In *Cervical Spine Research Society*, eds. *The Cervical Spine*. Philadelphia: Lippincott, 1983.

Tator CH, Fehlings MG: Review of the secondary injury theory of acute spinal cord trauma with emphasis on vascular mechanisms. *J Neurosurg*.1991;75:15-26.

Triolo RJ, Reilley BWB, Freedman W, Betz RR. The Functional standing test-development of a clinical evaluation of standing function. *IEEE Eng Med Biol* 1992; 3:32-34.

Van der Spek JH, Veltink PH, Hermens JH, Koopman BFJM, Boom HBK. Static and dynamic evaluation of the influence of supplementary hip-joint stiffness on crutch-supported paraplegic stance. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 11(4), pp. 452-462, Dec. 2003.

Vialle R, Harding I, Charosky S, Tadié M. The paraspinal splitting approach: A possible approach to perform multiple intercosto-lumbar neurotizations: An anatomic study (Technique). *Spine* 2007; 32(22): E631-634

Velmahos GC, Toutouzas K, Chan L, et al. Intubation after cervical spinal cor injury: To be done selectively or routinely? *Am Surg.* 2003;69:891-894.

Waters RL, Yakura JS, Adkins RH, et al. Recovery following complete paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:784-9.

Waters RL, Yakura JS, Adkins RH, et al. Recovery following complete paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:784-9.

Waters RL, Adkins RH, Yakura JS, et al. Motor and sensory recovery following complete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:242-7.

Zhang S, Johnston L, Zhang Z, Ma Y, Hu Y, Wang J, et al. Restoration of stepping-forward and ambulatory function in patients with paraplegia: rerouting of vascularized intercostals nerves to lumbar nerve roots using selected interfascicular anastomosis. *Surg. Technol. Int.* 2003;11:244-8.



9- ANEXOS

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Departamento de Ortopedia e Traumatologia

Ambulatório de Reabilitação Raquimedular

Nome: _____ HC: _____

Escala de Ashworth modificada

0	Tônus muscular normal.
1	Leve aumento do tônus muscular. Resistência mínima ao final do arco de movimento articular ao estirar passivamente o grupo muscular considerado.
1+	Leve aumento do tônus muscular. Resistência ao estiramento muscular em menos da metade do arco de movimento articular.
2	Aumento do tônus muscular. Resistência ao estiramento muscular em quase todo o arco de movimento articular. O membro é movimentado facilmente
3	Aumento considerável do tônus muscular. O membro é movimentado com dificuldade.
4	Hipertonía com as extremidades em flexão e/ou extensão. (Adução, abdução, etc).