

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

VIVIAN DOMIT PASQUALIN

**ANÁLISE DO IMPACTO DA ARTRODESE CERVICAL ANTERIOR NOS NÍVEIS
ADJACENTES À FUSÃO**

**CURITIBA
2008**

VIVIAN DOMIT PASQUALIN

**ANÁLISE DO IMPACTO DA ARTRODESE CERVICAL ANTERIOR NOS NÍVEIS
ADJACENTES À FUSÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação de Tecnologia em Saúde, centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar

Co-orientador: Prof. Dr. Munir Antônio Gariba

CURITIBA

2008

Queridos Claudio e Mariana, por seu amor, carinho e compreensão.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. Luiz Roberto Aguiar, por ter me ajudado a tornar realidade um sonho de tanto tempo. Você me ajudou a crescer.

Ao meu co-orientador, Professor Dr. Munir Gariba, por sua disponibilidade, atenção e amizade.

A todos os Professores e Funcionários, que de forma direta ou indireta participaram desta caminhada. Professoras Andréia Malucelli, Claudia Moro, Elisângela Manfra e Vera Lúcia Israel, vocês são maravilhosas! Erli, “meu anjo do guarda”, você é um exemplo de atenção, competência e dedicação.

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pela oportunidade.

À minha família, Mãe, Pai, Lúcia, meus Irmãos; João Ricardo, Luciana e Fabíola, sem vocês não seria possível. Diego, muito obrigada pela presença e cooperação em todos os momentos.

Ao meu amigo Douglas Renaux, por toda ajuda, apoio e estímulo.

Aos colegas de turma, em especial, Ricardo Guimarães e Adriano Maeda, a todos amigos e pacientes, valeu a pena.

À Priscila Fernandes, por toda ajuda e tempo que dispôs.

É interessante, pois de vez em quando, um momento de elevada apreciação da maravilha do corpo e seus mecanismos vem à nossa consciência. Se nos mantivermos entusiasmados acerca de qualquer assunto e em relação a novas maneiras de observar velhas idéias, tais “momentos de verdade” provavelmente acontecerão a nós todos (Leon Chaitow).

Sei que isso me foi permitido nesses dois últimos anos. Sou grata a todos vocês por este momento. Cada qual à sua maneira e a seu tempo me levaram a essa conquista. Que Deus os abençoe, e mais uma vez, muito obrigada!

“... nenhum olho viu, nenhum ouvido ouviu, mente alguma imaginou
o que Deus preparou para aqueles que O amam”

(I Corintios 2.9)

RESUMO

ANÁLISE DO IMPACTO DA ARTRODESE CERVICAL ANTERIOR NOS NÍVEIS ADJACENTES À FUSÃO

A abordagem cirúrgica da coluna cervical por via anterior ganhou popularidade por sua utilização nas mais variadas formas de desordem da coluna cervical. Os resultados em grupos de pacientes operados não fumantes, com um ou dois níveis de fusão, atingem índices de 95% de sucesso. É consenso, no entanto, que pacientes submetidos ao procedimento cirúrgico desenvolvem alterações degenerativas em vértebras adjacentes aos níveis artrodesados. Atualmente, por ano, cerca de 187.000 cirurgias para fixação da coluna cervical por via anterior são realizadas nos Estados Unidos da América, sendo a presença de mobilidade anormal entre os segmentos uma das principais indicações de cirurgia. O objetivo deste trabalho foi estudar o impacto cinemático da artrodese anterior da coluna cervical, em relação à amplitude de movimento dos níveis adjacentes aos segmentos artrodesados. Participaram da pesquisa 38 indivíduos, 20 do grupo controle e 18 do grupo operado, sendo do grupo controle 10 do gênero feminino e 10 do gênero masculino. Do grupo operado, 5 são do gênero feminino e 13 do gênero masculino. No grupo operado 11 tinham indicação cirúrgica por doença degenerativa e 7 por trauma. Em ambos os grupos a idade mínima foi de 18 anos, no grupo controle a idade máxima foi de 44 anos e no grupo operado de 48 anos. Os sujeitos de ambos os grupos realizaram movimentos de flexão e extensão completos, sem interrupção entre um e outro, a partir da posição neutra. Foram realizadas, no plano sagital, medidas angulares (valores em graus) e lineares (valores em *pixels*) intersomáticas, parciais e totais das imagens geradas. Para análise e processamento das imagens foi utilizado um aplicativo, desenvolvido para esta pesquisa, em Matlab® (R2006a – *The MathWorks*). Para avaliação das amplitudes angulares, utilizou-se o método da tangente posterior ao corpo vertebral e para as medidas lineares, a distância entre os centros geométricos. Para avaliação qualitativa utilizou-se o questionário *Neck Disability Index* - NDI. Os resultados obtidos indicam que existe diferença entre os grupos em relação ao movimento de extensão na rotação vertebral do nível superior ($p= 0,045$). A extensão do grupo controle é maior que a do grupo de operados. Também foi encontrada diferença significativa na rotação vertebral do nível superior na flexão ($p= 0,030$). A flexão do grupo controle é menor que a do grupo de operados. Não foram observadas diferenças significativas nas demais medidas. A artrodese cervical por via anterior leva a hipermobilidade nos níveis adjacentes superiores. Essa hipermobilidade pode ser uma das causas do processo degenerativo precoce que ocorre nesses níveis.

Palavras-chave: Coluna vertebral. Artrodese. Biomecânica.

ABSTRACT

THE ANTERIOR CERVICAL FUSION IMPACT ANALYSIS AT ADJACENT LEVELS

The anterior surgical approach to the cervical spine gained popularity due to its large applicability to the cervical spine disorders. The results in the non smoke operated patient groups, with one or two fusion levels, reached 95% of success. It is consensus, however, that patients who undergo the surgery develop early degenerative changes in the adjacent-levels. Currently, about 187.000 surgeries, per year, for the anterior fixation of the cervical spine are carried out in the United State. The presence of abnormal mobility among the segments is one of the most common indications to the surgery. The objective of this research is study the cinematic impact of the anterior cervical fusion of the cervical spine upon the adjacent levels movement broadness to the arthrodesis. The research had the participation of 38 individuals, 20 from the control group e 19 from the operated group, being part of the control group 10 from female gender and 10 from male gender. From the operated group, 5 are female and 13 male. In the operated group, 11 had surgical indication by degenerative causes and 7 by trauma. In both groups the minimum age was 48 years. The subjects of both groups made flexion movements and complete extensions, without interruption between one and another, from the neutral position. Angular measurements were made (grade values) and linear (values in pixels) partial and total of the generated images. For the analysis and processing of the images, an applicative was used, which was developed for this research, in Matlab[®] (R2006a – *The MathWorks*). For the assessment of the angular broadenings, the method of the posterior tangent to the vertebral body was used, while for the linear measurement the distance between the geometrical centers was used. For the qualitative assessment the questionnaire *Neck Disability Index* - NDI was used. The results obtained indicate that there is a difference between the groups toward the superior rotational extension ($p = 0,045$). The control group extension is larger than that of the operated groups. Significant differences were also found on the superior flexion rotation ($p=0,030$). The flexion of the control group is smaller than that of the operated group. Significant differences weren't seen in the remained measurements. The anterior cervical arthrodesis leads to the hipermobility in the adjacent superior levels. This hipermobility may be one of the earlier causes of the degenerative process that occurs in those levels

Key-words: Spine. Arthrodesis. Biomechanics.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C1	Primeira vértebra cervical
C2	Segunda vértebra cervical
C3	Terceira vértebra cervical
C4	Quarta vértebra cervical
C5	Quinta vértebra cervical
C6	Sexta vértebra cervical
C7	Sétima vértebra cervical
FDA	<i>Food and Drugs Administration</i>
HUC	Hospital Universitário Cajuru
L5	Quinta vértebra lombar
MEF	Modelo de elemento finito
NDI	<i>Neck Disability Index</i>
S1	Primeira vértebra sacral

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Coluna vertebral no plano sagital demonstrando suas curvaturas fisiológicas.....	17
Figura 2: Segmento de movimentação da coluna cervical	18
Figura 3: Coluna cervical em vista posterior, segmento superior com as vértebras: Atlas (C1), Axis (C2), C3 e C4.....	19
Figura 4: Coluna cervical, plano sagital.....	20
Figura 5: Coluna vertebral subaxial, vista anterior, com a articulação de Luschka. ..	21
Figura 6: Vista superior da coluna cervical, demonstrando o disco intervertebral e sua relação com as estruturas ósseas.	23
Figura 7: Sala de hemodinâmica. Videofluoroscópio BV Endura (Phillips®). Posicionamento do sujeito.	36
Figura 8: Posicionamento, faixa elástica e arco.	38
Figura 9: Calibrador de imagens.	39
Figura 10: Método da tangente posterior ao corpo vertebral medindo o grau de rotação intersomática.	41
Figura 11: Centro geométrico da vértebra para medidas de translação intersomáticas.	41
Figura 12: Medida do ângulo C3-C7 em extensão.	42
Figura 13: Amplitude do arco total de movimento de forma esquemática.....	43
Figura 14: Amplitude dos arcos de flexão e extensão de forma esquemática.....	44
Figura 15: Magnificação da imagem; A, maior distância fonte/ objeto, B, menor distância fonte/ objeto	47
Figura 16: Efeito <i>pin cushion</i> , distorção máxima na periferia e mínima na região central.	47
Figura 17: Efeito <i>pin cushion</i> , calibrador com sistema não linear de correção.....	48
Figura 18: Coluna cervical, plano sagital.....	49
Figura 19: Pontos referenciais na vértebra C4 e no segmento de fusão C5-C6.	50
Figura 20: Linhas traçadas ao longo da parte posterior do corpo vertebral para cálculo das medidas angulare.....	51
Figura 21: Centro geométrico da vértebra para cálculo das medidas lineares.....	51

Fluxograma 1: Etapas do processo de análise das imagens	45
Quadro 1: Medidas <i>in vivo</i> e <i>in vitro</i> das amplitudes intervertebrais encontradas na literatura para uma população sadia..	32
Quadro 2 : Grupo operado. Distribuição do número de casos artrodesados.	55
Quadro 3 : Medida em graus de rotação dos movimentos de extensão e flexão dos níveis C3/4, C4/5, C5/6, C6/7 e do arco total do grupo controle.....	55
Quadro 4: Medida linear em <i>pixels</i> de translação durante o movimento de extensão e flexão dos níveis C3/4, C4/5, C5/6 e C6/7 do grupo controle.	56
Gráfico 1: Resultados do arco total de C3-C7 do grupo operado em relação ao controle.	57
Gráfico 2: Medidas intersomáticas angulares de extensão, do nível adjacente superior, em indivíduos operados em relação ao grupo controle.....	60
Gráfico 3: Medidas intersomáticas angulares de flexão, do nível adjacente superior, em indivíduos operados em relação ao grupo controle.....	61
Gráfico 4 : Primeira e a segunda medidas de extensão de um observador.	63
Gráfico 5: Primeira e a segunda medidas em flexão de um observador.	64
Gráfico 6: Apresenta a primeira e a segunda medidas da posição neutra de um observador.	64
Gráfico 7: Demonstra comparativamente às amplitudes de movimento entre autores diferentes.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados do arco total de C3-C7 do grupo operado em relação ao controle	56
Tabela 2: Resultados do arco de flexão de C3-C7 do grupo operado em relação ao controle	57
Tabela 3: Resultados do arco de extensão de C3-C7 do grupo operado para cada nível e cada variável em relação ao grupo controle.	57
Tabela 4: Resultados de cada variável flexão e extensão (em porcentagem) que compõe o arco total do grupo operado em relação ao grupo controle.	58
Tabela 5: Resultados da diferença dos arcos totais intersomáticos entre o grupo operado e o grupo controle	59
Tabela 6: Medidas intersomáticas angulares do nível adjacente superior, em indivíduos do grupo operado em relação ao grupo controle.	60
Tabela 7: Variação da idade em relação aos grupos A (disfunção leve) e B (disfunção grave).....	61
Tabela 8: Participação absoluta e percentual de cada gênero em relação aos grupos A (disfunção leve) e B (disfunção grave).....	62
Tabela 9: Primeira e segunda medidas de extensão de um observador.....	62
Tabela 10: Primeira e segunda medidas de flexão de um observador.....	62
Tabela 11: Primeira e segunda medidas da posição neutra de um observador.....	63

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVO GERAL	15
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	17
2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS	17
2.2 COLUNA CERVICAL.....	18
2.2.1 Coluna cervical superior.....	19
2.2.2 Coluna cervical subaxial.....	20
2.2.3 Disco intervertebral.....	22
2.2.4 Considerações biomecânicas	23
2.2.5 A cirurgia de estabilização da coluna.....	25
2.2.6 Alterações degenerativas em níveis adjacentes	27
2.2.7 Alterações da pressão do disco após a artrodese cervical.....	29
2.2.8 O estudo da mobilidade de níveis adjacentes à fusão.....	30
2.3 VIDEOFLUOROSCOPIA.....	32
2.4 MOTIVAÇÃO DO ESTUDO.....	33
3 MÉTODO	34
3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA	34
3.1.1 Critérios de inclusão - grupo operado.....	34
3.1.2 Critérios de exclusão - grupo operado.....	35
3.1.3 Critérios de inclusão - grupo controle.....	35
3.1.4 Critérios de exclusão - grupo controle.....	35
3.2 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS.....	36
3.2.1 Local e equipamento.....	36
3.2.2 Set-up experimental	37
3.2.3 Procedimento de calibração da imagem	38
3.2.4 Execução dos movimentos	39
3.3 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS.....	40
3.4 ANÁLISE DAS IMAGENS	45
3.4.1 Processamento relacionado à calibração para recuperação das coordenadas	46

3.4.2 Correção de distorções	46
3.4.3 Marcação dos pontos.....	48
3.4.4 Determinação do erro do método	52
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA	52
3.6 QUESTIONÁRIO	53
4 RESULTADOS.....	55
4.1 MEDIDAS DO ARCO C3-C7	56
4.1.1 Arco total.....	56
4.1.2 Arco C3 – C7 de flexão e extensão	57
4.1.3 Percentuais de flexão e extensão que compõe o arco total.....	58
4.2 MEDIDAS INTERSOMÁTICAS	58
4.2.1 Medidas dos arcos intersomáticos. Diferença entre grupo operado e grupo controle	58
4.2.2 Medidas intersomáticas do nível adjacente superior.....	59
4.3 <i>NECK DISABILITY INDEX</i> - NDI X VARIÁVEIS DO ESTUDO	61
4.4 ERRO DO MÉTODO	62
5 DISCUSSÃO	66
5.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A METODOLOGIA ADOTADA	66
5.5 ERRO DO MÉTODO	68
5.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS RESULTADOS OBTIDOS	69
5.7 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS.....	72
6 CONCLUSÕES	73
REFERÊNCIAS.....	74
ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	82
ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	83
ANEXO C - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DA COLUNA CERVICAL – NECK DISABILITY INDEX.....	84

1 INTRODUÇÃO

A abordagem cirúrgica da coluna cervical por via anterior, descrita na década de 50 por Smith e Robinson e Cloward, ganhou popularidade por sua utilização nas mais variadas formas de patologia da coluna cervical (TIPPETS; APFELBAUM, 1988; WU *et al.*, 1996; BOSE, 1998; CAVALI *et al.*, 1998; MAIMAN *et al.*, 1999; HERCULANO *et al.*, 2000; ECK *et al.*, 2002; AZMI; SCHLENK, 2003; DIANGELO *et al.*, 2004; DUGGAL *et al.*, 2004; HERRMANN; GEISLER, 2004; REITMAN, HIPP *et al.*, 2004; SMITH *et al.*, 2004; KOLSTAD *et al.*, 2007). Os objetivos principais da cirurgia são a descompressão de elementos neurais, correção de deformidades existentes e a estabilização dos segmentos envolvidos (BABA *et al.*, 1993; SCHLENK *et al.*, 2003). Os resultados, em pacientes não fumantes, com um ou dois níveis artrodesados, atingem índices de 95% de sucesso, considerados de bom a excelente (TIPPETS; APFELBAUM, 1988; BABA *et al.*, 1993; BOHLMAN *et al.*, 1993; WU *et al.*, 1996; SMITH *et al.*, 1997; BOSE, 1998; CAVALI *et al.*, 1998; JAVEDAN; DICKMAN, 1999; MAIMAN *et al.*, 1999; ECK *et al.*, 2002; AZMI; SCHLENK, 2003; DUGGAL *et al.*, 2004; HERRMANN; GEISLER, 2004; SMITH *et al.*, 2004; FRASER; HARTL, 2007).

Vários autores sugerem, no entanto, que pacientes submetidos ao procedimento cirúrgico desenvolvem alterações degenerativas como a diminuição na altura dos discos intervertebrais, a formação de osteófitos e hérnias discais, em níveis vertebrais adjacentes aos níveis artrodesados (HORST; BRINKMANN, 1981; BABA *et al.*, 1993; WU *et al.*, 1996; MAIMAN, 1999; POSPIECH *et al.*, 1999; KATSUURA *et al.*, 2001; AZMI; SCHLENK, 2003; REITMAN, 2004; SMITH *et al.*, 2004; KOLSTAD *et al.*, 2007). Cerca de 25% dos pacientes operados apresentam essas alterações, não necessariamente acompanhadas de limitação funcional (KUMAR, 2001), num período de até 10 anos após a primeira cirurgia (ECK *et al.*, 2002; AZMI; SCHLENK, 2003), sendo que 7 a 15% destes precisam ser re-operados (AZMI; SCHLENK, 2003; DIANGELO *et al.*, 2004).

Questiona-se se o processo degenerativo precoce observado em níveis adjacentes é decorrente do aumento do estresse após a fusão (alteração da pressão intradiscal, hipermobilidade), se é inerente a história natural da patologia, ou se de-

pende de ambos (GOEL, 1995; ECK *et al.*, 2002; AZMI; SCHLENK, 2003; REITMAN, 2004; KOLSTAD *et al.*, 2007).

A constatação de doença degenerativa precoce nos níveis adjacentes à fusão tem reforçado a idéia de novas estratégias terapêuticas. O conceito de preservar o movimento intersomático com a utilização de próteses móveis, ao invés de fixá-lo, leva a uma mudança radical na forma da abordagem cirúrgica. Isto requer, de forma iminente, estudos precisos sobre a mobilidade intersomática cervical (LEIVSETH *et al.*, 2006).

Atualmente, por ano, cerca de 187.000 cirurgias para fixação da coluna cervical por via anterior são realizadas nos Estados Unidos da América (DIANGELO *et al.*, 2004). Em alguns casos existe mobilidade anormal com instabilidade no pré-operatório, indicando a necessidade da cirurgia. Em outros casos, pela necessidade de descompressão de elementos neurais (medular ou raízes) a instabilidade é produzida na cirurgia, requerendo a fixação interna (DVORAK *et al.*, 1993). Embora com custo inicial mais elevado, estuda-se a utilização de próteses disciais na coluna cervical. Estas seriam recomendadas para a reconstrução dos níveis, onde há degeneração do disco, por permitirem o movimento entre os segmentos. Acredita-se que possa ser uma alternativa para a fusão, que, teoricamente, preservar a mobilidade entre os segmentos evitaria o processo degenerativo precoce. Contudo, isso ainda não foi determinado. A influência da artroplastia ainda é desconhecida, ao menos em longo prazo (AZMI; SCHLENK, 2003; DIANGELO *et al.*, 2004; NABHAN *et al.*, 2006; AUERBACH *et al.*, 2007; KOLSTAD *et al.*, 2007). Outra alternativa é o transplante de células para os discos intervertebrais, que já apresenta resultados positivos em pacientes voluntários (RUAN *et al.*, 2007).

Baba *et al.* (1993) demonstraram a existência de alterações biomecânicas e degenerativas em níveis adjacentes aos níveis artrodesados. Na década de 90, estudos *in vitro* foram realizados e os modelos matemáticos passaram a ser mais utilizados (GOEL *et al.*, 1984; GOEL *et al.*, 1995; FOLEY *et al.*, 1999). Os estudos de biomecânica foram enfatizados no sentido de estabelecer a relação causa-efeito e um maior número de variáveis passou a ser considerado.

Mais recentemente, avanços da computação possibilitaram grande variedade de simulações aumentando o grau de precisão dos modelos, bem como, o número de modelos válidos e a possibilidade de integração de resultados multidisciplinares (que associam as ciências exatas à saúde). Pesquisadores como Fuller *et al.* (1998)

Maiman *et al.*(1999), Pospiech *et al.*(1999), Eck *et al.*(2002), representam um grande avanço nesta área. O uso de recursos gráficos e modelos matemáticos descritos por eles conquistaram grande credibilidade e aceitação por parte da comunidade científica. A terceira dimensão (eixos x, y e z) associada à reprodução da dinâmica do movimento, fiel a realidade, e à determinação da pressão intradiscal, facilitaram a compreensão dos fenômenos vivos. Do universo macroscópico para a análise matemática (e /ou gráfica) de tecidos microscópicos, muitas barreiras biológicas tornaram-se transponíveis.

Estudos *in vitro* e por modelos gráficos são mais comuns que estudos *in vivo*, e prospectivos (REITMAN, 2004). A biomecânica da coluna cervical humana, com sua complexa cinemática e geometria, permanece como um dos maiores desafios ao estudo do sistema musculoesquelético (AHN, 2005), fazendo desta forma suas patologias e possibilidades terapêuticas sempre assunto atual dentro da ciência.

Esclarecer parte das dúvidas em relação às causas do processo degenerativo de níveis adjacentes a fusão, justifica-se por seu papel na tomada de decisão por parte do cirurgião, na redução dos custos médicos, na evolução das técnicas terapêuticas e nas novas técnicas de prevenção e avaliação das lesões (TOUSIGNANT *et al.*, 2000; COSTA; COSTA, 2004) (KECSKEMÉTHY, 2000; LANTZ *et al.*, 2003; GATERMANN *et al.*, 2006).

Este trabalho partiu do pressuposto que a artrodese por via anterior interfere de modo prejudicial na biomecânica dos níveis adjacentes da coluna cervical. Com a utilização da videofluoroscopia e cálculos matemáticos, a mobilidade intersomática, rotacional e translacional da coluna cervical, no plano sagital, de um grupo de sujeitos sadios e de um grupo de sujeitos operados foi comparada. O impacto cinemático da cirurgia nos níveis adjacentes à fusão foi analisado.

1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o impacto da artrodese da coluna cervical por via anterior em relação à mobilidade dos segmentos vertebrais adjacentes aos níveis artrodesados.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Comparar as amplitudes cervicais intersomáticas, no plano sagital, de sujeitos sadios com amplitudes intersomáticas dos níveis adjacentes aos segmentos artrodesados em sujeitos operados;
- b) Determinar o arco total de movimento em ambos os grupos;
- c) Comparar as amplitudes de flexão e extensão que compõem o arco total com a medida total do arco em ambos os grupos;
- d) Comparar resultados quantitativos e qualitativos no grupo operado.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS

A coluna vertebral é considerada um eixo de funções contraditórias: sustentação e flexibilidade. Seu ajuste é automático e se dá pelo tônus muscular que é comandado pelo sistema nervoso central. Além das funções mecânicas, a coluna vertebral tem função de proteger a medula espinhal (KAPANDJI, 1987).

Quando vista no plano coronal, a coluna deve ser retilínea, enquanto que no plano sagital possui quatro curvaturas: a sacral e a torácica com convexidade posterior (cifótica), a cervical e a lombar com convexidade anterior (lordótica). (Figura 1). A presença destas curvaturas aumenta a resistência da coluna vertebral aos esforços de compressão axial (KAPANDJI, 1987).



Figura 1: Coluna vertebral no plano sagital demonstrando suas curvaturas fisiológicas.

Fonte: NETTER, F. – *Interactive Atlas of human anatomy*. Ciba-Geigy, 1995.

Considera-se um segmento de movimentação da coluna cervical o conjunto de duas vértebras adjacentes, três articulações intervertebrais, tecidos moles do disco intervertebral, ligamentos longitudinais e intersegmentares e as cápsulas das articulações facetárias. O disco e as articulações facetárias formam um triângulo por meio do qual o movimento de uma articulação sempre produz movimento nas outras duas (SMITH *et al.*, 1997) (Figura 2).

A amplitude de movimento articular de um único segmento é relativamente pequena, no entanto a somatória de todos os segmentos funcionais permite à coluna vertebral significativa mobilidade (OLIVER; MIDDLEDITCH, 1998).

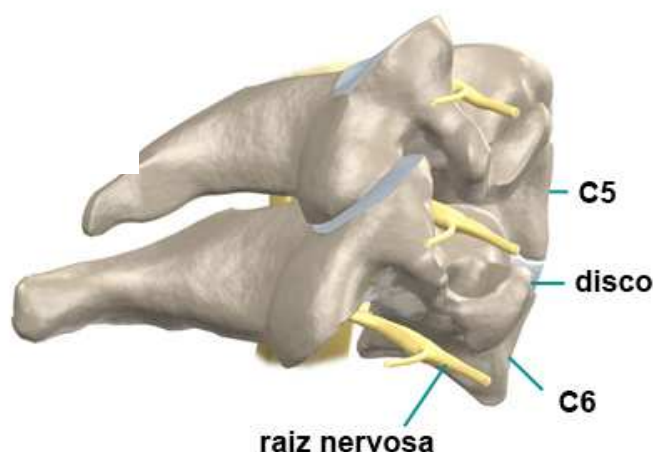


Figura 2: Segmento de movimentação da coluna cervical
 Fonte: <http://www.orthogate.org/patient-education/cervical-spine/cervical-spine-anatomy.html>

2.2 COLUNA CERVICAL

Composta por sete vértebras, se divide em duas partes anatômica e funcionalmente distintas que se completam (KAPANDJI, 1987). O segmento superior (C1/C2) e o inferior - subaxial (C3 a C7) podem se mover de forma completamente independente um do outro em todos os planos. Esta possibilidade, particular de comportamento biomecânico segmentar, é com frequência observada em pacientes com processos degenerativos da coluna cervical (OLIVER; MIDDLEDITCH, 1998). A

responsabilidade pela manutenção vertical da cabeça, e ao mesmo tempo pela sua mobilidade, faz da geometria cervical a mais complexa do conjunto vertebral (AHN, 2005).

2.2.1 Coluna cervical superior

A coluna cervical superior é formada pela primeira vértebra, o Atlas, e pela segunda, o Axis. Reunidas entre si e com o occipital por uma cadeia articular complexa, estas duas vértebras realizam movimentos ao redor dos três eixos (KAPANDJI, 1987).

O Atlas articula-se com o processo odontóide do Axis em um eixo de movimento vertical. Aproximadamente 50% do movimento de rotação da coluna cervical ocorre a este nível (SMITH *et al.*, 1997).

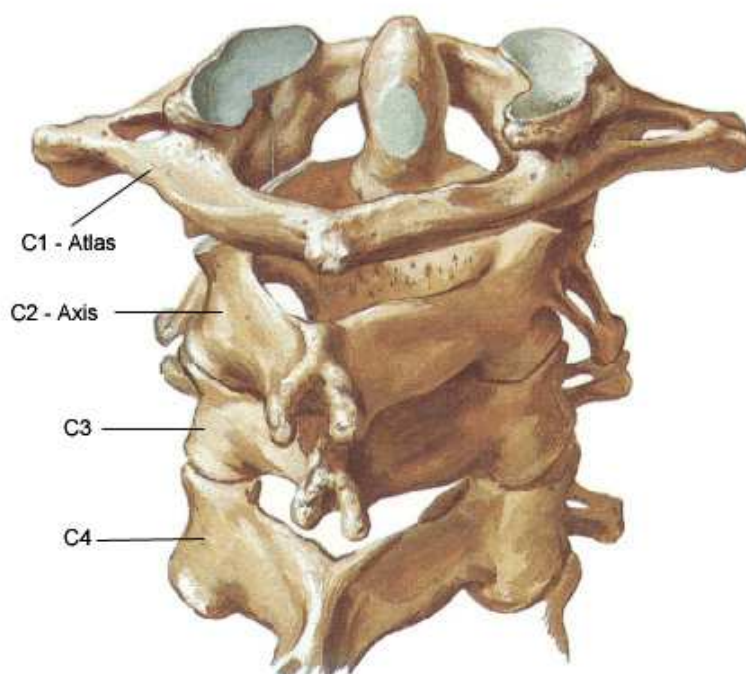


Figura 3: Coluna cervical em vista posterior, segmento superior com as vértebras: Atlas (C1), Axis (C2), C3 e C4

Fonte: NETTER, F. – *Interactive Atlas of human anatomy*. Ciba-Geigy, 1995

2.2.2 Coluna cervical subaxial

A coluna cervical subaxial é a que se estende do platô inferior do Axis, ao platô superior da primeira vértebra dorsal. Suas articulações possuem dois tipos de movimento: flexão - extensão e movimentos mistos de inclinação - rotação (KAPANDJI, 1987)(Figura 4).

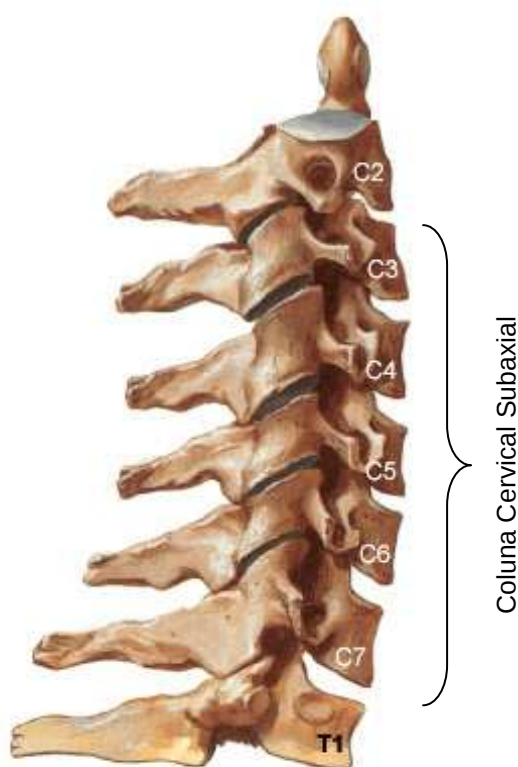


Figura 4: Coluna cervical, plano sagital

Fonte: NETTER, F. – *Interactive Atlas of human anatomy*.

Ciba-Geig 1995

Entre a terceira e a sétima vértebras da coluna cervical, no corpo vertebral, existem duas pequenas articulações suplementares, as articulações unco-vertebrais (articulações de Luschka) (Figura 5). Durante os movimentos de flexão e extensão, quando o corpo vertebral superior desliza para diante ou para trás, produz-se um deslizamento concomitante entre as facetas nas articulações unco-vertebrais.

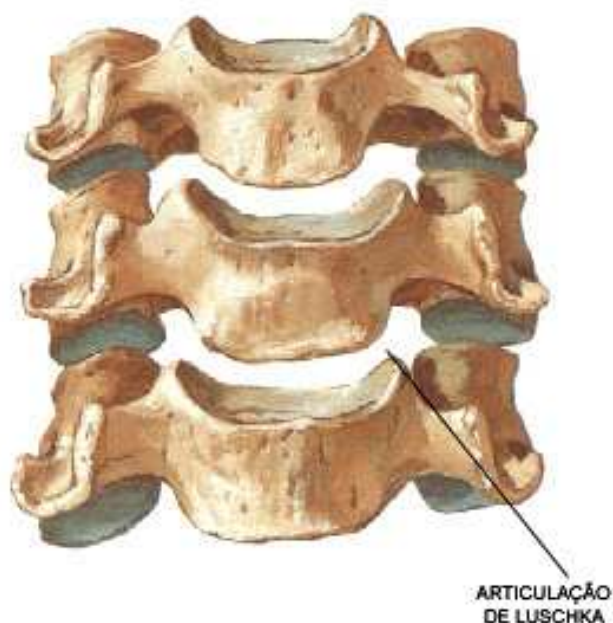


Figura 5: Coluna vertebral subaxial, vista anterior, com a articulação de Luschka.

Fonte: NETTER, F. – *Interactive Atlas of human anatomy*. Ciba-Geigy, 1995.

As apófises unciformes conduzem o corpo vertebral neste movimento (KAPANDJI, 1987) e evitam qualquer tipo de deslocamento lateral (BIENFAIT, 2000). As facetas articulares de C2/C3 realizam um movimento no sentido de deslizar para frente e para trás, enquanto que as inferiores predominantemente realizam movimentos de deslocamento superior e inferior o que caracteriza maior grau de flexão a este nível (BENZEL, 2005).

O movimento que ocorre entre as vértebras cervicais durante a flexão e a extensão, visto no plano sagital, é composto por um movimento de rotação e um movimento de translação. Trabalhos anteriores, pioneiros, como o de Penning em 1978, citado por Frobin, optaram por descrever este movimento como uma rotação pura (FROBIN *et al.*, 2002).

Dependendo do que se quer observar, a análise do movimento pode considerar apenas a rotação ou, então, a rotação e a translação. Os valores encontrados para rotação são invariáveis, independente do estudo que se faça (com ou sem a translação, que pode ou não estar presente no movimento)(FROBIN *et al.*, 2002). No entanto, Wu *et al.* (2007) afirmam que só a translação posterior é significativa na co-

luna cervical, devendo ser considerada como fator de tratamento e prevenção de patologias.

2.2.3 Disco intervertebral

O disco intervertebral é uma estrutura hidrodinâmica, elástica, estruturalmente caracterizado por três tecidos integrados: o núcleo pulposo, o anel fibroso e a cartilagem no platô vertebral (OLIVEIRA *et al.*, 2007). É responsável por absorver impactos, dar sustentação e ao mesmo tempo permitir e limitar as amplitudes de movimento (Figura 6) (BENZEL, 2005).

Estresse biomecânico do disco intervertebral, provocado por excessivas forças compressivas ou rotacionais, afeta negativamente suas estruturas e aceleram o processo degenerativo. Isso se dá porque o suprimento nutricional normal é comprometido uma vez que o núcleo pulposo não possui vascularização e sua nutrição é dependente do transporte de água e eletrólitos através do ânulo fibroso e do platô cartilaginoso (ECK *et al.*, 2002).

Rupturas do ânulo fibroso determinam desidratação de proteoglicanos, principal componente do núcleo pulposo, com conseqüente redução da altura do disco. Este fenômeno dá origem a uma série de eventos denominados em conjunto cascata degenerativa que resulta em neoformação óssea (formação de osteófitos), protrusão discal e compressão de estruturas nervosas como é observado na doença degenerativa da coluna cervical.

Como a hipermobilidade de um segmento da coluna cervical está relacionada à fisiopatologia das alterações degenerativas discais, pode-se pressupor que cirurgias de fixação da coluna, se associadas a aumentos compensatórios de movimentos em níveis adjacentes, predisõem ou aceleram processos degenerativos nesses segmentos.

Isso foi observado por Goffin *et al.* (1995) que realizaram um estudo onde investigaram alterações degenerativas tardias em 25 indivíduos submetidos à artrodesse cervical por fratura ou sub-luxação. Foram encontradas alterações em 15 sujeitos examinados (60%). As alterações foram correlacionadas às seguintes situações: fusão em mais de um nível, fusão em níveis inferiores, fraturas com lesão Frankel A-

C na admissão e lesões por hiperflexão. Cherubino *et al.* (1990) haviam observado, que apesar da melhora clínica, pacientes submetidos à fusão cervical quando comparados a um grupo controle, tinham diminuição do espaço intervertebral acima de 10% nos níveis adjacentes.

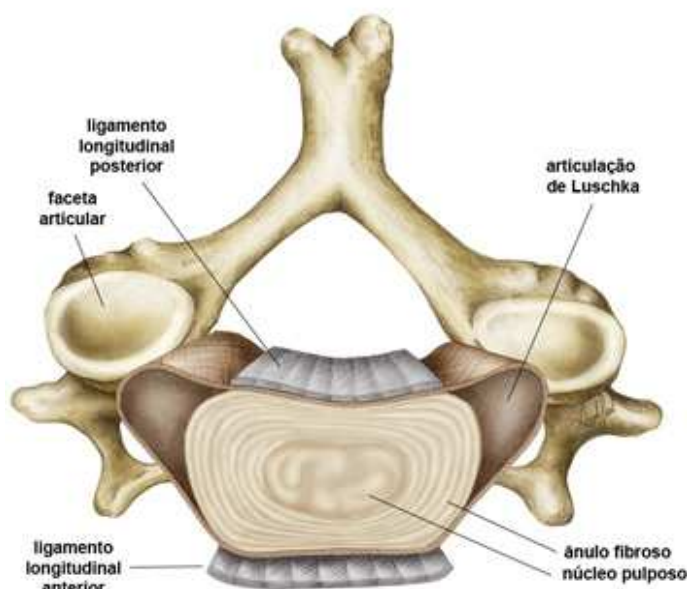


Figura 6: Vista superior da coluna cervical, demonstrando o disco intervertebral e sua relação com as estruturas ósseas.

2.2.4 Considerações biomecânicas

A estabilização da coluna cervical é um desafio para a medicina e atualmente uma das grandes polêmicas. Segundo Goel e Pope (1995) a dificuldade começa em definir instabilidade, não só antes, mas também depois da cirurgia. A utilização de implantes para estabilizar a coluna altera suas características biomecânicas e biológicas. Algumas dessas alterações são bem compreendidas (como o aumento da estabilidade), porém outras não o são, como por exemplo: hipermobilidade de níveis adjacentes, osteopenia ou reincidência ou progressão de estenose do canal.

Um importante ponto de discussão que se apresenta é se o processo degenerativo que se observa após a fusão é provocado pelo procedimento cirúrgico em si ou pela progressão da doença fazendo parte de sua história natural. O aumento da pressão no disco e /ou o aumento da mobilidade nos segmentos adjacentes pode causar um estresse maior nos níveis não fixados levando assim à degeneração. Porém, níveis assintomáticos podem desenvolver a doença após o procedimento conforme a história natural. Sabe-se que a mobilidade vertebral se altera constantemente, independente do procedimento cirúrgico (HERRMANN; GEISLER, 2004).

As características que o nosso sistema músculo esquelético desenvolve dependem de uma herança genética e da influência do meio sobre ele, como por exemplo, o tipo de carga a que é submetido. O princípio conhecido como *adaptive remodeling* é facilmente observado em músculos e ossos (por exemplo, hipertrofia muscular com treinamento, osteoporose após período prolongado de leito). No entanto, o disco intervertebral comporta-se de forma diferente. Com vascularização somente periférica, o disco sofre grande dificuldade no transporte de seus metabólitos. Forças excessivas causam rupturas do ânulo fibroso e determinam desidratação das moléculas de proteoglicanos (SKRZYPIEC *et al.*, 2007).

O anel fibroso é um “distribuidor de pressão” no disco no sentido horizontal. Estudos realizados na coluna lombar, por exemplo, demonstram que, ao nível de L5-S1, na posição em pé, a compressão sobre do núcleo se transmite para a periferia à razão de 28 kg /cm linear e 16 kg /cm². Estas forças aumentam com o excesso de carga. Na flexão da coluna a pressão sobe para 58 kg /cm² enquanto que a força sobre o cm linear sobe para 87 kg. Durante o retorno a posição ereta estes números aumentam ainda mais: 107 kg /cm² e 174 kg /cm linear. Valores ainda maiores podem ser atingidos quando uma carga é levantada no decurso do esforço do retorno a posição ereta, levando à ruptura (KAPANDJI, 1987).

A coluna vertebral tem seis tipos de movimento possíveis: Movimento de distração, com tendência de afastamento dos corpos vertebrais, aumentando a tensão das fibras do anel, diminuindo a pressão no interior do núcleo. Movimento de compressão vertebral, com aumento da pressão do núcleo e das fibras do anel. Extensão, que aumenta a tensão nas fibras anteriores do disco, contudo, de forma restrita pelas barreiras ósseas. Flexão, que aumenta a tensão nas fibras posteriores do disco. Flexão lateral, que aumenta a pressão nas fibras do lado da convexidade e a

rotação axial onde se observa maior tensão das fibras do anel cuja obliquidade é oposta ao sentido do movimento de rotação.

As fibras das camadas centrais têm maior obliquidade, logo maior tensão, o núcleo é fortemente comprimido e sua pressão interna aumenta com o grau de rotação (KAPANDJI, 1987).

O movimento que associa a flexão e a rotação axial tem tendência a romper o anel fibroso e por aumentar a pressão, empurra o núcleo para trás através das fissuras do anel (KAPANDJI, 1987).

Na tentativa de compensar a limitação do movimento causada pela fixação, o nível, ou os níveis adjacentes se tornariam mais móveis. Uma situação clara que demonstra esta condição é a Síndrome de Klippel-Feil. Nesses casos, crianças nascem apresentando duas ou mais vértebras cervicais fundidas. Trata-se de uma malformação congênita própria da segmentação vertebral e está presente em uma a cada 40.000 crianças. A limitação do movimento de rotação e flexão lateral é o achado mais comum nesses pacientes. Na coluna cervical alta (C1-C2), instabilidade e hipermobilidade nos segmentos móveis adjacentes às vértebras fundidas, é considerado como fator de risco potencial para comprometimento neurológico. Na coluna cervical subaxial, os segmentos adjacentes aos níveis fundidos têm predisposição à doença degenerativa discal (SHEN *et al.*, 2006).

Autores como Baba *et al.* (1993), Fuller *et al.* (1998), Eck *et al.* (2002) e Zeng *et al.* (2004) atribuem à hipermobilidade dos segmentos adjacentes o processo degenerativo observado após a cirurgia de fixação anterior da coluna cervical.

2.2.5 A cirurgia de estabilização da coluna

A primeira técnica cirúrgica para fixação e estabilização da coluna subaxial (artrodese cervical) foi descrita no século XIX, no ano de 1891, por Dr. Berthold Earnest Hadra, neurocirurgião norte-americano. Por acesso posterior, a artrodese cervical foi realizada com fios de aço em forma de amarria dos processos espinhosos vertebrais (OMEIS *et al.*, 2004).

Somente em 1952 Bailey e Badgley realizaram a primeira cirurgia de fixação cervical por via anterior. Na mesma década, em 1955, Smith e Robinson introduzi-

ram o uso de enxertos ósseos, seguidos por Cloward (1958), contribuindo para o aprimoramento da técnica. O próximo avanço foi a utilização das placas anteriores de fixação, em 1970, por Orozco Delcius e Liovet Tapies posteriormente aprimoradas por Caspar e até hoje utilizada (OMEIS *et al.*, 2004).

O instrumental desenvolvido por Caspar consiste de afastadores laterais e transversais, placa e parafusos para fixação. No procedimento de fixação utiliza-se enxerto ósseo, mais comumente retirado do osso ilíaco. Espaçadores intersomáticos podem ser utilizados com ou sem enxerto ósseo. O sistema tem sido usado em doenças degenerativas e inflamatórias do disco, traumas e tumores da coluna cervical. A cirurgia pode ser realizada em um ou mais níveis, porém sabe-se que os índices de sucesso são maiores quando somente um ou dois níveis são fixados (TIPPETS; APFELBAUM, 1988).

Procedimentos que buscam preservar a mobilidade têm ganhado popularidade nos últimos anos. A motivação vem no sentido de proteger os pacientes em relação ao desenvolvimento de sinais e sintomas em níveis adjacentes aos níveis operados (KOLSTAD *et al.*, 2007), embora com custos significativamente mais elevados e resultados ainda discutíveis.

Preservar a mobilidade é, biomecanicamente, contrário à evolução natural da mobilidade da coluna cervical, ao processo fisiológico de envelhecimento, que tende a diminuir a mobilidade intervertebral, a hidratação dos discos e a elasticidade dos tecidos (KAPANDJI, 1987). Nabhan *et al.* (2006), no entanto, concluíram que o movimento intervertebral no nível operado diminui ao longo do tempo, tanto na presença de prótese discal móvel quanto na fusão. Observaram também que a melhora clínica em ambos os grupos é semelhante.

Alguns estudos recentes, que avaliam a artroplastia, têm demonstrado que os níveis adjacentes não sofrem alteração de mobilidade e doenças degenerativas são menos frequentes, ao menos a curto e médio prazo (até 24 meses) (DIANGELO *et al.*, 2004; DUGGAL *et al.*, 2004; ROBERTSON *et al.*, 2005; LIU *et al.*, 2007; SASSO; BEST, 2008; YANG *et al.*, 2008).

2.2.6 Alterações degenerativas em níveis adjacentes

Nas décadas de 80 e 90 um grande número de trabalhos foi realizado buscando a melhor compreensão da biomecânica da coluna cervical e das alterações decorrentes da fusão cirúrgica.

Hunter *et al.* (1980) com estudos radiológicos pré e pós-operatório de nove pacientes (*follow-up* entre sete e 15 anos), observaram alterações degenerativas prevalentes no nível inferior à fusão. Questionaram se as alterações nos corpos vertebrais de pacientes artrodesados ocorriam pelo procedimento cirúrgico ou eram consequência da história natural. Ao final de seus estudos não conseguiram afirmar que o processo degenerativo era causado pela cirurgia.

Capen *et al.* (1985) compararam fixação anterior com a posterior da coluna cervical. Relataram alterações degenerativas acima e abaixo do nível artrodesado em 36 de 59 pacientes operados por via anterior, sendo estas infrequentes em pacientes operados por via posterior. Os autores atribuem o processo degenerativo ao procedimento por via anterior. Recomendam que em caso de instabilidade, a correção seja feita por via anterior e posterior simultaneamente.

Gore *et al.* (1986) revisaram exames do pré e pós-operatório de 90 pacientes submetidos à fusão anterior por doença degenerativa importante, e compararam resultados com grupo controle de indivíduos sadios da mesma idade e sexo. Concluíram que não houve alterações em relação ao grupo controle após cinco anos de cirurgia, exceto a formação de osteófitos anteriores no grupo operado.

Cherubino *et al.* (1990) constataram com estudos radiológicos (*follow-up* de 11,5 anos) que mesmo ocorrendo degeneração nos níveis adjacentes de 37 pacientes (entre 25 e 80 anos) houve melhora clínica dos pacientes após a fusão anterior.

Goffin *et al.* (1995) observaram alterações degenerativas tardias em 60% dos pacientes operados por trauma (*follow-up* de cinco a nove anos) nas seguintes situações; fusão de um ou mais níveis, fusão da coluna cervical baixa, pacientes com fraturas vertebrais classe Frankel A-C na admissão e lesões por hiperflexão. Relatam, no entanto, que não houve manifestações clínicas relacionadas. Cherubino *et al.* (1990) e Goffin *et al.* (1995) referem alterações degenerativas sem comprometimento clínico.

Goel e Pope em 1995 a fim de conhecer o estado da arte da biomecânica das fusões cervicais naquele momento, realizaram revisão da literatura. Novos conceitos foram acrescentados e este trabalho que revisou 143 artigos e passou a ser utilizado como fonte de consulta para muitos que se seguiram.

Nomes como Kumaresan, *et al.* (1997) deram início a trabalhos com o recurso da computação gráfica nesse tipo de pesquisa. Com modelos de elementos finitos (MEF) investigaram respostas biomecânicas da coluna cervical, como, por exemplo, as respostas da coluna às cargas internas e externas após simulação de discectomias em fixação anterior com técnicas cirúrgicas diferentes. Estes autores demonstraram que os modelos de elementos finitos auxiliam na compreensão da biomecânica da fusão. Clausen *et al.* (1997) estudaram com MEF as influências das articulações de Luschka na biomecânica da coluna cervical e da artrodese cervical anterior. Da mesma forma Maiman *et al.* (1999) estudaram os efeitos biomecânicos da fixação anterior da coluna cervical nos níveis adjacentes e concluíram que alterações ocorrem em ambos os níveis. Observaram que o nível superior sofre maior estresse com esforços em flexão lateral, e o nível inferior com compressão.

Katsuura *et al.* (2001) realizaram estudo a fim de analisar a relação entre o mau alinhamento da coluna cervical no pós-operatório e o surgimento das alterações degenerativas. Foram avaliados 42 pacientes submetidos a um, dois e três níveis de fusão, com *follow-up* médio de 9,8 anos comparando-se medidas angulares por meio de estudo radiológico. Os autores concluíram que pacientes que assumem a posição cifótica da coluna, após a fusão intervertebral, estão mais predispostos ao surgimento de alterações degenerativas.

Goffin *et al.* (2004) reavaliaram 108 pacientes tratados com fusão anterior em coluna cervical, com *follow-up* superior a 60 meses. Em 92% dos casos alterações degenerativas foram encontradas, sendo a gravidade destas correspondente ao tempo de pós-operatório. Estes achados foram comparados entre os pacientes tratados por trauma e por doenças degenerativas prévias. A similaridade dos achados em ambos os grupos levou-os a concluir que tanto a história natural como o impacto biomecânico do procedimento cirúrgico tem relação com o processo degenerativo dos níveis adjacentes.

Ishihara *et al.* (2004) publicou um estudo, retrospectivo, com 112 pacientes que foram acompanhados clínica e radiologicamente por mais de dois anos. Concluí-

ram que a incidência de alterações degenerativas com sintomatologia após fusão anterior, foi maior quando achados pré-operatórios de degeneração (mesmo em níveis assintomáticos) estavam presentes.

Kolstad *et al.* (2007) avaliaram o movimento dos segmentos vertebrais cervicais adjacentes a um segmento artrodesado por via anterior com exames radiológicos. Com um período de 12 meses de *follow-up*, não observaram alterações degenerativas nos níveis adjacentes.

Há evidências na literatura de que existe uma forte associação entre doença degenerativa e a idade. Em um estudo epidemiológico Buckwalter (1999) demonstrou que 60 a 90% da população mundial acima dos 65 anos de idade têm, comprovadamente, doença degenerativa, comparadas com menos de 5% da população entre 15 e 44 anos e 25% a 30% entre 45 e 64 anos. Com índices parecidos, em outro estudo, Lawrence *et al.* (1998) atribuíram 49,4% de incidência de doenças degenerativas na população acima dos 65 anos comparada com 5,1% para indivíduos até 44 anos e 0,5% até os 16 anos de idade.

O que se pode observar é que o tempo de pós-operatório influi de forma direta nos resultados. Estudos com maior *follow-up* demonstram alterações degenerativas nos níveis adjacentes. Estas alterações, no entanto, podem ou não estar associadas ao aparecimento de novos sintomas na evolução clínica dos pacientes. A faixa etária do grupo também parece ter papel importante nos resultados. Grupos onde a faixa etária dos participantes é maior têm mais predisposição às doenças degenerativas.

2.2.7 Alterações da pressão do disco após a artrodese cervical

No final do século, Pospiech *et al.* (1999) realizaram estudos em cadáveres e afirmaram que pressão intradiscal aumenta após a fusão. Compararam peças intactas com peças submetidas a fixação de C4-C5. Na posição neutra observaram aumento de pressão em ambos os níveis, sendo este ainda maior com a flexão e a extensão. Eck, *et al.* (2002) também com estudo em cadáveres intactos e com a fixação de C5-C6, observaram aumento da pressão intradiscal e da mobilidade em ambos os níveis adjacentes. Chang *et al.* (2007), realizaram estudo com 18 peças ca-

davéricas comparando alteração de pressão intradiscal e o estresse nas facetas entre dois tipos de prótese discal e a fusão. A artrodese foi realizada entre C6-C7 e os níveis adjacentes foram observados. Notou-se que após a artroplastia a pressão intradiscal praticamente não se altera em nenhum dos níveis. Após a fusão, a pressão intradiscal aumenta no nível adjacente superior, tanto na flexão como na extensão, não sofrendo alteração no nível inferior. Não foram observadas alterações nas facetas no movimento de flexão nem na artroplastia nem na fusão. Com a extensão, observou-se aumento do estresse nas facetas do nível tratado com artroplastia e dos níveis adjacentes à fusão.

2.2.8 O estudo da mobilidade de níveis adjacentes à fusão

Schulte *et al.* (1989) com estudo em cadáveres detectaram pequeno aumento do movimento de rotação no nível vertebral superior a fusão durante a extensão. Fuller *et al.* (1998) com estereofotogrametria, em peças cadavéricas, observaram o aumento da mobilidade não concentrado nos níveis adjacentes à fusão. Eck *et al.* (2002) também com estudo em cadáveres observaram aumento da mobilidade, com flexão maior no nível vertebral adjacente superior e extensão maior no nível adjacente inferior a fusão.

Baba *et al.* em 1993 com pesquisa retrospectiva em radiografias detectaram o aumento do movimento no nível superior e inferior ao nível artrodesado. O estudo foi feito com 106 pacientes com doença degenerativa, submetidos à fusão anterior de um, dois ou três níveis vertebrais com um follow-up de 8,6 anos. Zeng *et al.* (2004) reavaliaram 66 casos por estudo com radiografias, comparando pré e pós-operatório de coluna cervical com artrodese (*follow-up* de 10,5 anos) e constataram que a mobilidade global diminuiu, a dos níveis não-adjacentes permaneceu inalterada e a mobilidade dos níveis adjacentes aumentou.

Lee *et al.* em 1999, com a fixação dos níveis C2/3 em carneiros detectaram o aumento da amplitude de C3/C4.

De forma contrária aos autores anteriores, Reitman *et al.* (2004) em seus estudos *in vivo* não encontraram alterações de mobilidade nos níveis adjacentes aos níveis artrodesados, em avaliações periódicas, dos pacientes durante dois anos.

Publicaram estudo realizado com videofluoroscopia associada a um *software* capaz de analisar quantitativamente as imagens captadas com *follow-up* de 24 meses. Reitman *et al.* (2004) consideram que a avaliação pré-operatória pode ter sido influenciada pela dor e ter interferido nos resultados finais. Isto teria sido resolvido se tivessem utilizado um grupo controle como parâmetro para os resultados em relação à história natural. Estes autores, ao final de sua discussão, afirmam que variações individuais devem ser levadas em consideração, pois relatam que parte dos casos teve aumento da mobilidade (acima de quatro graus). Kolstad *et al.* (2005), também publicaram que não foi observada, em estudo prospectivo com 46 pacientes, variação de movimento em níveis adjacentes. A análise foi feita com exames radiográficos com um *follow-up* de 12 meses.

A diferença principal entre os estudos de Baba *et al.* em 1993 e Zeng *et al.* (2004) entre Reitman *et al.* (2004) e Kolstad *et al.* (2005) refere-se ao tempo de pós-operatório das avaliações. Também em relação à mobilidade, observa-se que os autores que investigaram maior tempo de *follow-up* encontraram diferenças de mobilidade, enquanto autores com menor tempo de *follow-up* não observaram diferenças nas amplitudes de movimento dos níveis adjacentes à fusão.

Gruss e Tannenbaum (1983) atribuem à história natural os efeitos degenerativos precoces, observados no pós-operatório, nos níveis adjacentes. Os autores observaram que, em pacientes operados por doença degenerativa, os segmentos adjacentes sofreram mais alterações que em pacientes submetidos ao mesmo tipo de cirurgia por tumor, infecção do disco ou trauma.

Rao *et al.* (2005) em estudo realizado com cadáveres objetivaram determinar os efeitos da cirurgia de fusão anterior da coluna cervical nos níveis adjacentes. A fixação foi realizada nos níveis C5-C6. Afirmaram que nem a pressão nem a mobilidade dos discos adjacentes eram afetadas pela cirurgia, e que todas as alterações degenerativas que ocorriam nos níveis adjacentes eram decorrentes da história natural.

No Quadro 1 encontram-se os resultados de estudos realizados, relativos a uma população sadia, por Dvorak *et al.* (1992) onde a amplitude de movimento vertebral, determinada no plano sagital, utilizou exames radiográficos superpostos. Para a realização das medidas, a vértebra inferior serviu de referência em relação ao deslocamento da vértebra superior. Reitman *et al.* (2004) e Benzel (2005) utilizaram a vértebra inferior como referência para cálculo do deslocamento relativo da vértebra

superior, baseando-se no método descrito por Penning (PENNING L, 1968 apud REITMAN *et al.* 2004 p. 2834) Na parte inferior da tabela estão os resultados de estudos *in vitro* de Fuller *et al* (1998) e de Panjabi *et al.* (2001).

Nível Vertebral	C3/C4	C4/C5	C5/C6	C6/C7
<i>In vivo</i>				
Dvorak -1993	17,2°	21,1°	22,6°	21,4°
Reitman - 2004	15°	17°	15,5°	14°
Benzel -2005	16°	21°	21°	18°
<i>In vitro</i>				
Fuller - 1998	6,1°	6,4°	8,2°	5,1°
Panjabi - 2001	7,7°	10,1°	9,9°	7,1°

Quadro 1: Medidas *in vivo* e *in vitro* das amplitudes intervertebrais encontradas na literatura para uma população sadia..

Com estes dados pode-se concluir que, apesar de trabalhos *in vitro* servirem para análises cinemáticas de uma forma muito eficiente, pois permitem uma reprodutibilidade de forças aplicadas em determinados movimentos, não podem ser utilizados como valores referenciais comparativos com medidas rotacionais ou translacionais *in vivo*, por motivos como o próprio enrijecimento muscular e ligamentar existente nas peças de cadáveres.

2.3 VIDEOFLUOROSCOPIA

A videofluoroscopia consiste na observação contínua de tecidos penetrados por raios X, produzindo informação radiográfica dinâmica por meio de um sistema de vídeo acoplado a um intensificador de imagens (SILVEIRA *et al.*, 2005).

O intensificador de imagens é um equipamento que converte raios X em luz e ao mesmo tempo aumenta sua intensidade. Em equipamentos modernos a quantidade de radiação absorvida durante o exame com intensificador de imagens pode ser até 80% menor se comparado ao exame radiográfico convencional. Este percentual está diretamente relacionado ao tempo de exposição do indivíduo e às doses de radiação oferecidas (SILVEIRA *et al.*, 2005).

A análise da cinemática articular, com base em mensurações feitas a partir de imagens radiográficas estáticas, submete os sujeitos a altas doses de radiação pela

repetição, especialmente se considerada a necessidade de repetição das medidas para cálculo da média angular (MANNION *et al.*, 2000)

Embora a videofluoroscopia seja um método bastante antigo, só recentemente vem sendo utilizado no âmbito da cinemática articular. Neste tipo de exame é preciso considerar que as baixas doses de radiação interferem na qualidade das imagens, além disso, a videofluoroscopia leva a distorção ótica da imagem de raios X (SILVEIRA *et al.*, 2005).

As distorções podem ser de tamanho (perspectiva) e forma. A primeira relaciona-se à distância fonte/ objeto/ intensificador, e a segunda, ao efeito *pin cushion* (almofada para alfinete) que se dá pela projeção de uma imagem plana em uma superfície esférica (superfície de fósforo do intensificador). Essa leva a uma compressão dos pontos na parte central da imagem e a uma distensão deles na periferia. A imagem não homogênea leva a uma falsa interpretação das informações, especialmente em se tratando de medidas absolutas (SILVEIRA *et al.*, 2005).

2.4 MOTIVAÇÃO DO ESTUDO

Houve uma tendência crescente à avaliação dos resultados com auxílio da computação gráfica por meio de modelos matemáticos que acrescentaram a visão tridimensional às pesquisas. Nos estudos de biomecânica a relação causa-efeito passou a considerar um maior número de variáveis.

Várias questões ainda precisam ser respondidas no que concerne ao impacto de fusões realizadas na coluna cervical sobre níveis adjacentes; por exemplo, a existência de hipermobilidade ou não nestes níveis, em caso afirmativo, qual a sua responsabilidade no processo degenerativo. São estas alterações degenerativas responsáveis por manifestações clínicas nos pacientes?

Estes são questionamentos que nos motivaram neste estudo.

3 MÉTODO

Este estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa na Pontifícia Universidade Católica do Paraná e aprovado sob o registro nº 1610 em 23 de março de 2007 (Anexo A).

3.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Para análise e mensuração do movimento intersomático da coluna cervical subaxial e da qualidade de vida de pacientes submetidos à fusão anterior, utilizou-se dois grupos. Um grupo formado por pacientes voluntários operados por via anterior da coluna cervical e um grupo controle, formado por voluntários sadios. Os pacientes do grupo operado foram selecionados a partir do cadastro do serviço de neurocirurgia do Hospital Universitário Cajuru (HUC) na cidade de Curitiba, estado do Paraná, respeitando os critérios de inclusão e exclusão estabelecidos. Os mesmos foram contatados pelo pesquisador por telefone e convidados a participar da pesquisa. Os voluntários do grupo controle foram selecionados por convite a partir de pessoas do relacionamento dos pesquisadores. Foram selecionados somente moradores da cidade de Curitiba. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e responderam ao questionário *Neck Disability Index (NDI)* (Anexos B e C).

3.1.1 Critérios de inclusão - grupo operado

- a) Pacientes operados entre 2001 e 2007;
- b) Um ou dois ou níveis artrodesados;
- c) Ambos os sexos;
- d) Idade entre 18 e 50 anos;
- e) Cirurgia indicada por doença degenerativa ou trauma;

- f) Operados pela mesma técnica (Smith-Robinson) e mesmo cirurgião (Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar).

3.1.2 Critérios de exclusão - grupo operado

- a) Gestante;
- b) Sujeitos com dificuldade intelectual para compreensão do movimento a ser realizado;
- c) Sujeitos com dificuldade para leitura;
- d) Sujeitos re-operados;
- e) Pseudoartrose cervical observada em radiografias de controle pós-operatório;
- f) Dor cervical que cause limitação de movimento.

3.1.3 Critérios de inclusão - grupo controle

- a) Ambos os sexos;
- b) Entre 18 e 50 anos.

3.1.4 Critérios de exclusão - grupo controle

- a) Gestante;
- b) Sujeitos com dificuldade intelectual para compreensão do movimento a ser realizado;
- c) Sujeitos com dificuldade para leitura;
- d) Trauma cervical que tenha exigido atendimento médico;
- e) Dor cervical que cause limitação de movimento.

3.2 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

3.2.1 Local e equipamento

O estudo foi realizado na sala de hemodinâmica, no Serviço de Radiologia, no Hospital Universitário Cajuru (HUC). A sala de hemodinâmica é equipada com monitor de área (dispositivo de segurança) que alerta quando os níveis de radiação ultrapassam os limites de segurança.

As imagens foram geradas utilizando-se videofluoroscópio (intensificador de imagens) da marca Philips® modelo BV Endura (Holanda) (Figura 7), com 40 kVp e 100 mA a uma frequência de amostragem de 30 Hz.

Foi feito um filme de duração correspondente a três ciclos completos de movimento. O tempo máximo de exposição para execução dos três ciclos foi de 30 segundos. O exame foi feito no modo pulsado e o sistema de captação e digitalização das imagens foi acoplado à unidade. Durante o processo de geração das imagens, as mesmas, foram visualizadas em um monitor da marca Philips® de 17 polegadas.



Figura 7: Sala de hemodinâmica. Videofluoroscópio BV Endura (Philips®). Posicionamento do sujeito.

Todos os exames foram realizados pelo pesquisador devidamente protegido por colete de chumbo e por colar tireoidiano. O equipamento possui dispositivo sonoro de alerta caso o tempo de exame ultrapasse cinco minutos de duração.

Os filmes foram transferidos diretamente da unidade geradora para a unidade de processamento através do programa *Studio 9 (plus)*, que utiliza placa de captura gráfica *PINNACLE 9.4*. Três conjuntos de imagem foram extraídos: três posições de máxima flexão, três posições de máxima extensão e neutra. Utilizou-se para segmentação das imagens o programa *Windows Movie Maker (Microsoft®)*. Todas as imagens foram gravadas em CDs individuais para análise posterior.

3.2.2 Set-up experimental

Para a realização dos movimentos os sujeitos estavam sentados em uma cadeira com encosto que permitiu a fixação do tórax por meio de uma faixa elástica. A fixação do tórax minimiza alterações nos resultados por compensação do movimento cervical com a coluna torácica. A cadeira não continha apoio para os braços, de forma que os sujeitos mantivessem os ombros o mais baixo possível (de forma ativa), para permitir a visualização da última vértebra cervical.

O ombro esquerdo de cada indivíduo se manteve durante todo tempo do exame em contato com o intensificador de imagens, este procedimento permitiu a padronização da distância fonte/ sujeito/ intensificador.

Um arco, posicionado em frente ao paciente, com sua extremidade superior na direção do centro da calota craniana do sujeito examinado, orientou o movimento tanto na amplitude e na direção (estrutura do arco) como na velocidade do movimento por meio de *LEDs*, que acendem sequencialmente. Movimentos restritos à parte superior da coluna cervical, desvios do movimento do plano sagital e o movimento rápido, que levaria a distorção das imagens, ou o movimento muito lento, que submeteria os voluntários a uma carga maior (desnecessária) de radiação foram evitados (Figura 8).

Todas as imagens, de um mesmo sujeito, foram adquiridas no mesmo dia.

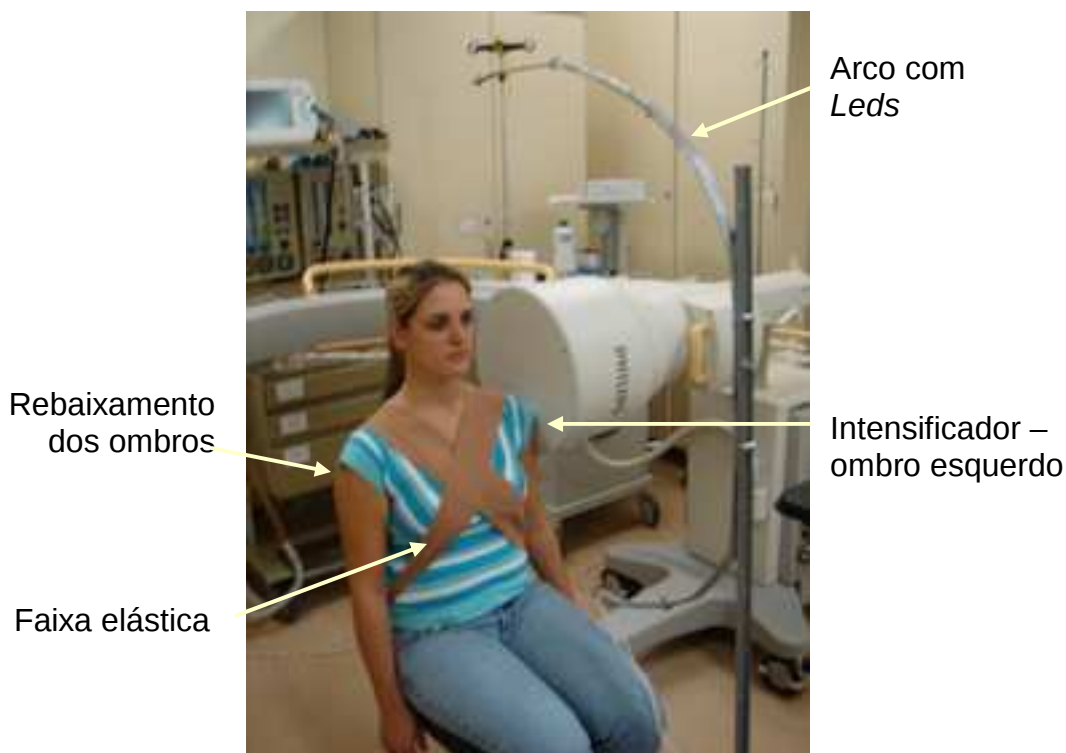


Figura 8: Posicionamento, faixa elástica e arco.

3.2.3 Procedimento de calibração da imagem

Para correção da distorção de forma utilizou-se um calibrador. O calibrador constituiu-se de uma placa acrílica, medindo 30 X 30 cm (900cm²) com 0,5mm de espessura, com 196 esferas de aço em sua superfície. As esferas de aço têm diâmetro de 3mm e distanciam-se vertical e horizontalmente 20 mm uma da outra, posicionadas nas intersecções de uma grade quadriculada (Figura 09). A confecção da placa acrílica se deu em laboratório de precisão com frezadora da marca Sunlike, modelo Iso 40 Digital na empresa Pietro Borgo e Cia. Ltda.

O calibrador foi posicionado a 30 cm do intensificador de imagens. Esta distância foi obtida multiplicando-se a altura média da população de acordo com a Organização Mundial de Saúde (1,70 m) pela distância da coluna cervical ao ombro estabelecida pela antropometria – 0,129 da altura do sujeito. Considerou-se ainda, que todos os indivíduos estavam vestidos.

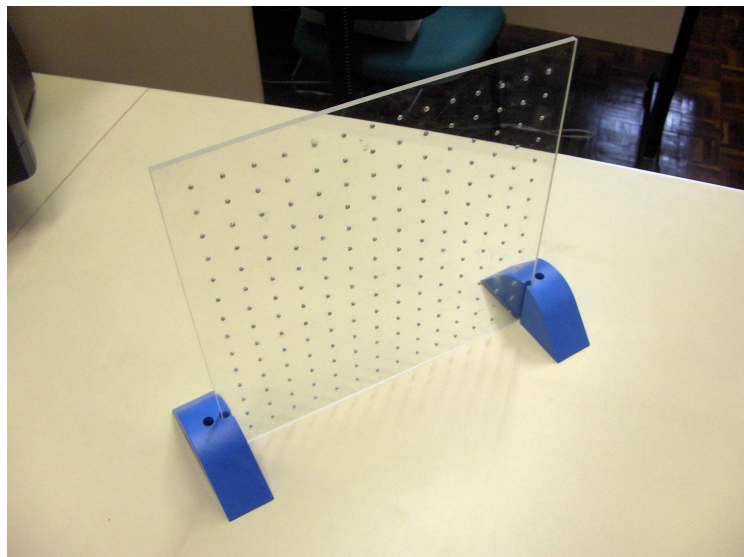


Figura 9: Calibrador de imagens.

3.2.4 Execução dos movimentos

Os voluntários de ambos os grupos realizaram movimentos de flexão e extensão completos, sem interrupção, a partir da posição neutra. Esta foi considerada, neste trabalho, como a posição de conforto com o olhar na posição horizontal.

Somente os movimentos do plano sagital foram considerados. A opção de análise somente no plano sagital relaciona-se ao fato de que a flexão e a extensão são os movimentos prevalentes na coluna subaxial. Além disso, por se tratar de estudo comparativo entre sujeitos operados e sadios, evitou-se que o grupo sadio fosse submetido a maior quantidade de radiação.

Antes do início da aquisição das imagens por videofluoroscopia os participantes realizaram três ciclos do movimento de forma ativa; posição neutra - flexão máxima - extensão máxima. A seguir, três ciclos, de forma idêntica aos anteriores, foram realizados para a aquisição das imagens. Os três primeiros ciclos serviram para o aprendizado do movimento, além disso, há maior fidelidade da amplitude entre o

quarto e o sexto ciclos. A média entre as medidas obtidas nos três últimos ciclos (considerando-se o erro médio) representou o grau de movimento individual em cada amplitude. Todos os sujeitos receberam orientação do pesquisador para realização dos movimentos antes do início da geração das imagens. Aqueles que apresentaram maior dificuldade foram orientados durante todo tempo do exame com comandos verbais.

O tempo de exame foi de 30 segundos sendo o tempo médio cinco segundos por ciclo (flexão máxima – extensão máxima) realizado.

3.3 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

Foram realizadas medidas angulares (valores em graus) e lineares (valores em *pixels*) intersomáticas, parciais e totais das imagens geradas. Para medidas lineares, neste estudo um *píxel* corresponde a 2,1mm.

As medidas intersomáticas angulares da posição neutra foram chamadas de rotação neutra, seguida pelo número do espaço intervertebral cervical a que se referia, por exemplo: rotação neutra C3-C4.

As medidas intersomáticas angulares de extensão foram chamadas de rotação extensão, seguida pelo número do espaço intervertebral cervical a que se referia, por exemplo: rotação extensão C3-C4.

As medidas intersomáticas angulares de flexão foram chamadas de rotação flexão, seguidas pelo número do espaço intervertebral cervical a que se referiam (Figura 10), por exemplo: rotação flexão C3-C4.

Para avaliação das amplitudes angulares no grupo controle e nos níveis adjacentes aos segmentos artrodesados nos pacientes, utilizou-se o método da tangente posterior ao corpo vertebral (BONO *et al.*, 2006). Para o cálculo da translação intervertebral, anterior e posterior, utilizou-se a distância entre os centros geométricos de duas vértebras adjacentes (REITMAN, MAURO *et al.*, 2004).

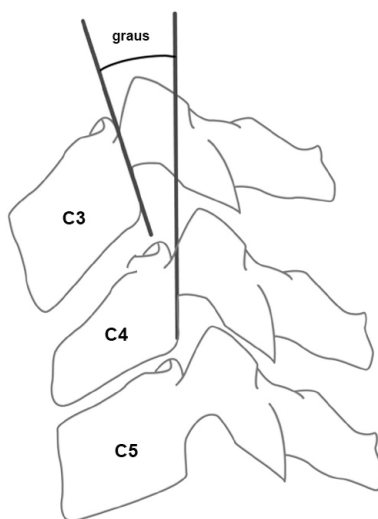


Figura 10: Método da tangente posterior ao corpo vertebral medindo o grau de rotação intersomática.

Fonte: modificado de (BONO et al., 2006).

As medidas intersomáticas lineares, foram chamadas de translação. Podendo ser medidas na extensão e na flexão. A elas adicionamos o número do espaço intervertebral cervical a que se referiam (Figura 11), por exemplo: translação flexão C4-C5

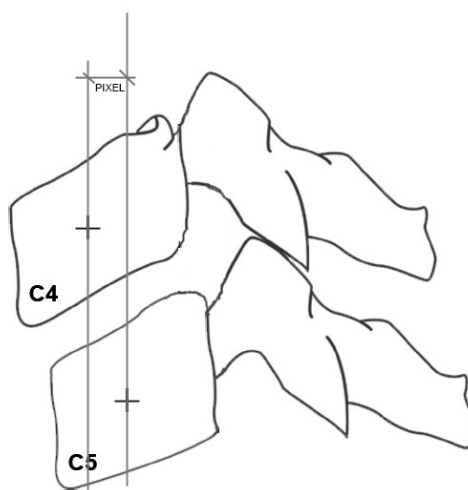


Figura 11: Centro geométrico da vértebra para medidas de translação intersomáticas.

Fonte: Modificado de (BONO et al., 2006).

Todas as medidas foram feitas para a terceira, quarta, quinta, sexta e sétima vértebra de todos os voluntários, Para o grupo de pacientes as medidas foram reali-

zadas em todos os níveis que não estivessem artrodesados e permitissem a visualização. No entanto, para análise e comparação foram considerados os níveis superior e inferior à fusão. As vértebras artrodesadas foram medidas em bloco.

A medida entre a terceira e a sétima vértebra cervical, tanto em extensão como em flexão, e na posição neutra, são chamadas de ângulo de C3-C7, e determinam o ângulo total de extensão, flexão e neutro (posição neutra) (Figura 12). Por exemplo: rotação flexão C3-C7; rotação extensão C3-C7; ângulo neutro C3-C7.

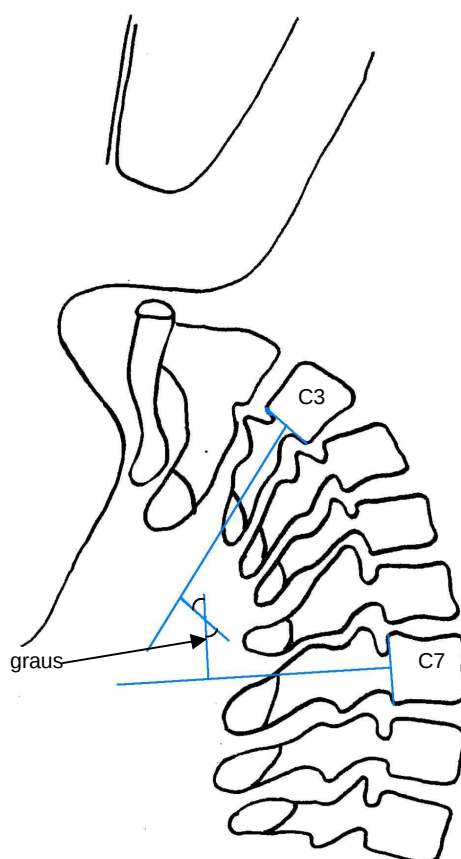


Figura 12: Medida do ângulo C3-C7 em extensão.

Considera-se arco total de movimento o ângulo entre a flexão máxima e a extensão máxima da coluna cervical. O arco total de movimento pode ser intersomático ou arco C3-C7. Calcula-se o arco total de movimento (intersomático ou C3-C7) fa-

zendo-se ângulo de flexão menos o ângulo de extensão (uma vez que foi atribuído sinal negativo à extensão) (Figura 13).

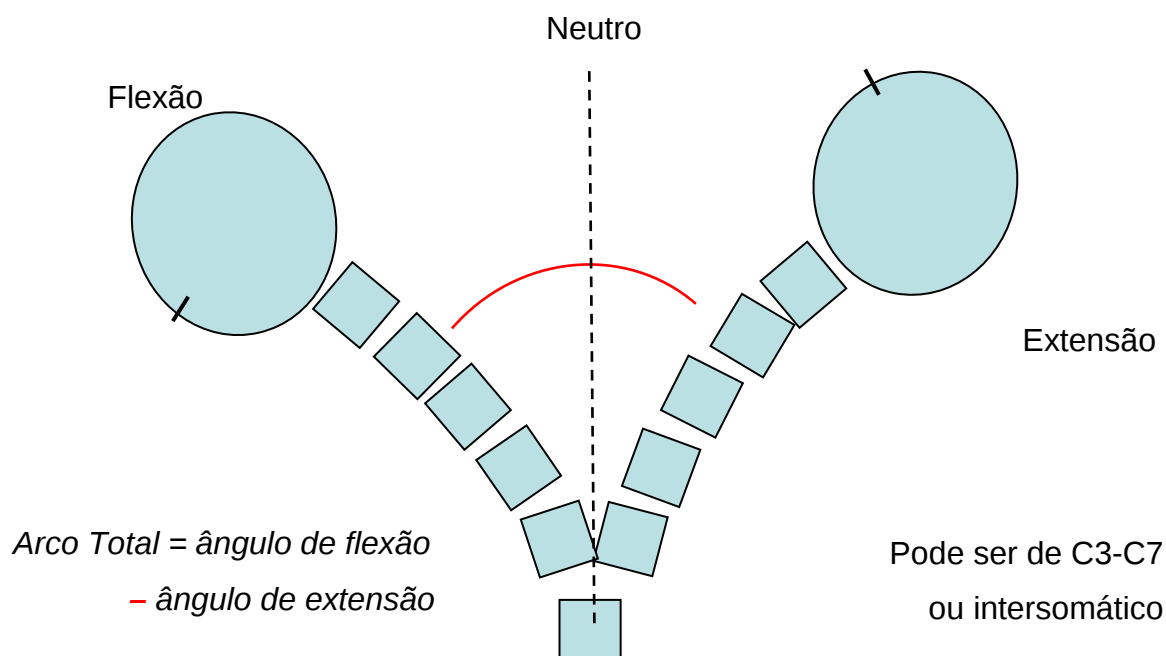


Figura 13: Amplitude do arco total de movimento de forma esquemática

Neste trabalho o arco C3-C7 reflete a amplitude da coluna subaxial não considerando o movimento da coluna cervical alta e do crânio.

Arco de flexão é o ângulo entre a posição neutra e a flexão máxima. Calcula-se fazendo a medida do ângulo de flexão menos a medida do ângulo neutro. Por exemplo: arco de flexão C3-C4.

Arco de extensão é o ângulo entre a posição neutra e a extensão máxima. Calcula-se fazendo a medida do ângulo neutro menos à medida do ângulo de extensão. Ambos podem ser intersomáticos ou de C3-C7 (Figura 14). Por exemplo: arco de flexão C3-C4.

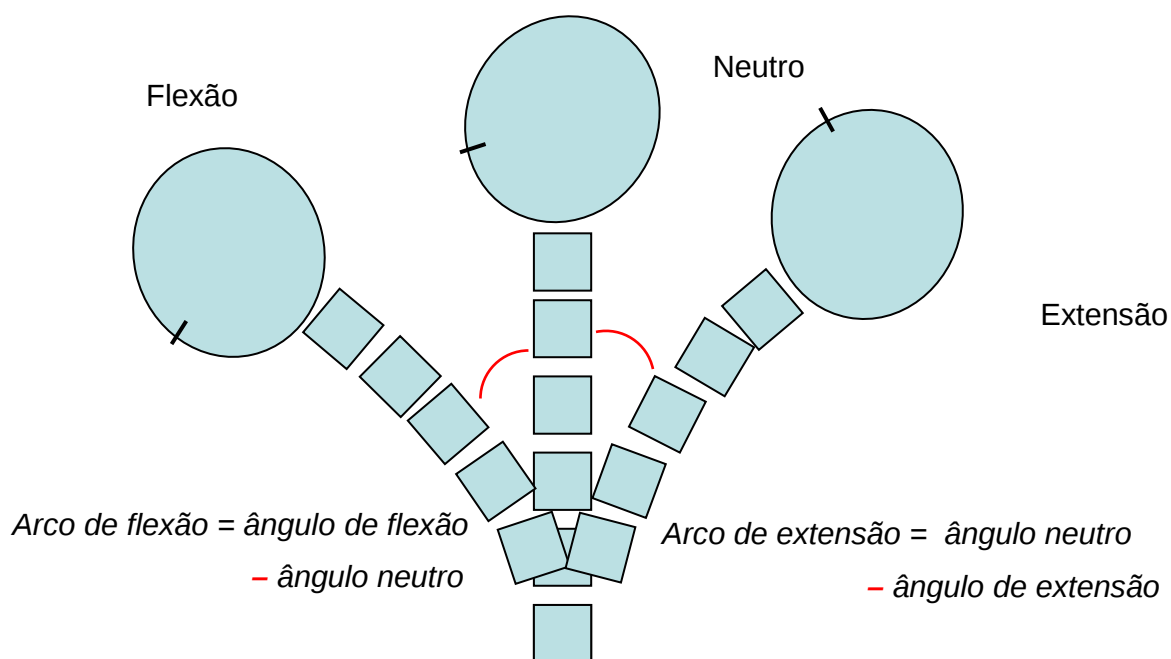


Figura 14: Amplitude dos arcos de flexão e extensão de forma esquemática

Os valores dos ângulos determinados entre estas linhas e o deslocamento antero-posterior dos centros geométricos foram utilizados para definir respectivamente os ângulos em flexão, extensão e neutro e as medidas de translação anterior e posterior.

As variáveis angulares estudadas (Arco de Rotação/ Flexão e Arco de Rotação/ Extensão) foram definidas como sendo a média das três medidas para cada segmento, sendo assim definidas e calculadas:

- Arco de Rotação/ Flexão (graus) = ângulo de flexão - ângulo neutro
- Arco de Rotação/ Extensão (graus) = ângulo neutro - ângulo extensão

Relativas ao nível avaliado

O Arco total C3-C7 do movimento foi definido como sendo a somatória das variáveis angulares de C3-C7.

Arco total C3-C7 (graus) = ângulo rotação flexão C3-C7 - ângulo rotação extensão C3-C7.

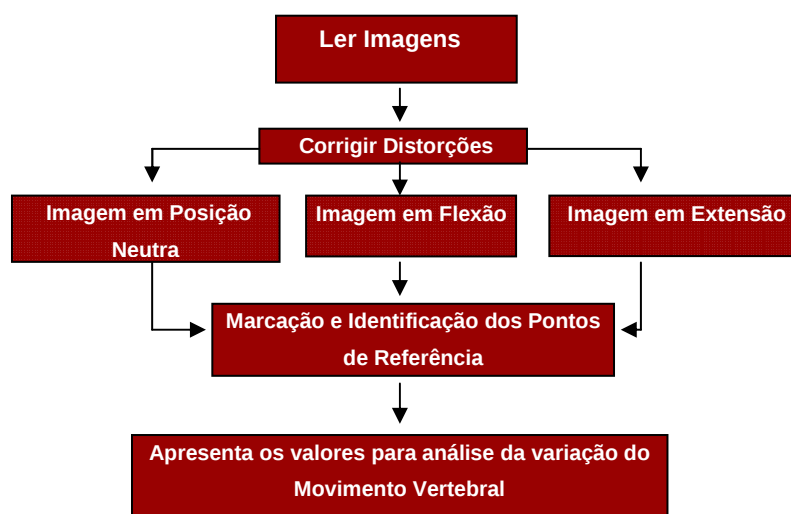
A variável linear (Translação) foi definida como sendo a média das três medidas do deslocamento antero-posterior do centro geométrico das vértebras.

Para movimentos de rotação e translação das vértebras realizados no sentido horário (extensão) atribuiu-se às imagens sinal negativo (-) e para movimentos no sentido anti-horário (flexão) sinal positivo (+).

3.4 ANÁLISE DAS IMAGENS

O fluxograma 1 descreve as principais tarefas realizadas pelo *software*, com as etapas da análise da imagem, conforme foi realizado nesse estudo.

Fluxograma do *software*:



Fluxograma 1: Etapas do processo de análise das imagens

3.4.1 Processamento relacionado à calibração para recuperação das coordenadas

Para análise e processamento das imagens foi utilizado um aplicativo, desenvolvido para esta pesquisa, em Matlab® (R2006a – *The MathWorks*). As imagens foram transferidas para o programa e as correções das distorções ocorridas em decorrência da magnificação dos raios e do efeito *pin cushion* do fluoroscópio foram efetuadas (através de registro das imagens por função polinomial). Este *software* também possibilitou a marcação de pontos de referência nas imagens e a determinação de valores de rotação (angulares) e translação (lineares) das vértebras.

Neste projeto optou-se por fazer a correção das distorções por meio do registro entre a imagem distorcida do calibrador e uma imagem referência composta por uma grade quadrada. Foram escolhidos 22 pontos (esferas) na imagem do calibrador (dentro da área de interesse na imagem) e os pontos correspondentes na imagem com a grade, gerando-se assim uma função polinomial de registro das imagens. Para isso estabeleceu-se uma correlação entre as coordenadas de pontos conhecidos do calibrador com as coordenadas correspondentes aos 22 pontos escolhidos na imagem. As coordenadas da imagem foram computadas a partir das coordenadas correspondentes no calibrador. Essa função polinomial foi então utilizada para correção de todas as imagens analisadas.

3.4.2 Correção de distorções

Na videofluoroscopia reproduz-se de forma bidimensional uma estrutura tridimensional, gerando uma imagem do elemento estudado com distorção espacial, referida na ótica como distorção não linear ou esférica. Também por ser o RX divergente na linha reta, quanto maior a distância que os raios centrais tenham que percorrer, maior será a distorção sofrida pela imagem. As distorções podem ser de tamanho e /ou da forma do objeto. Para distorções de tamanho os principais fatores de controle são a distância e o posicionamento fonte de radiação /objeto /intensificador. As distorções decorrentes da distância podem ser corrigidas por cál-

culos matemáticos conhecendo-se à distância entre os raios e o objeto (magnificação da imagem) (Figura 15). As distorções da forma caracterizam-se pelo efeito conhecido como *pin cushion* (almofada para alfinete). Nesta situação observa-se distorção máxima na periferia e mínima na região central. Os pontos periféricos são distendidos e os centrais comprimidos, independente do posicionamento do intensificador (Figuras 16 e 17).

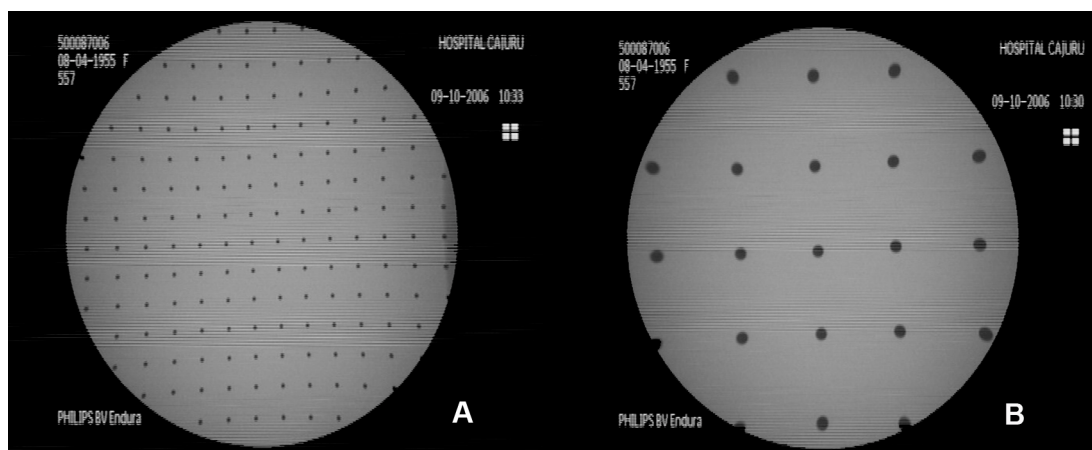


Figura 15: Magnificação da imagem; A, maior distância fonte/ objeto, B, menor distância fonte/ objeto

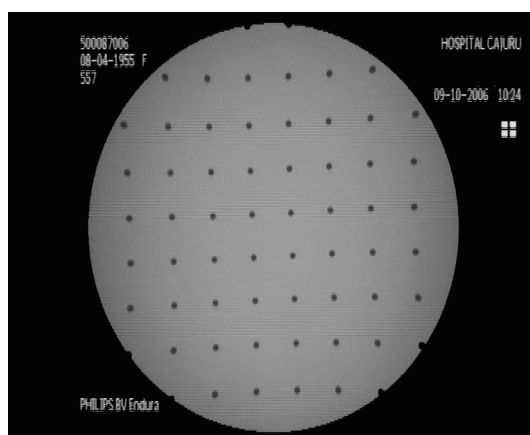


Figura 16: Efeito *pin cushion*, distorção máxima na periferia e mínima na região central.

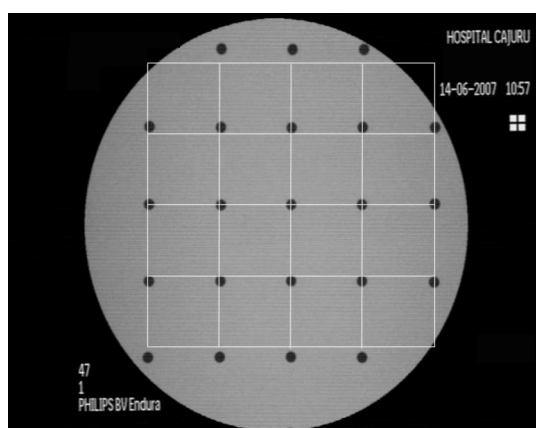


Figura 17: Efeito *pin cushion*, calibrador com sistema não linear de correção.

3.4.3 Marcação dos pontos

O método da tangente posterior é realizado traçando-se linhas nos bordos posteriores dos corpos vertebrais de duas vértebras, adjacentes ou não. O ângulo formado (com a intersecção das linhas) representa a medida da rotação intervertebral.

A determinação do centro geométrico de duas vértebras adjacentes permite o cálculo do movimento de translação intervertebral.

Os pontos de referência para determinação das tangentes posteriores e dos centros geométricos foram definidos como sendo o canto superior anterior, o superior posterior, o inferior posterior e o anterior inferior dos corpos vertebrais. (Figura 18)

Nos indivíduos operados os pontos anteriores, em razão da não visibilidade dos limites anteriores do corpo vertebral pela placa, estabeleceu-se como referência o ponto mais proximal do bordo superior e o ponto mais distal do bordo inferior da placa.

Nas vértebras fixadas consideraram-se os pontos superiores da vértebra proximal e os inferiores da vértebra distal.

A opção pela determinação de pontos no corpo vertebral se deve por ser de mais fácil visualização nos exames de videofluoroscopia que estruturas do arco posterior da vértebra.

Os pontos de referência foram digitalizados manualmente pelo pesquisador. Em todas as vértebras os quatro pontos foram marcados seqüencialmente no sentido horário, iniciando-se pelo canto superior anterior (ponto 1) (Figura 18).

A qualidade desta marcação foi determinada realizando-se uma ampliação da imagem, através de recurso do programa, para identificação exata do bordo posterior da vértebra.

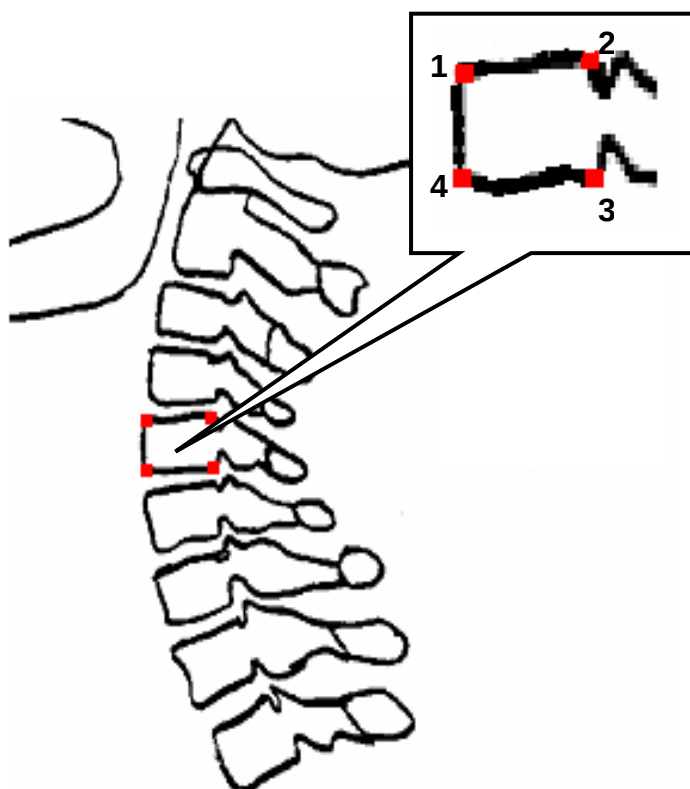


Figura 18: Coluna cervical, plano sagital.
Demonstrativo dos pontos referenciais

Utilizando-se o aplicativo produzido para Matlab[®] foram avaliadas as imagens de cada paciente, classificadas em um arquivo do banco de imagens que continha a identificação do paciente, o número da imagem e sua situação (flexão máxima, extensão máxima e posição neutra).

Com a imagem inserida no aplicativo, procedeu-se à marcação dos quatro pontos referenciais em cada vértebra analisada (Figura 19), a partir dos quais o aplicativo, automaticamente, determinava linhas traçadas ao longo da parte posterior do corpo vertebral (Figura 20), bem como o centro geométrico da vértebra (Figura 21).

O grupo selecionado inicialmente constituía-se de 40 voluntários, porém, em dois casos, um do grupo controle e outro do grupo estudo, a visualização de C7 não foi possível. Estas imagens não foram utilizadas e o número final da amostra foi de 38 participantes.



Figura 19: Pontos referenciais na vértebra C4 e no segmento de fusão C5-C6.



Figura 20: Linhas traçadas ao longo da parte posterior do corpo vertebral para cálculo das medidas angulares.



Figura 21: Centro geométrico da vértebra para cálculo das medidas lineares.

3.4.4 Determinação do erro do método

O erro do método intra-observador foi determinado a partir da comparação entre duas medidas feitas pelo mesmo observador utilizando-se o coeficiente de correlação de Pearson. Dez sujeitos foram selecionados por sorteio e suas medidas do ângulo total (C3-C7) nas posições de flexão máxima, neutra e extensão máxima foram refeitas após trinta dias pelo pesquisador.

Avaliação inter-observador foi realizada com todas as medidas de quatro sujeitos, dois do grupo operado e dois do grupo controle. Dois observadores fizeram as medidas em computadores distintos.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise estatística inicialmente foram calculadas as médias entre as medidas dos três movimentos de flexão e entre os três movimentos de extensão. Com este procedimento foi obtido um valor para medidas intersomáticas de flexão, um valor para medidas intersomáticas de extensão, um valor para o ângulo C3-C7 em flexão, um valor para o ângulo C3-C7 em extensão, um valor para posição neutra das medidas intersomáticas e do ângulo C3-C7.

A partir desses valores os arcos de movimento foram calculados.

Foi calculada a média para cada nível vertebral (das medidas angular e linear) e para o arco C3-C7 no grupo controle.

As medidas intersomáticas serviram de parâmetro para comparação com o nível superior e inferior no grupo operado. A medida do arco C3-C7 foi igualmente comparada com o grupo operado.

Para a análise dos dados foi considerado o resultado obtido de cada paciente individualmente, e o resultado médio dos indivíduos do grupo controle para o mesmo nível.

Para a avaliação da diferença do grupo estudo (operados), em relação aos valores de referência obtidos do grupo controle, foi usado o teste de comparação de média (t de *Student* para uma amostra) ou o teste não-paramétrico do sinal, quando

apropriado. Para a comparação de dois grupos independentes em relação a variáveis quantitativas foi usado o teste t de *Student* para amostras independentes ou o teste não-paramétrico de Mann-Whitney, quando apropriado. Em relação a variáveis dicotômicas estas comparações foram feitas usando-se o teste exato de Fisher.

Para cada uma das variáveis, testou-se a hipótese nula de que a diferença média entre o resultado do paciente e o resultado correspondente do controle é igual a zero, versus a hipótese alternativa de que a diferença não é igual a zero.

Para avaliação do erro de método intra-observador foi estimado o coeficiente de correlação de Pearson.

Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram organizados em planilha Excel (Microsoft[®]) e analisados com auxílio do programa computacional Statistica v.8.0.

3.6 QUESTIONÁRIO

Com o objetivo de comparar os resultados qualitativos e quantitativos dos pacientes foi utilizado o questionário *Neck Disability Index*, NDI. (HOWARD VERNON, 2007).

O questionário foi traduzido pelo pesquisador (Anexo C). Todos os sujeitos responderam ao questionário no dia em realizaram o exame. Somente os questionários do grupo operado foram utilizados para a pesquisa.

Cada um dos 10 itens é graduado de zero a cinco, com escore máximo de 50. O resultado obtido deve ser multiplicado por dois para se ter um percentual. Quando uma das respostas não for preenchida, deve ser substituída pela média das demais. O estudo original recomenda para interpretação os seguintes intervalos:

- a) 0 a 4: Sem disfunção;
- b) 5 a 14: Disfunção leve;
- c) 15 a 24: Disfunção moderada;
- d) 25 a 34: Disfunção severa;
- e) 35 a 50: Incapacidade.

Neste trabalho optou-se por agrupar os resultados:

- a) 0 a 24: grupo A – Disfunção Leve;
- b) >25: grupo B – Disfunção Grave.

4 RESULTADOS

Participaram da pesquisa 38 indivíduos, 20 do grupo controle e 18 do grupo operado, sendo do grupo controle dez do gênero feminino e dez do gênero masculino, do grupo operado, cinco do gênero feminino e 13 do gênero masculino.

Em ambos os grupos a idade mínima foi de 18 anos, no grupo controle a idade máxima foi de 44 anos e no grupo operado de 48 anos. O quadro 2 relaciona o número de níveis artrodesados, os níveis artrodesados e o número de casos do grupo estudo.

Níveis Artrodesados		Número de Casos
1 Nível	C3-C4	1
	C5-C6	2
	C6-C7	6
2 Níveis	C4-C5-C6	4
	C5-C6-C7	5

Quadro 2 : Grupo operado. Distribuição do número de casos artrodesados.

O quadro 3 apresenta as medidas angulares do grupo controle para cada nível e cada variável. Observa-se que há maior amplitude em C5-C6.

Variável Angular – Rotação (graus)			
Nível	Extensão	Flexão	Arco Total
C3/C4	6,1	5,2	11,3
C4/C5	9,1	4,8	13,9
C5/C6	9,8	6,4	16,2
C6/C7	6,1	5,6	11,7

Quadro 3 : Medida em graus de rotação dos movimentos de extensão e flexão dos níveis C3/4, C4/5, C5/6, C6/7 e do arco total do grupo controle

O quadro 4 apresenta as medidas lineares. Observa-se que os níveis superiores têm maior amplitude de translação que o nível C6-C7.

Variável Linear - Translação (pixels)		
Nível	Extensão	Flexão
C3/C4	2,4	3,0
C4/C5	1,8	3,1
C5/C6	1,8	1,8
C6/C7	0,3	1,5

Quadro 4: Medida linear em *pixels* de translação durante o movimento de extensão e flexão dos níveis C3/4, C4/5, C5/6 e C6/7 do grupo controle.

4.1 MEDIDAS DO ARCO C3-C7

4.1.1 Arco total

O arco total no grupo controle é significativamente maior que no grupo operado (Tabela 1 e Gráfico 1).

Tabela 1: Resultados do arco total de C3-C7 do grupo <u>operado</u> em relação ao <u>controle</u>				
Grupo	n	Média	Desvio Padrão	Valor de p [*]
Operados	18	29,72	12,27	< 0,001
Controle	20	54,15	8,54	

Teste t de *Student* para uma média ($p < 0,05$).

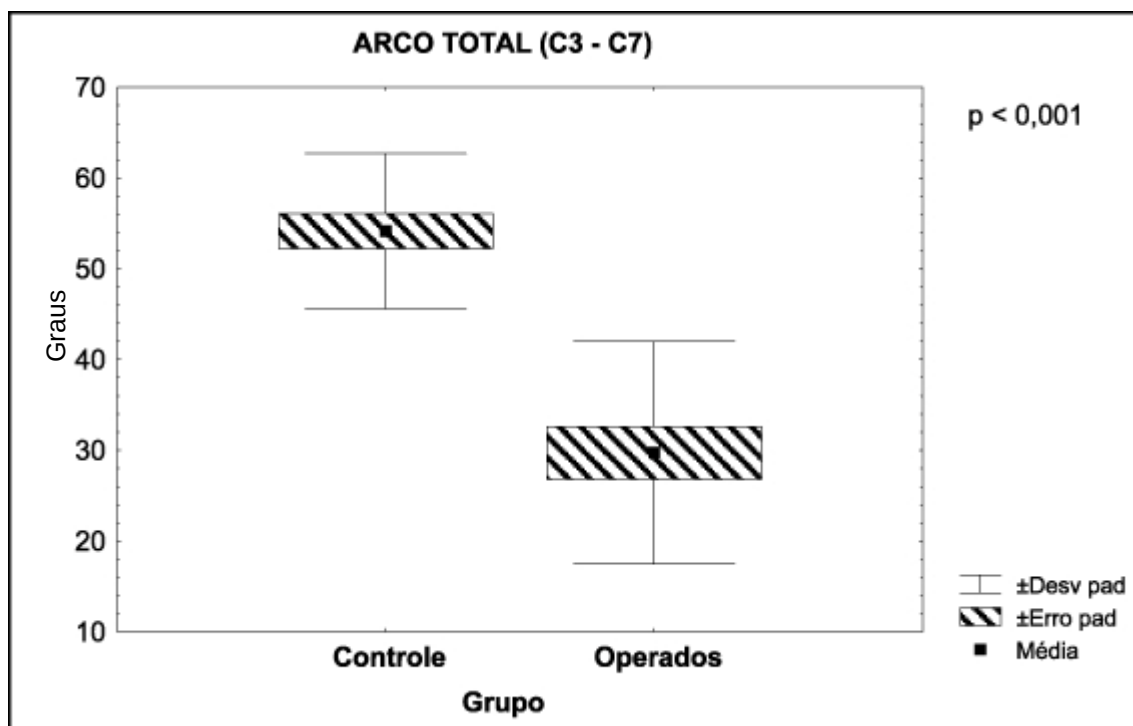


Gráfico 1: Resultados do arco total de C3-C7 do grupo operado em relação ao controle.

4.1.2 Arco C3 – C7 de flexão e extensão

As médias dos arcos de flexão C3-C7 e extensão C3-C7 são maiores no grupo controle que no grupo operado (Tabelas 2 e 3).

Tabela 2: Resultados do arco de flexão de C3-C7 do grupo operado em relação ao controle

Grupo	n	Média	Desvio Padrão	Valor de p *
Operado	18	15,28	9,70	0,027
Controle	20	22,19	8,73	

Teste t de Student para uma média ($p < 0,05$).

Tabela 3: Resultados do arco de extensão de C3-C7 do grupo operado para cada nível e cada variável em relação ao grupo controle.

Grupo	n	Média	Desvio Padrão	Valor de p *
Operado	18	14,55	11,34	<0,001
Controle	20	31,96	10,18	

Teste t de Student para uma média ($p < 0,05$).

4.1.3 Percentuais de flexão e extensão que compõe o arco total

Na tabela 4 são apresentadas as proporções (em porcentagem) de flexão e extensão que compõe o arco total. Observa-se que existe proporcionalidade entre as medidas.

Tabela 4: Resultados de cada variável flexão e extensão (em porcentagem) que compõe o arco total do grupo operado em relação ao grupo controle.

Grupo	Variável	n	Percentuais correspondentes à flexão e extensão	
			Média (%)	Desvio Padrão (%)
Operado	Flexão	18	45,74	23,88
	Extensão	18	54,26	23,88
Controle	Flexão	20	41,25	16,75
	Extensão	20	58,75	16,75

4.2 MEDIDAS INTERSOMÁTICAS

4.2.1 Medidas dos arcos intersomáticos. Diferença entre grupo operado e grupo controle

Não foram observadas diferenças estatísticas entre os grupos quando cada nível foi avaliado separadamente (Tabela 5).

Tabela 5: Resultados da diferença dos arcos totais intersomáticos entre o grupo operado e o grupo controle

Variável (nível)	Grupo	n	Media (graus)	Desvio padrão (graus)	IC95%	Valor de p
C3-C4	Operado	18	10,69	5,99	2,04±3,91	0,515 ^a
	Diferença (operado-controle)	18	0,94	5,99		
C4-C5	Operado	13	13,55	8,24	4,66±5,30	0,891 ^a
	Diferença (operado-controle)	13	0,32	8,24		
C5-C6	Operado	08	11,85	4,63	-	0,077 ^b
	Diferença (operado-controle)	08	4,26	4,63		
C6-C7	Operado	07	12,80	7,01	-	1 ^b
	Diferença (operado-controle)	07	-1,90	7,01		

(a) Teste t de *Student* para uma média ($p<0,05$)(b) Teste não-paramétrico do sinal ($p<0,05$)

4.2.2 Medidas intersomáticas do nível adjacente superior

A diferença de amplitude de movimento entre o grupo operado e o grupo controle na avaliação do movimento de rotação vertebral durante a extensão para o nível adjacente superior (do grupo operado), demonstrou significância estatística. O grupo controle tem maior amplitude de extensão que o grupo operado (Tabela 6 e gráfico 3).

A diferença de amplitude de movimento entre o grupo operado e o grupo controle na avaliação do movimento de rotação vertebral durante a flexão para o nível adjacente superior (do grupo operado), demonstrou significância estatística. O grupo operado tem maior amplitude de extensão que o grupo controle (Tabela 6 e Gráfico 4).

Tabela 6: Medidas intersomáticas angulares do nível adjacente superior, em indivíduos do grupo operado em relação ao grupo controle.

Variável Angular (graus)	Grupo	n	Média	Desvio Padrão	IC95%	Valor de p*
Extensão rotação superior	Operado	18	5,8	4,85	0,07±5,49	0,045
	Diferença (operado-controle)	18	2,78	5,45		
Flexão rotação superior	Operado	18	7,95	4,60	-4,9±0,28	0,030
	Diferença (operado-controle)	18	-2,60	4,65		

(*) Teste t de Student para uma média, $p < 0.05$

Plotando-se os resultados do movimento de rotação vertebral na extensão, sem pareamento dos sujeitos, observa-se em gráfico de dispersão que há distribuição homogênea no grupo controle. (Gráfico 2)

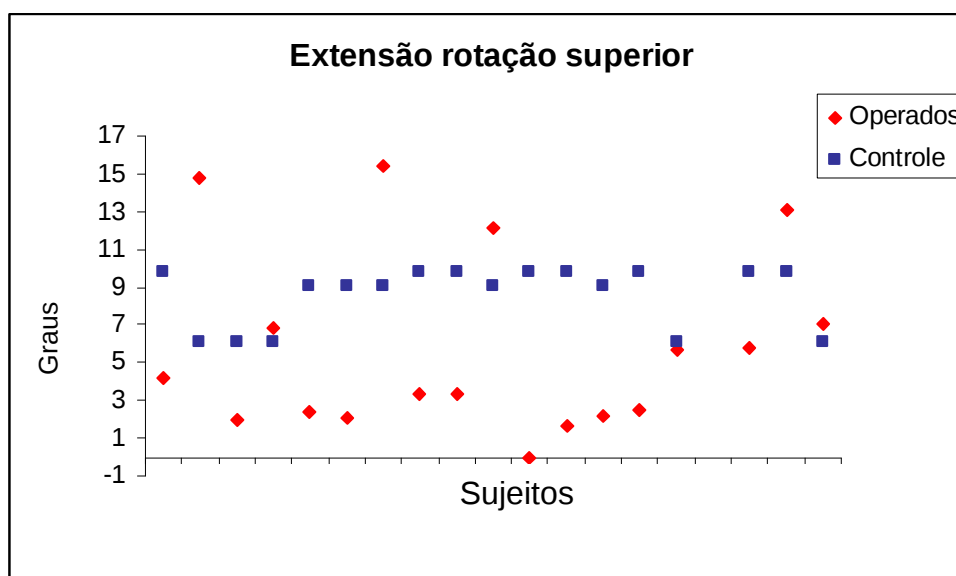


Gráfico 2: Medidas intersomáticas angulares de extensão, do nível adjacente superior, em indivíduos operados em relação ao grupo controle.

Plotando-se os resultados do movimento de rotação vertebral na flexão, sem pareamento dos sujeitos, observa-se em gráfico de dispersão que há distribuição homogênea com valores menores no grupo controle. (Gráfico 4)

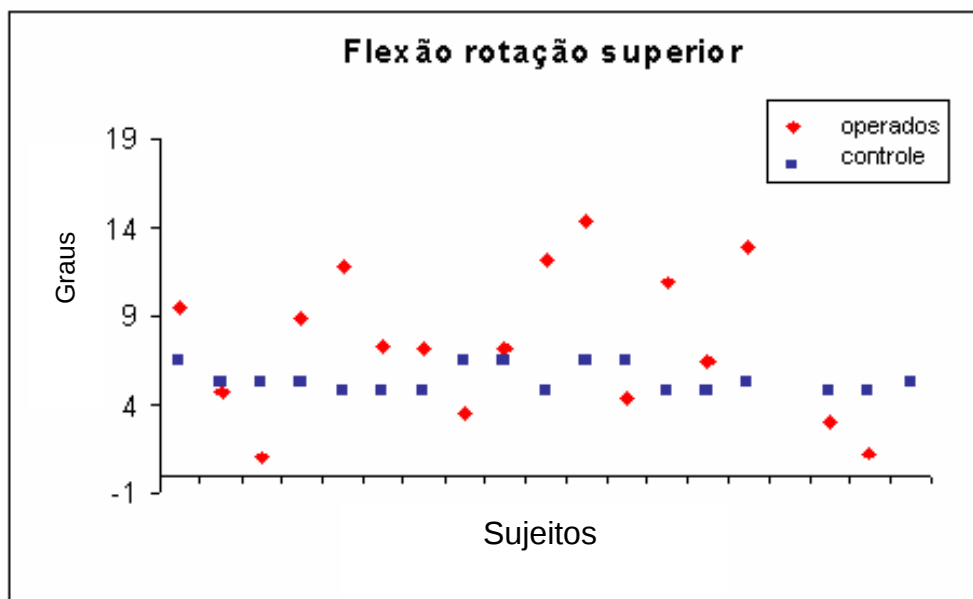


Gráfico 3: Medidas intersomáticas angulares de flexão, do nível adjacente superior, em indivíduos operados em relação ao grupo controle.

4.3 NECK DISABILITY INDEX - NDI X VARIÁVEIS DO ESTUDO

Observou-se que no grupo operado, de acordo com o NDI, pacientes com média de idade maior apresentaram maior disfunção (Tabela 7).

Tabela 7: Variação da idade em relação aos grupos A (disfunção leve) e B (disfunção grave).

Variável	NDI	n	Média	Desvio Padrão	Valor de p [*]
Idade (anos)	A	11	29,00	7,94	0,020
	B	7	40,29	8,26	

(*) Teste não paramétrico Mann-Whitney, $p < 0,05$

Em relação aos gêneros não foram observadas diferenças quanto ao grau de função (Tabela 8).

Tabela 8: Participação absoluta e percentual de cada gênero em relação aos grupos A (disfunção leve) e B (disfunção grave).

Gênero	NDI			
	A		B	
	n	%	n	%
Masculino	2	28,57%	5	71,43%
Feminino	3	27,27%	8	72,73%
Total	5		13	

Valor de $p=0,998$ (teste exato de Fisher, $p<0,05$)

4.4 ERRO DO MÉTODO

Para avaliação do erro de método intra-observador foi estimado o coeficiente de correlação de Pearson. Observou-se forte correlação, com significância estatística, entre a primeira e a segunda medidas realizadas para o ângulo C3-C7 tanto na flexão e na extensão, como na posição neutra. As tabelas 9 a 11 e os gráficos 4 a 6 demonstram a análise.

Tabela 9: Primeira e segunda medidas de extensão de um observador.

Medidas	n	Média	Desvio Padrão
Medida extensão 1	10	-33,00	11,57
Medida extensão 2	10	-31,96	12,69
Diferença percentual	10	-4,74	9,19

0,9742 Coef de correlação de Pearson
p=0,000

Tabela 10: Primeira e segunda medidas de flexão de um observador.

Medidas	n	Média	Desvio Padrão
Medida flexão 1	10	-0,56	11,00
Medida flexão 2	10	-0,97	11,23
Diferença percentual	10	1,03	20,23

0,9906 Coef de correlação de Pearson
p=0,000

Tabela 11: Primeira e segunda medidas da posição neutra de um observador.

	n	Média	Desvio Padrão
Medida neutro 1	9	-18,07	11,27
Medida neutro 2	9	-18,03	10,16
Diferença percentual	9	5,15	17,40

0,9877 Coef de correlação de Pearson
p=0,000

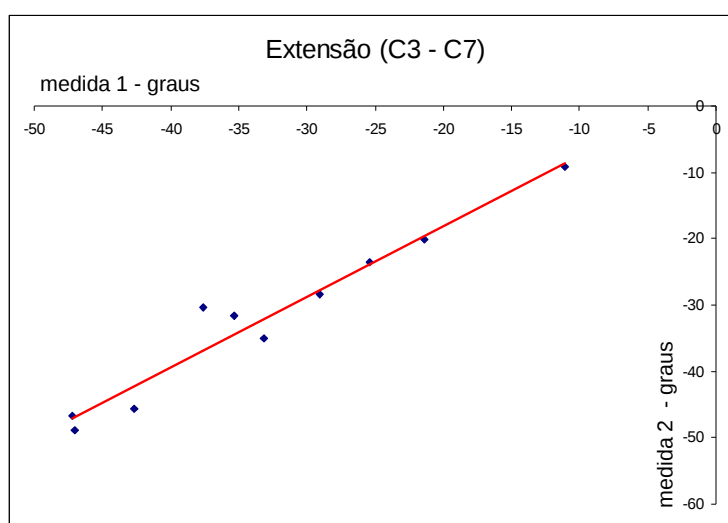


Gráfico 4 : Primeira e a segunda medidas de extensão de um observador.

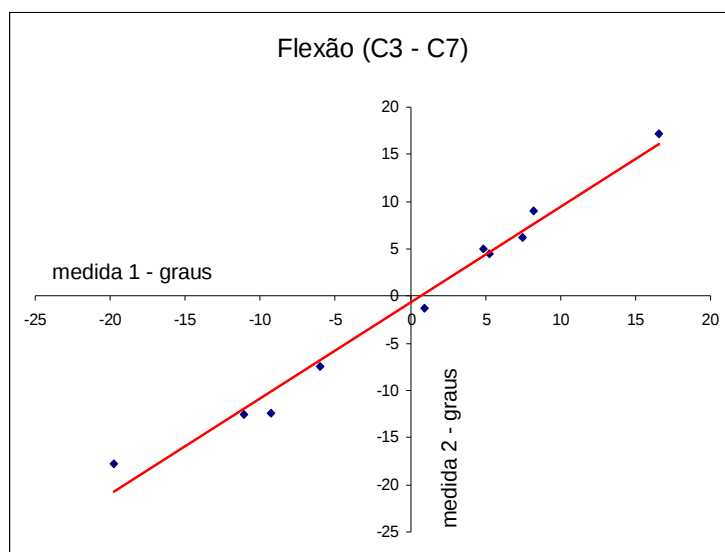


Gráfico 5: Primeira e a segunda medidas em flexão de um observador.

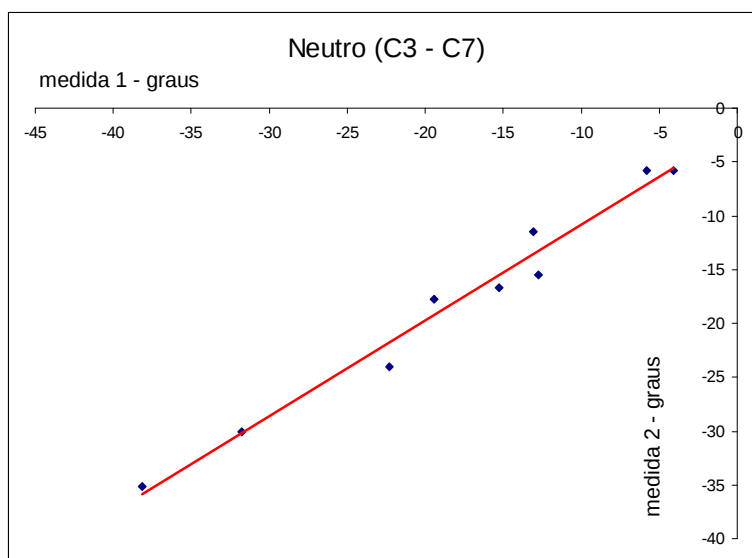


Gráfico 6: Apresenta a primeira e a segunda medidas da posição neutra de um observador.

A análise interobservador foi realizada com dois observadores independentes. Utilizaram-se as medidas de extensão do arco total C3-C7. A diferença percentual entre as medidas foi de 12,43% ($\pm 4,10$).

5 DISCUSSÃO

5.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A METODOLOGIA ADOTADA

A fixação anterior e a descompressão são atualmente reconhecidas como padrão ouro de tratamento nos casos de trauma, tumor e doença degenerativa da coluna cervical (MATSUNAGA *et al.*, 1999). O processo degenerativo que ocorre nos níveis adjacentes à fusão na coluna cervical, posterior ao procedimento, é reconhecido por vários cirurgiões e pesquisadores. As causas que levam a ele, no entanto, ainda são pouco entendidas, e talvez por isso, os resultados das pesquisas divergentes (LIU *et al.*, 2007). Muitos acreditam que a fixação gera algum tipo de compensação mecânica nos níveis adjacentes, com múltiplas conseqüências, e dentre estas o aumento das amplitudes de movimento (ECK *et al.*, 2002; ZENG *et al.*, 2004).

O estudo das amplitudes de movimentos da coluna cervical ainda é um desafio, e questões como “qual a técnica de mensuração mais confiável?” feita por Dvorak *et al.* (1988) permanecem motivando pesquisas

Diferentes métodos têm sido utilizados para avaliação da mobilidade cervical normal e patológica. Exames radiológicos convencionais, embora muito utilizados (DVORAK, PENNING *et al.*, 1988; BABA *et al.*, 1993; GOFFIN *et al.*, 1995), não oferecem confiabilidade e seu grau de precisão é pequeno. Além disso, expõe o paciente a quantidades relativamente grandes de radiação, dificultando sua utilização em pesquisas (REITMAN, HIPPEL *et al.*, 2004; WONG *et al.*, 2006). Técnicas invasivas como a estereofotogrametria, com a colocação de marcadores ósseos para análise, apesar da precisão, são de difícil interpretação e sujeitas à possibilidade de visualização dos marcadores. Por isso tem limitações clínicas além de dependerem de um procedimento cirúrgico (REITMAN, HIPPEL *et al.*, 2004). A goniometria e a eletrogoniometria, ainda que associadas a técnicas de imagem, têm apresentado resultados imprecisos, uma vez que é inevitável o erro causado pela interface entre a pele e o equipamento (WONG *et al.*, 2006). Alguns autores vêm defendendo o uso da videofluoroscopia na avaliação do movimento intervertebral (REITMAN, HIPPEL *et al.*, 2004; WONG *et al.*, 2006). Embora seja um método bastante antigo, só recentemente vem

sendo utilizado no âmbito da cinemática articular (SILVEIRA *et al.*, 2005) e incorporado à rotina das clínicas e hospitais (SUBRAMANIAN *et al.*, 2007). Por meio da videofluoroscopia pode-se avaliar o arco de movimento cervical total, em qualidade e em quantidade, (GATLIN, 1995) sendo que a quantidade de radiação emitida chega a ser 80% menor que na radiografia convencional (SILVEIRA *et al.*, 2005).

No presente trabalho utilizou-se a técnica de videofluoroscopia sendo a análise e processamento das imagens realizadas por um aplicativo desenvolvido, para esse estudo, em Matlab® (R2006a – *The MathWorks*). As imagens foram interpretadas e as correções necessárias das distorções foram efetuadas (através de registro polinomial). Este aplicativo também possibilitou a marcação de pontos de referência, de forma manual, nas imagens, e a determinação de valores de rotação (angulares) e translação (lineares) das vértebras de forma automática.

Considerando a qualidade das imagens geradas por videofluoroscopia, e a possibilidade de erro médio, foram realizados três conjuntos de imagem (três imagens em flexão, três em extensão e a posição neutra) de cada indivíduo participante do estudo. Foi realizada a determinação manual dos limites angulares de cada vértebra, como pontos referenciais, para a determinação do centro geométrico da vértebra e das linhas posteriores do corpo, utilizados para o cálculo, respectivamente, da translação e rotação entre os segmentos. Alguns autores atribuem maior confiabilidade aos métodos automáticos de marcação destes pontos referenciais, por considerar a possibilidade de erro humano (REITMAN, HIPPEL *et al.*, 2004; WONG *et al.*, 2006). A qualidade das imagens geradas pela videofluoroscopia não permite um espectro muito bem definido de tons de cinza, a marcação dos pontos, ou do contorno da vértebra, de forma automática, poderia induzir erros de maior magnitude. O sistema semi-automático, com identificação manual dos pontos e cálculo automático do centro geométrico, linhas, translação e rotação, aqui utilizado, possibilitou a correção de erros de forma individualizada sem repetição sistemática. Embora com maior gasto de tempo, pela necessidade de ampliação, conferência e repetição do processo, a precisão foi maior. Por se tratar de estudo comparativo entre sujeitos operados e saudáveis, com a técnica de videofluoroscopia evitou-se, também, que os indivíduos fossem submetidos a maior quantidade de radiação.

Todas as medições foram realizadas a partir de imagens obtidas no plano sagital, uma vez que a flexão e a extensão são os movimentos prevalentes na coluna subaxial (DVORAK *et al.*, 1993).

5.2 ERRO DO MÉTODO

De acordo com a literatura muitos erros acontecem quando as medidas são feitas de forma manual (WONG *et al.*, 2006). Além de consumir tempo as diferenças entre observadores são inevitáveis. Taylor *et al.* (2007) publicaram um estudo comparando resultados de avaliação de medidas de movimento da coluna cervical, com e sem auxílio de recursos de tecnologia computadorizada. Concluíram que medidas feitas sem auxílio tecnológico não são confiáveis.

Em nosso trabalho procuramos desenvolver um sistema de medida semi-automático e pudemos observar que o método mostrou-se eficiente para medidas realizadas pelo mesmo observador (Tabelas 09, 10 e 11 e Gráficos 5, 6 e 7). A diferença percentual entre a primeira e a segunda medida foi de 4,7% no movimento de extensão, 1,0% no movimento de flexão e 5,1% na posição neutra o que representa uma média de 3,64%. De acordo com a avaliação qualitativa do grau de correlação entre duas variáveis, o coeficiente de Pearson entre 0,6 e 0,9 determina correlação muito forte (CALEGARI; SÍDIA, 2003).

Dois observadores independentes (incluindo o pesquisador) realizaram medidas, sempre com a mesma ênfase na precisão, porém, quando comparadas, as diferenças entre eles se mostram significativas 12,43% ($\pm 4,10$). Atribui-se essa diferença ao não treinamento adequado dos observadores e ao uso de equipamentos distintos para análise.

O método atualmente mais utilizado para este tipo avaliação, reconhecido pelo FDA, *Food and Drug Administration*, foi desenvolvido pela *Medical Metrics, Inc.*, *Houston, TX (KIMAX QMA)* (REITMAN, HIPPE *et al.*, 2004; REITMAN, MAURO *et al.*, 2004)

Nossos dados são comparáveis aos da literatura. Questiona-se a utilização de métodos automáticos, sem a utilização de marcadores, levando-se em conta a qualidade das imagens de videofluoroscopia.

5.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS RESULTADOS OBTIDOS

Na coluna subaxial o movimento de um segmento ocorre simultaneamente nas duas articulações apofisárias laterais, nas articulações intersomáticas e nas articulações de Luschka (OLIVER; MIDDLEDITCH, 1998).

As facetas articulares de C3 a C7 apresentam-se como o eixo de rotação vertebral, e em razão da sua orientação coronal pouco limitam os movimentos de flexão-extensão, flexão lateral e rotação. Estes movimentos são significativos nesta região, sendo prevalentes os do plano sagital (BENZEL, 2005).

Existe uma discordância na literatura sobre qual o nível cervical onde a maior amplitude angular de movimento é observada no plano sagital. Para Reitman *et al.* (2004) este nível foi C4/C5. A maioria dos autores, no entanto, encontraram maior mobilidade segmentar em C5-C6 (DVORAK *et al.*, 1993) (BENZEL, 2005) (STERLING *et al.*, 2008). Neste estudo também se observou maior amplitude de movimento em C5/C6 (Quadro 1).

Diferentes metodologias levam a valores distintos das medidas realizadas (DVORAK, FROEHLICH *et al.*, 1988), bem como, diferenças antropométricas entre as populações pesquisadas causam diferenças nos valores reais encontrados de aproximadamente 10% (CHERUBINO *et al.*, 1990). Não existe um padrão de medida estabelecido (LIM *et al.*, 1997). Medidas *in vitro* e *in vivo* são diferentes (PANJABI *et al.*, 2001).

O gráfico 7 apresenta os resultados de quatro autores para o arco total de movimento. Pode-se observar maior amplitude em C4-C5 para Reitmann *et al.* (2004), C5-C6 para Dvorak *et al.* (1993) e neste estudo, e igual entre C4-C5 e C5-C6 para Benzel (2005).

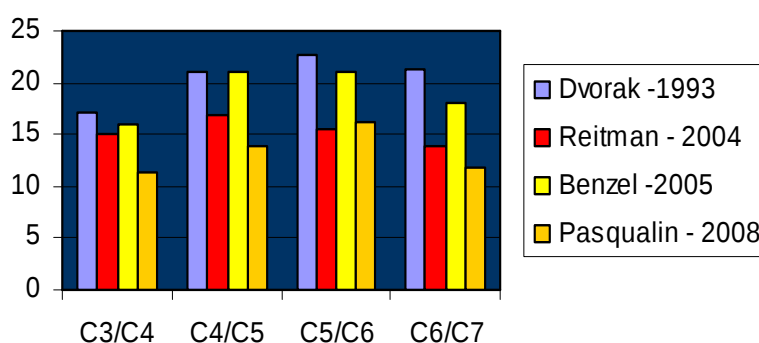


Gráfico 7: Demonstra comparativamente às amplitudes de movimento entre autores diferentes

Nos segmentos C4/C5 e C5/C6 onde grau de mobilidade é maior, os segmentos são mais suscetíveis ao estresse funcional, logo às alterações degenerativas. Neste estudo foi observada maior mobilidade em C5-C6 corroborando com a literatura (DVORAK, FROEHLICH *et al.*, 1988; DVORAK *et al.*, 1993; HERRMANN; GEISLER, 2004; WHITE *et al.*, 2007).

A junção cervicotorácica (C6-T1), onde a coluna cervical (com grande mobilidade) é adjacente à coluna torácica (relativamente rígida), é uma região predisposta a lesões traumáticas (OLIVER; MIDDLEDITCH, 1998; BENZEL, 2005). Se compararmos os sujeitos operados por doença degenerativa com os operados por trauma, observa-se comprometimento maior em C6-C7 no grupo operado por trauma (71,4% versus 58,3%).

A orientação das facetas muda significativamente entre C6 e T1, isto combinado com o fato de não existirem costelas para proteção, deixa o segmento mais suscetível a traumas translacionais (BENZEL, 2005). Um segmento móvel adjacente a um segmento rígido está suscetível às tensões de movimento, neste caso, acentuadas pela transmissão do peso da cabeça (OLIVER; MIDDLEDITCH, 1998). Pode-se observar no quadro 3 que existe uma diminuição da amplitude de translação dos níveis superiores para o nível C6-C7, no grupo controle. Reitmann *et al* (2004) estudando indivíduos sadios também observou diferença de C6-C7 em relação aos outros níveis.

No grupo operado, foi observada diferença estatisticamente significativa entre as medidas do arco total de movimento (C3-C7) considerando-se os dois grupos estudados (indivíduos operados e grupo controle) (Tabela 1 e Gráfico 2).

Quando se estudou separadamente o arco de flexão e extensão (C3-C7), pode-se observar que o resultado do teste estatístico indicou que existe diferença significativa entre indivíduos do grupo operado e indivíduos do grupo controle em relação à média do arco C3-C7 em flexão e extensão (Tabelas 2 e 3).

Avaliando-se a proporção dos componentes de flexão e extensão que compõe o arco total nos dois grupos, não se observa diferença significativa.

Ao se fazer análise da mobilidade rotacional do nível adjacente, superior à fusão, pode-se observar que existe diferença significativa entre os grupos no que se refere ao movimento em extensão ($p=0,045$). O grupo operado apresenta menor mobilidade em extensão que o grupo controle. A esse resultado atribuiu-se o fato de que todos os pacientes operados sofrem correção da curvatura cervical por meio da

placa de fixação com a qual se procura recuperar a curvatura lordótica fisiológica. Com isto, o arco de movimento em extensão fica menor. De acordo com Hwang *et al.* (2007), o aumento da lordose determina diminuição da mobilidade do segmento adjacente.

Também foi encontrada diferença estatisticamente significativa para o movimento de rotação em flexão no nível adjacente superior à artrodese ($p=0,030$). Existe um acréscimo de mobilidade rotacional em flexão no nível adjacente superior a uma artrodese em relação ao movimento fisiológico normal.

Os resultados obtidos não indicam diferença estatisticamente significativa entre os grupos, em relação às medidas obtidas para translação, quer seja no nível superior ou inferior, nem para rotação (flexão ou extensão) no nível inferior à artrodese. Quanto aos arcos totais intersomáticos, não houve diferença estatisticamente significativa entre os níveis adjacentes à artrodese e o grupo controle. Isto se deve ao fato de que se observou aumento da flexão no nível adjacente superior, porém uma redução da extensão, o que fez com que o valor total do arco no grupo operado se mantivesse dentro da mesma proporção que o grupo controle. Este dado é bastante significativo, pois indica que, mesmo se constatando arcos totais adjacentes semelhantes ao grupo controle, pode-se supor que possa existir algum estresse biomecânico em flexão no nível adjacente superior. Zeng *et al.* (2004) avaliaram 66 casos, com radiografias dinâmicas, comparando pré e pós-operatório de coluna cervical com artrodese (*follow-up* de 10,5 anos), e constataram que a mobilidade global diminuiu, a dos níveis não adjacentes permaneceu inalterada e a mobilidade dos níveis adjacentes aumentou. Observou-se similaridade entre os resultados encontrados no trabalho citado e os desse estudo.

Chama a atenção a importância da análise percentual de composição dos arcos de movimento. Em situações onde esta não é levada em consideração, pode passar despercebida a desproporção dos movimentos, sendo a hipermobilidade em flexão “mascarada” pela diminuição pós-operatória da extensão.

Com o aumento da idade verifica-se também diminuição dos movimentos. Dvorak *et al.* (1992) concluíram que há diminuição significativa da mobilidade na coluna subaxial com a idade, exceto na rotação axial de C1-C2 (movimento prevalente nesse nível). Costa e Costa (2004) compararam dois grupos, um entre 20 e 29 anos e outro entre 50 e 59 anos de idade e constataram que o grupo mais velho tinha menor amplitude de movimento na coluna cervical em todos os movimentos avalia-

dos. Malmström (2006) também demonstra esta influência da idade sobre movimentos cervicais.

Nesse estudo, o grupo controle e o grupo operado foram selecionados de modo que a faixa etária prevalente não estivesse no grupo sujeito a maior índice de doença degenerativa. Teve-se por objetivo evitar que possíveis limitações, causadas pelo processo degenerativo, interferissem nos resultados. A idade mínima foi de 18 e a máxima de 48 anos sendo que, somente um paciente do grupo operado tinha idade acima de 45 anos (48). A média de idade do grupo controle foi de 29,28 ($\pm 7,6$) anos e a do grupo operado de 33,68 ($\pm 9,3$) anos.

Na avaliação qualitativa dos movimentos não foram observadas variações de amplitude angular ou linear intersomáticas, ou do arco total (C3-C7) em relação ao grupo com menor disfunção (grupo A) e maior disfunção (grupo B).

Em relação ao gênero não foram observadas diferenças estatisticamente significativas (Tabela 8). Trabalhos realizados por Dvorak *et al.* (1992) e Skzypiec *et al.* (2007) salientam que as diferenças entre os gêneros tendem a aparecer com a idade. Mulheres mais idosas, por questões hormonais, estariam mais predispostas as doenças degenerativas que homens na mesma faixa etária.

5.4 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS

- a) Desenvolvimento de um programa automático para mensuração angular e linear das amplitudes de movimento cervical;
- b) Desenvolvimento de modelo matemático ou aquisição de um, para trabalho com variáveis biomecânicas em doença cervical pré e pós-cirurgias;
- c) Realizar com o grupo operado o mesmo exame em cinco anos e comparar os resultados. Uma visão prospectiva deste trabalho;
- d) Desenvolver a pesquisa com vértebras da coluna lombar;
- e) Desenvolver um sistema similar que permita uso em consultórios.

6 CONCLUSÕES

Nesse estudo concluiu-se que a artrodese realizada por via anterior gera, nos níveis adjacentes superiores, aumento da mobilidade.

A avaliação das amplitudes de movimento intersomáticas, no grupo controle e no grupo operado, comparativamente, permitiu observar que este aumento de mobilidade se manifesta durante o movimento de flexão, na rotação vertebral, de forma compensatória. Não foram observadas alterações nos demais movimentos.

O arco total de movimento é menor no grupo operado que no grupo controle. Porém, proporcionalmente não existe diferença significativa entre as medidas de flexão e extensão que o compõem.

Tais achados reforçam o parecer de que a compensação ocorre no nível adjacente à fusão. Desta forma, o pressuposto inicial de que a fusão interfere de modo prejudicial na biomecânica da coluna cervical se confirma. Existe hipermobilidade no nível adjacente superior, e esta pode ser uma das causas do processo degenerativo precoce nos níveis adjacentes à fusão.

Qualitativamente podemos afirmar que, indivíduos com mais idade apresentam maior disfunção, não estando relacionada ao gênero ou às amplitudes de movimento.

REFERÊNCIAS

- AHN, H. S. **A Virtual Model of the Human Cervical Spine for Physics-Based Simulations**. Health Science Center, of Tennessee and Memphis, 2005. 138 p.
- AUERBACH, J. D., WILLS, B. P., MCINTOSH, T. C. e BALDERSTON, R. A. Evaluation of spinal kinematics following lumbar total disc replacement and circumferential fusion using in vivo fluoroscopy. **Spine**, v.32, n.5, Mar 1, p.527-36. 2007.
- AZMI, H. e SCHLENK, R. P. Surgery for postarthrodesis adjacent-cervical segment degeneration. **Neurosurg Focus**, v.15, n.3, Sep 15, p.E6. 2003.
- BABA, H., FURUSAWA, N., IMURA, S., KAWAHARA, N., TSUCHIYA, H. e TOMITA, K. Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myeloradiculopathy. **Spine**, v.18, n.15, Nov, p.2167-73. 1993.
- BENZEL, E. C. **Biomechanics of spine stabilization**. Illinois: Artmed, v.1. 2005
- BIENFAIT, M. **As bases da fisiologia da terapia manual**. São Paulo: Summus Editorial, v.1. 2000. 209 p.
- BOHLMAN, H. H., EMERY, S. E., GOODFELLOW, D. B. e JONES, P. K. Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long-term follow-up of one hundred and twenty-two patients. **J Bone Joint Surg Am**, v.75, n.9, Sep, p.1298-307. 1993.
- BONO, C. M., VACCARO, A. R., FEHLINGS, M., FISHER, C., DVORAK, M., LUDWIG, S. e HARROP, J. Measurement techniques for lower cervical spine injuries: consensus statement of the Spine Trauma Study Group. **Spine**, v.31, n.5, Mar 1, p.603-9. 2006.
- BOSE, B. Anterior cervical fusion using Caspar plating: analysis of results and review of the literature. **Surg Neurol**, v.49, n.1, Jan, p.25-31. 1998.
- CALEGARI, J. e SÍDIA, M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed. 2003
- CAPEN, D. A., GARLAND, D. E. e WATERS, R. L. Surgical stabilization of the cervical spine. A comparative analysis of anterior and posterior spine fusions. **Clin Orthop Relat Res**, n.196, Jun, p.229-37. 1985.
- CAVALI, P. T. M., LANDIM, E., PASQUALINI, W. e VEIGA, I. Artrodese cervical anterior com placa de Morscher. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.33, n.2, fev, p.101-103. 1998.

CHERUBINO, P., BENAZZO, F., BORROMEIO, U. e PERLE, S. Degenerative arthritis of the adjacent spinal joints following anterior cervical spinal fusion: clinicoradiologic and statistical correlations. **Ital J Orthop Traumatol**, v.16, n.4, Dec, p.533-43. 1990.

CLAUSEN, J. D., GOEL, V. K., TRAYNELIS, V. C. e SCIFERT, J. Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C5-C6 segment. **J Orthop Res**, v.15, n.3, May, p.342-7. 1997.

COSTA, A. P. B. e COSTA, L. O. P. Estudo comparativo das amplitudes de movimento da coluna cervical entre jovens de 20 a 29 anos e adultos de 50 a 59 anos. **Fisioterapia em Movimento**, v.17, n.1, jan/mar, p.25-29. 2004.

DIANGELO, D. J., FOLEY, K. T., MORROW, B. R., SCHWAB, J. S., SONG, J., GERMAN, J. W. e BLAIR, E. In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc implant. **Neurosurg Focus**, v.17, n.3, Sep 15, p.E7. 2004.

DUGGAL, N., PICKETT, G., MITSIS, D. e KELLER, J. Early clinical and biomechanical results following cervical arthroplasty. **Neurosurgical Focus**, v.17, n.3, dez. 2004.

DVORAK, J., ANTINNES, J. A., PANJABI, M., LOUSTALOT, D. e BONOMO, M. Age and gender related normal motion of the cervical spine. **Spine**, v.17, n.10 Suppl, Oct, p.S393-8. 1992.

DVORAK, J., FROEHLICH, D., PENNING, L., BAUMGARTNER, H. e PANJABI, M. M. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. **Spine**, v.13, n.7, Jul, p.748-55. 1988.

DVORAK, J., PANJABI, M. M., GROB, D., NOVOTNY, J. E. e ANTINNES, J. A. Clinical validation of functional flexion/extension radiographs of the cervical spine. **Spine**, v.18, n.1, Jan, p.120-7. 1993.

DVORAK, J., PENNING, L., HAYEK, J., PANJABI, M. M., GROB, D. e ZEHNDER, R. Functional diagnostics of the cervical spine using computer tomography. **Neuroradiology**, v.30, n.2, p.132-7. 1988.

ECK, J. C., HUMPHREYS, S. C., LIM, T. H., JEONG, S. T., KIM, J. G., HODGES, S. D. e AN, H. S. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. **Spine**, v.27, n.22, Nov 15, p.2431-4. 2002.

FOLEY, K. T., DIANGELO, D. J., RAMPERSAUD, Y. R., VOSSEL, K. A. e JANSEN, T. H. The in vitro effects of instrumentation on multilevel cervical strut-graft mechanics. **Spine**, v.24, n.22, Nov 15, p.2366-76. 1999.

FRASER, J. F. e HARTL, R. Anterior approaches to fusion of the cervical spine: a metaanalysis of fusion rates. **J Neurosurg Spine**, v.6, n.4, Apr, p.298-303. 2007.

FROBIN, W., LEIVSETH, G., BIGGEMANN, M. e BRINCKMANN, P. Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.17, n.1, Jan, p.21-31. 2002.

FULLER, D. A., KIRKPATRICK, J. S., EMERY, S. E., WILBER, R. G. e DAVY, D. T. A kinematic study of the cervical spine before and after segmental arthrodesis. **Spine**, v.23, n.15, Aug 1, p.1649-56. 1998.

GATERMANN, M., GOLDEEN, A., HOFFMAN, L., CONKLIN, S. e UNDERHILL, M. Diagnostic imaging. **Educational manual for evidence-based chiropractic** K. Bird e D. McTeague 2006.

GATLIN, W. Thoughts On Videofluoroscopy. **Medical Necessities and Clinical Indications for Joint Motion Studies Utilizing VideoFluoroscopy** 1995.

GOEL, V. K., CLARK, C. R., MCGOWAN, D. e GOYAL, S. An in-vitro study of the kinematics of the normal, injured and stabilized cervical spine. **J Biomech**, v.17, n.5, p.363-76. 1984.

GOEL, V. K. e POPE, M. H. Biomechanics of fusion and stabilization. **Spine**, v.20, n.24 Suppl, Dec 15, p.85S-99S. 1995.

GOEL, V. K., WILDER, D. G., POPE, M. H. e EDWARDS, W. T. Biomechanical testing of the spine. Load-controlled versus displacement-controlled analysis. **Spine**, v.20, n.21, Nov 1, p.2354-7. 1995.

GOEL, V. K. E. A. Biomechanics of fusion and stabilization. **Spine**, v.20, n.24s, mar, p.85s-95s. 1995.

GOFFIN, J., GEUSENS, E., VANTOMME, N., QUINTENS, E., WAERZEGGERS, Y., DEPREITERE, B., VAN CALENBERGH, F. e VAN LOON, J. Long-term follow-up after interbody fusion of the cervical spine. **J Spinal Disord Tech**, v.17, n.2, Apr, p.79-85. 2004.

GOFFIN, J., VAN LOON, J., VAN CALENBERGH, F. e PLETS, C. Long-term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical spine. **J Spinal Disord**, v.8, n.6, Dec, p.500-8; discussion 499. 1995.

GORE, D. R., GARDNER, G. M., SEPIC, S. B. e MURRAY, M. P. Roentgenographic findings following anterior cervical fusion. **Skeletal Radiol**, v.15, n.7, p.556-9. 1986.

GRUSS, P. e TANNENBAUM, H. Stress exertion on adjacent segments after ventral cervical fusion. **Arch Orthop Trauma Surg**, v.101, n.4, p.283-6. 1983.

HERCULANO, M. A., DE TELLA JUNIOR, O. e BONATELLI, A. Tratamento cirúrgico das lesões traumáticas do segmento médio-inferior da coluna cervical. **Arquivos Neuro-Psiquiatria**, v.58, n.3A, set. 2000.

HERRMANN, A. M. e GEISLER, F. H. A new computer-aided technique for analysis of lateral cervical radiographs in postoperative patients with degenerative disease. **Spine**, v.29, n.16, Aug 15, p.1795-803. 2004.

HORST, M. e BRINKMANN, P. Measurement of the distribution of axial stress on the end-plate of the vertebral body. **Spine**, v.6, n.3, mai/jun. 1981.

HOWARD VERNON, D. C. The neck disability index 2007.

HUNTER, L. Y., BRAUNSTEIN, E. M. e BAILEY, R. W. Radiographic changes following anterior cervical fusion. **Spine**, v.5, n.5, Sep-Oct, p.399-401. 1980.

HWANG, S. H., KAYANJA, M., MILKS, R. A. e BENZEL, E. C. Biomechanical comparison of adjacent segmental motion after ventral cervical fixation with varying angles of lordosis. **Spine J**, v.7, n.2, Mar-Apr, p.216-21. 2007.

ISHIHARA, H., KANAMORI, M., KAWAGUCHI, Y., NAKAMURA, H. e KIMURA, T. Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion. **Spine J**, v.4, n.6, Nov-Dec, p.624-8. 2004.

JAVEDAN, S. P. e DICKMAN, C. A. Cause of adjacent-segment disease after spinal fusion. **Lancet**, v.354, n.9178, Aug 14, p.530-1. 1999.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular**. São Paulo: Manole, v.3. 1987. 255 p.

KATSUURA, A., HUKUDA, S., SARUHASHI, Y. e MORI, K. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. **Eur Spine J**, v.10, n.4, Aug, p.320-4. 2001.

KECSKEMÉTHY, A. **Simulating cervical vertebrae motion using elementary contact pairs**. 26th Biennial Mechanisms and Robotics Conference. Baltimore, Maryland, USA: ASME. set 10-13,2000, 2000. p.

KOLSTAD, F., MYHR, G., KVISTAD, K. A., NYGAARD, O. P. e LEIVSETH, G. Degeneration and height of cervical discs classified from MRI compared with precise height measurements from radiographs. **Eur J Radiol**, v.55, n.3, Sep, p.415-20. 2005.

KOLSTAD, F., NYGAARD, O. P. e LEIVSETH, G. Segmental motion adjacent to anterior cervical arthrodesis: a prospective study. **Spine**, v.32, n.5, Mar 1, p.512-7. 2007.

KUMAR, M. N. E. A. Long-term follow up on functional outcomes and RX changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease. **Eur Spine Journal**, v.10, dez, p.309-313. 2001.

KUMARESAN, S., YOGANANDAN, N. e PINTAR, F. A. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. **Biomed Mater Eng**, v.7, n.4, p.221-30. 1997.

LANTZ, C. A., KLEIN, G., CHEN, J., MANNION, A., SOLINGER, A. B. e DVORAK, J. A reassessment of normal cervical range of motion. **Spine**, v.28, n.12, Jun 15, p.1249-57. 2003.

LEE, E. J., HUNG, Y. C., LEE, M. Y., YAN, J. J., LEE, Y. T., CHANG, J. H., CHANG, G. L. e CHUNG, K. C. Kinematics of cervical spine discectomy with and without bone grafting: quantitative evaluation of late fusion in a sheep model. **Neurosurgery**, v.44, n.1, Jan, p.139-46; discussion 146-7. 1999.

LEIVSETH, G., KOLSTAD, F., NYGAARD, O. P., ZOEGA, B., FROBIN, W. e BRINCKMANN, P. Comparing precision of distortion-compensated and stereophotogrammetric Roentgen analysis when monitoring fusion in the cervical spine. **Eur Spine J**, v.15, n.6, Jun, p.774-9. 2006.

LIM, T. H., ECK, J. C., AN, H. S., MCGRADY, L. M., HARRIS, G. F. e HAUGHTON, V. M. A noninvasive, three-dimensional spinal motion analysis method. **Spine**, v.22, n.17, Sep 1, p.1996-2000. 1997.

LIU, F., CHENG, J., KOMISTEK, R. D., MAHFOUZ, M. R. e SHARMA, A. In vivo evaluation of dynamic characteristics of the normal, fused, and disc replacement cervical spines. **Spine**, v.32, n.23, Nov 1, p.2578-84. 2007.

MAIMAN, D. J., KUMARESAN, S., YOGANANDAN, N. e PINTAR, F. A. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. **Biomed Mater Eng**, v.9, n.1, p.27-38. 1999.

MAIMAN, D. J. E. A. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. **Bio-Medical Materials and Engineering**, v.9, dez, p.27-38. 1999.

MALMSTRÖM, E.-M. Primary and coupled cervical movements. **Spine**, v.31, n.2, p.E44-E50. 2006.

MANNION, A. F., KLEIN, G. N., DVORAK, J. e LANZ, C. Range of global motion of the cervical spine: intraindividual reliability and the influence of measurement device. **Eur Spine J**, v.9, n.5, Oct, p.379-85. 2000.

MATSUNAGA, S., KABAYAMA, S., YAMAMOTO, T., YONE, K., SAKOU, T. e NAKANISHI, K. Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and fusion. **Spine**, v.24, n.7, Apr 1, p.670-5. 1999.

NABHAN, A., AHLHELM, F., PITZEN, T. e STEUDEL, W. Disc replacement using Pro-Disc C versus fusion: a prospective randomised and controlled radiographic and clinical study. **Eur Spine J**, v.16, n.3, nov, p.423-30. 2006.

OLIVEIRA, V. M., PUERTAS, E. B., ALVES, M. T. S. e YAMASHITA, H. K. Estudo comparativo dos mecanorreceptores dos discos intervertebrais normais e degenerados da coluna lombar de humanos pela radiografia, ressonância magnética e estudo anatomopatológico. **Acta ortop. bras.**, v. vol.15 n.1. 2007.

OLIVER, J. e MIDDLEDITCH, A. **Anatomia funcional da coluna vertebral**. Rio de Janeiro: Revinter, v.1. 1998. 325 p.

OMEIS, I., DEMATTIA, J. A., HILLARD, V. H., MURALI, R. e DAS, K. History of instrumentation for stabilization of the subaxial cervical spine. **Neurosurg Focus**, v.16, n.1, Jan 15, p.E10. 2004.

PANJABI, M. M., CRISCO, J. J., VASAVADA, A., ODA, T., CHOLEWICKI, J., NIBU, K. e SHIN, E. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. **Spine**, v.26, n.24, Dec 15, p.2692-700. 2001.

POSPIECH, J., STOLKE, D., WILKE, H. J. e CLAES, L. E. Intradiscal pressure recordings in the cervical spine. **Neurosurgery**, v.44, n.2, Feb, p.379-84; discussion 384-5. 1999.

RAO, R. D., WANG, M., MCGRADY, L. M., PERLEWITZ, T. J. e DAVID, K. S. Does anterior plating of the cervical spine predispose to adjacent segment changes? **Spine**, v.30, n.24, Dec 15, p.2788-92; discussion 2793. 2005.

REITMAN, C. A., HIPPEL, J. A., NGUYEN, L. e ESSES, S. I. Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis: a prospective study. **Spine**, v.29, n.11, Jun 1, p.E221-6. 2004.

REITMAN, C. A., MAURO, K. M., NGUYEN, L., ZIEGLER, J. M. e HIPPEL, J. A. Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. **Spine**, v.29, n.24, Dec 15, p.2832-43. 2004.

REITMAN, C. A. E. A. Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis: A prospective study. **SPINE**, v.29, n.11, jun, p.221-6. 2004.

ROBERTSON, J. T., PAPADOPOULOS, S. M. e TRAVNELIS, V. C. Assessment of adjacent -segment disease in patients treated with cervical fusion or arthroplasty: a prospective 2-year study. **J Neurosurg Spine**, v.3, n.6, p.417-23. 2005.

RUAN, D., HE, Q., DING, Y., HOU, L., LI, J. e LUK, K. D. Intervertebral disc transplantation in the treatment of degenerative spine disease: a preliminary study. **Lancet**, v.369, n.9566, Mar 24, p.993-9. 2007.

SASSO, R. C. e BEST, N. M. Cervical kinematics after fusion and bryan disc arthroplasty. **J Spinal Disord Tech**, v.21, n.1, Feb, p.19-22. 2008.

SCHLENK, R. P., STEWART, T. e BENZEL, E. C. The biomechanics of iatrogenic spinal destabilization and implant failure. **Neurosurg Focus**, v.15, n.3, Sep p.E2. 2003.

SCHULTE, K., CLARK, C. e GOEL, V. Kinematics of the Cervical Spine Following Discectomy and Stabilization. **Spine**, v.14, n.10, october, p.1116-21. 1989.

SHEN, F. H., SAMARTZIS, D., HERMAN, J. e LUBICKY, J. P. Radiographic assessment of segmental motion at the atlantoaxial junction in the Klippel-Feil patient. **Spine**, v.31, n.2, Jan 15, p.171-7. 2006.

SILVEIRA, L., LOSS, J., CAÑEIRO, J., BERNARDES, C., ALDABE, D. e ARAÚJO, M. Método para correção da distorção de imagens obtidas por fluoroscopia. **Radio-logia Brasileira**, v.38, n.6, nov - dez. 2005.

SKRZYPKIEC, D., TARALA, M., POLLINTINE, P., DOLAN, P. e ADAMS, M. A. When are intervertebral discs stronger than their adjacent vertebrae? **Spine**, v.32, n.22, Oct 15, p.2455-61. 2007.

SMITH, H., WIMBERLEY, D. e VECCARO, A. Cervical arthroplasty: material properties. **Neurosurg Focus**, v.17, n.3, Apr. 2004.

SMITH, L. K., WEISS, E. e DON LEHMKUHL, L. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, v.1. 1997. 538 p.

STERLING, A. C., COBIAN, D. G., ANDERSON, P. A. e HEIDERSCHEIT, B. C. Annual frequency and magnitude of neck motion in healthy individuals. **Spine**, v.33, n.17, Aug 1, p.1882-8. 2008.

SUBRAMANIAN, N., REITMAN, C. A., NGUYEN, L. e HIPPI, J. A. Radiographic assessment and quantitative motion analysis of the cervical spine after serial sectioning of the anterior ligamentous structures. **Spine**, v.32, n.5, Mar 1, p.518-26. 2007.

TAYLOR, M., HIPPI, J. A., GERTZBEIN, S. D., GOPINATH, S. e REITMAN, C. A. Observer agreement in assessing flexion-extension X-rays of the cervical spine, with and without the use of quantitative measurements of intervertebral motion. **Spine J**, v.7, n.6, Nov-Dec, p.654-8. 2007.

TIPPETS, R. H. e APFELBAUM, R. I. Anterior cervical fusion with the Caspar instrumentation system. **Neurosurgery**, v.22, n.6 Pt 1, Jun, p.1008-13. 1988.

TOUSIGNANT, M., DE BELLEFEUILLE, L., O'DONOUGHUE, S. e GRAHOVAC, S. Criterion validity of the cervical range of motion (CROM) goniometer for cervical flexion and extension. **Spine**, v.25, n.3, Feb 1, p.324-30. 2000.

WHITE, A. P., BISWAS, D., SMART, L. R., HAIMS, A. e GRAUER, J. N. Utility of flexion-extension radiographs in evaluating the degenerative cervical spine. **Spine**, v.32, n.9, Apr 20, p.975-9. 2007.

WONG, K. W., LUK, K. D., LEONG, J. C., WONG, S. F. e WONG, K. K. Continuous dynamic spinal motion analysis. **Spine**, v.31, n.4, Feb 15, p.414-9. 2006.

WU, S. K., KUO, L. C., LAN, H. C., TSAI, S. W., CHEN, C. L. e SU, F. C. The quantitative measurements of the intervertebral angulation and translation during cervical flexion and extension. **Eur Spine J**, v.16, n.9, Sep, p.1435-44. 2007.

WU, W., THUOMAS, K. A., HEDLUND, R., LESZNIEWSKI, W. e VAVRUCH, L. Degenerative changes following anterior cervical discectomy and fusion evaluated by fast spin-echo MR imaging. **Acta Radiol**, v.37, n.5, Sep, p.614-7. 1996.

YANG, S., WU, X., HU, Y., LI, J., LIU, G., XU, W., YANG, C. e YE, S. Early and intermediate follow-up results after treatment of degenerative disc disease with the Bryan cervical disc prosthesis: single- and multiple-level. **Spine**, v.33, n.12, May 20, p.E371-7. 2008.

ZENG, Y., DANG, G. T. e MA, Q. J. [Evaluation of neck moving ability after anterior cervical fusion]. **Zhonghua Wai Ke Za Zhi**, v.42, n.24, Dec 22, p.1481-4. 2004.

ANEXO A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria Acadêmica e de Pesquisa
Núcleo de Bioética

Curitiba, 23 de março de 2007

Of. 095/07/CEP-PUCPR

Ref. **"Análise do Impacto da Artrose Cervical Anterior nos Níveis Adjacentes"**.

Prezado (a) Pesquisador (es),

Venho por meio deste informar a Vossa Senhoria que o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, no dia 21 de março do corrente ano analisou o Projeto intitulado **"Análise do Impacto da Artrose Cervical Anterior nos Níveis Adjacentes"**, pertencente ao Grupo III, sob o registro no CEP n° 1610 e sugerimos as seguintes correções:

- Cálculo do tamanho da amostra: Esclarecer qual a estimativa será a do projeto piloto;
- Cronograma: Adequar;
- Fazer revisão dos termos: "Proposto", "realizado", e "Concluído".

Devido a estas indicações os membros do CEP-PUCPR decidiram por emitir o seguinte parecer:

Situação: Projeto Aprovado com recomendações

Atenciosamente,

Prof. Sergio Surugi de Siqueira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa - PUCPR

Ilma Sra.
Vivian Domit Pasqualin

ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu _____, RG nº _____, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado: "Análise do Impacto da Artrodese Cervical Anterior em Níveis Adjacentes".

Sei que para o avanço da pesquisa a participação de voluntários é de fundamental importância. Caso aceite participar desta pesquisa eu responderei a um questionário (SF-36), que consta de questões fechadas e objetivas, referentes hábitos de vida diária e qualidade de vida. Me submeterei a exame de videofluoroscopia.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome, ou qualquer outro dado confidencial, será mantido em sigilo. A elaboração final dos dados será feita de maneira codificada, respeitando o imperativo ético da confidencialidade.

Estou ciente de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, nem sofrer qualquer dano.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são, Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar; Prof. Dr. Munir Antônio Gariba; Ft. Vivian Domit Pasqualin, com quem poderei manter contacto pelos telefones: (41) 3271-3000 (41)3271-1657 e (41) 3333-6488 respectivamente.

Estão garantidas todas as informações que eu queira saber antes, durante e depois do estudo.

Li, portanto, este termo, fui orientado quanto ao teor da pesquisa acima mencionada e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. Concordo, voluntariamente em participar desta pesquisa, sabendo que não receberei nem pagarei nenhum valor econômico por minha participação.

Assinatura do sujeito de pesquisa

Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar

Prof. Dr. Munir A. Gariba

Fisiot. Vivian Domit Pasqualin

Curitiba _____ de _____ de 2007

ANEXO C - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DA COLUNA CERVICAL – NECK DISABILITY INDEX

NOME: _____ DATA: _____ Nº: _____

Por favor, assinale a alternativa a baixo, em cada sessão, que melhor descreve sua condição.

SESSÃO 1 – INTENSIDADE DA DOR

☐	Neste momento, estou sem dor.
☐	Neste momento, minha dor é leve.
☐	Neste momento, minha dor é moderada.
☐	Neste momento, minha dor é um pouco forte.
☐	Neste momento, minha dor é muito forte.
☐	Neste momento, estou com a pior dor que já senti.

SESSÃO 2 – CUIDADOS PESSOAIS (Banho, Vestir-se etc.)

☐	Posso me cuidar normalmente, sem sentir mais dor.
☐	Posso me cuidar normalmente, porém, isso me causa mais dor.
☐	Isso me causa dor, então sou lento e cuidadoso.
☐	Preciso de alguma ajuda para os meus cuidados pessoais.
☐	Preciso de ajuda diária para a maior parte dos meus cuidados pessoais.
☐	Não me visto sozinho (a), me lavo com dificuldade e permaneço na cama.

SESSÃO 3 – ATIVIDADES COM CARGA

	Posso erguer qualquer peso sem sentir mais dor.
	Posso erguer qualquer peso, porém, isso me causa mais dor.
	Por causa da dor, não levanto qualquer peso do chão, porém, posso segurar qualquer um se estiver bem posicionado, sobre uma mesa, por exemplo.
	Por causa da dor, não levanto qualquer peso do chão, porém, posso segurar pesos leves ou moderados se estiverem bem posicionados.
	Só posso erguer pesos muito leves.
	Não posso erguer ou segurar qualquer tipo de peso.

SESSÃO 4 – LEITURA

	Posso ler quanto eu quiser sem sentir dor em meu pescoço.
	Posso ler quanto eu quiser, porém com dor leve no pescoço.
	Posso ler quanto eu quiser, porém com dor moderada no pescoço.
	Não posso ler quanto quero por dor moderada no pescoço.
	Difícilmente posso ler quanto quero por dor intensa no pescoço.
	Não posso ler.

SESSÃO 5 – DOR DE CABEÇA

	Nunca tenho dor de cabeça.
	Eventualmente tenho dor de cabeça leve.
	Eventualmente tenho dor de cabeça moderada.
	Freqüentemente tenho dor de cabeça moderada.
	Freqüentemente tenho dor de cabeça intensa.
	Tenho dor de cabeça constantemente.

SESSÃO 6 – CONCENTRAÇÃO

	Posso me concentrar completamente sem dificuldade.
	Posso me concentrar completamente com um pouco de dificuldade.
	Tenho um pouco de dificuldade para me concentrar.
	Tenho certa dificuldade para me concentrar.
	Tenho muita dificuldade para me concentrar.
	Não consigo me concentrar.

SESSÃO 7 – TRABALHO

	Posso trabalhar quanto eu quiser.
	Posso fazer o habitual, não mais.
	Posso fazer quase o habitual, não mais.
	Não posso fazer o habitual.
	Faço com dificuldade qualquer trabalho.
	Não posso trabalhar.

SESSÃO 8 – DIRIGIR

	Posso dirigir meu carro sem dor no pescoço.
	Posso dirigir quanto eu quero, porém, com um pouco de dor no pescoço.
	Posso dirigir quanto eu quero, porém, com dor moderada no pescoço.
	Não posso dirigir quanto eu quero, por dor moderada no pescoço.
	Não posso dirigir quanto eu quero, por dor intensa no pescoço.
	Não posso dirigir.

SESSÃO 9 – DORMIR

	Não tenho problemas para dormir.
	Meu sono é levemente alterado (fico menos de uma hora acordado).
	Meu sono é razoavelmente alterado (fico de uma a duas horas acordado).
	Meu sono é alterado (fico de duas a três horas acordado).
	Meu sono é muito alterado (fico de três a quatro horas acordado).
	Meu sono é completamente alterado (fico de cinco a sete horas acordado)

SESSÃO 10 – RECREAÇÃO

	Posso fazer qualquer coisa sem dor no pescoço.
	Posso fazer qualquer coisa, porém, com um pouco de dor no pescoço.
	Faço quase tudo, mas pela dor no pescoço, não o habitual.
	Faço pouco do habitual pela dor no pescoço.
	Difícilmente me divirto por causa da dor.
	Não posso me divertir.