

## Análise biomecânica das fixações atlantoaxiais: estudo experimental

### *Biomechanical analysis of atlantoaxial fixations: experimental study*

Luiz Otavio Sampaio Penteadó<sup>1\*</sup>, Tomaz Puga Leivas<sup>2</sup>, José Roberto Trabulsi<sup>3</sup>,  
Tarcísio Eloy Pessoa de Barros Filho<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Médico ortopedista pela Universidade Federal Fluminense (UFF), Mestre em Medicina pela Universidade de São Paulo (USP), Professor da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ); <sup>2</sup> Engenheiro chefe do Laboratório de Investigação Médica do Sistema Músculo-Esquelético (LIM 41) do Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP); <sup>3</sup> Médico ortopedista especialista em cirurgia da coluna vertebral.; <sup>4</sup> Professor Titular do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP).

#### Resumo

**Introdução:** o tratamento cirúrgico de pacientes com fraturas do processo odontoide tem sido controverso. As principais técnicas cirúrgicas para o segmento C1-C2 incluem além da artrodese cervical (aramagem tipo Gallie, parafusos transarticulares e aramagem tipo 88), a fixação direta com parafuso no processo odontoide. **Objetivo:** comparar a estabilidade mecânica destes quatro tipos de osteossínteses do segmento atlantoaxial (C1-C2). **Metodologia:** vinte segmentos atlantoaxiais de cadáveres humanos adultos foram preparados com fraturas do tipo 2 de Anderson e D'Alonso e divididos em quatro grupos: aramagem tipo Gallie (aG); parafusos transarticulares (pT); parafuso no processo odontoide (pD); aramagem tipo 88 (a88). Os corpos de prova foram submetidos a esforços de flexocompressão em máquina universal de ensaios mecânicos para análise de resistência, elasticidade e deformações. **Resultados:** na fase de acomodação, os parafusos no processo odontoide apresentaram pouquíssima mobilidade com cargas baixas. Na fase de elasticidade, não houve diferença significativa entre as construções testadas. Com relação à resistência máxima suportada pelas construções, houve uma diferença estatisticamente significativa a favor da aramagem tipo Gallie. **Conclusão:** nossos testes mostraram que em relação à acomodação houve diferença significativa entre a aramagem tipo Gallie e o parafuso no processo odontoide; e quanto à resistência máxima, entre a aramagem tipo Gallie e o parafuso transarticular.

**Palavras-chave:** Fratura. Áxis. Processo Odontoide. Osteossíntese.

#### Abstract

**Introduction:** the surgical treatment of patients with fractures of the odontoid process has been controversial. The main surgical techniques for C1-C2 are: Gallie wiring, transarticular screw, direct odontoid process screw and 88 posterior laminar wiring. **Objective:** to compare the mechanical stability of these four types of atlantoaxial segment osteosynthesis (C1/C2). **Methodology:** twenty atlantoaxial segments of adult human cadavers were prepared with Anderson and D'Alonso type II fractures and divided into four groups: Gallie wiring; transarticular screw; odontoid process screw; 88 wiring. After being fixed with each osteosynthesis technique, they were submitted to flexocompression efforts in a universal mechanical testing machine for analysis of strength, elasticity and deformations. **Results:** in the accommodation phase, the odontoid process screws showed very little mobility with low loads. In the elasticity phase, there was no significant difference between the constructions tested. With regard to the maximum resistance supported by the constructions, there was a statistically significant difference in favor of Gallie wiring. **Conclusion:** Our tests showed a significant difference between Gallie wiring and odontoid process screw in accommodation; and between the Gallie wiring and the transarticular screw in maximum resistance test.

**Keywords:** Fracture. Axis. Odontoid process. Osteosynthesis.

## INTRODUÇÃO

A fratura do processo odontoide do áxis é causada, na maioria das vezes, por traumas ou acidentes. Os traumas de alta energia, como quedas de grande altura, pela prática de atividades esportivas e/ou recreacionais, os mergulhos em águas rasas, acidentes automobilísticos e ferimentos por arma de fogo são a causa mais comum de traumatismos cervicais graves em jovens. Os traumas

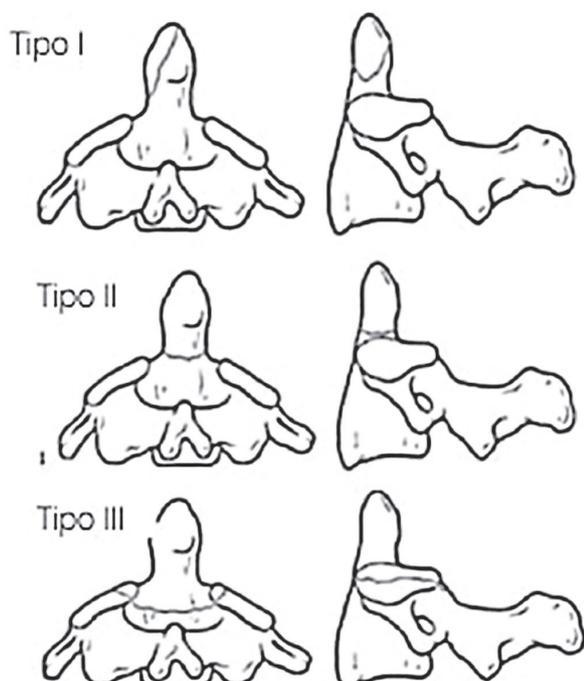
de baixa energia devido à queda da própria altura também podem provocar fratura do processo odontoide em pacientes idosos (BARROS FILHO *et al.*, 1990; MYERS; MCELHANEY, 1993).

Os principais mecanismos de lesão do processo odontoide ocorrem por tração (avulsão do processo odontoide pelo ligamento alar) compressão (em flexão ou em extensão) ou cisalhamento (BARROS FILHO *et al.*, 1991; SCHATZKER; RORABECK; WADDEL, 1971). Entretanto, o mecanismo deve ser mais complexo, provavelmente uma combinação de forças: extensão ou compressão, com rotação mais tração pelo ligamento alar adicionado pela contusão da massa lateral do atlas contra o processo odontoide (HUANG *et al.*, 2015).

**Correspondente/Corresponding:** \*Luiz Otavio Sampaio Penteadó – Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Hospital Universitário Pedro Ernesto (HUPE), Universidade do Estado do Rio de Janeiro (UERJ) – End: Boulevard 28 de Setembro, nº 77, 5º andar. Vila Isabel – Rio de Janeiro (RJ) – CEP: 20551-030 – Tel. (+55 21) 2868-8054 – E-mail: lospenteadoo@gmail.com

Anderson e D'Alonso (1974) classificaram as fraturas do processo odontoide em três tipos. Tipo I são as fraturas-avulsões do ápice do processo odontoide; tipo II são fraturas do colo do processo odontoide e tipo III são as fraturas da base do processo odontoide que se estendem para o corpo do eixo (Figura 1). Estes autores constataram que, no tipo II, há grande incidência de pseudoartrose. A classificação de Anderson e D'Alonso tem sido amplamente utilizada por apresentar fácil reprodutibilidade científica, com alto grau de concordância interobservador e boa correlação entre gravidade, prognóstico clínico e conduta.

**Figura 1** – Ilustração da classificação de Anderson e D'Alonso (1974) para as fraturas do processo odontoide.



*Legenda:* Tipo I: fraturas-avulsões do ápice do processo odontoide; Tipo II: fraturas do colo do processo odontoide; Tipo III: fraturas da base do processo odontoide.

Existem diversos tratamentos para a fratura do processo odontoide (HENRIQUES, *et al.*, 2000; HUANG *et al.*, 2015; PONTIN *et al.*, 2011). Dentre as possibilidades não cirúrgicas destacam-se: gesso minerva, halo gesso, tração craniana prolongada (com halo craniano ou dispositivo similar), órteses e colares cervicais (BONO, 2007; WANG *et al.*, 1984). As opções cirúrgicas são o parafuso direto no processo odontoide e as artrodeses cervicais de C1-C2 por diferentes técnicas (AEBI; ETTER; COSCIA *et al.*, 1989; COYNE *et al.*, 1995; HENRIQUES, *et al.*, 2000).

As principais técnicas de artrodeses cervicais C1-C2 são: aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939); aramagem tipo 88 (PUERTAS; LAREDO FILHO; KOBERLE, 1987) e parafusos transarticulares (HANSON *et al.*, 1991). A técnica de osteossíntese utilizando parafuso no processo odontoide (BÖHLER, 1982) surgiu como alternativa à artrodese, pois preserva os movimentos de rotação e flexoextensão da cabeça.

Harms e Melcher descreveram a técnica de fixação C1/C2 através de parafusos e hastes por via posterior em 2001. Exige bastante habilidade e apresenta risco grande de acidente vascular por lesão da artéria vertebral (HARMS; MELCHER, 2001).

Nosso objetivo foi analisar comparativamente a estabilidade mecânica destes quatro tipos de fixações internas do segmento atlantoaxial (C1/C2), submetendo-os a esforços de flexocompressão, em máquina universal de ensaios mecânicos. Este objetivo, no entanto, não incluiu a determinação da resistência das diferentes fixações do segmento C1/C2, sob condições reais de carregamento, sendo essas extremamente complexas, mas apenas sob condições simplificadas, que permitam eliminar a interferência de fatores não controláveis, como variações morfológicas, resistência óssea individual, entre outros. Com isso, buscamos avaliações mais precisas e passíveis de repetições, sendo os resultados encontrados tendo valor apenas comparativo.

## METODOLOGIA

### Amostra

Foram obtidos vinte segmentos de coluna cervical (C1 a C7), de cadáveres humanos, oriundos do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital, e falecidos por causas não traumáticas ou consumptivas. Os cadáveres apresentavam idade média de  $31,6 \pm 4,6$  anos, variando entre 25 e 40 anos, sendo 19 (95%) do sexo masculino. Todos foram dissecados e os segmentos C1-C2 separados, no máximo, 24 horas após o falecimento. Os segmentos de coluna cervical obtidos foram inspecionados macroscopicamente e radiografados para eliminação dos que apresentavam doenças pré-existentes.

### Preparação dos corpos de prova

Em cada segmento C1-C2, foi reproduzida fratura da base do processo odontoide, segundo o padrão tipo II da classificação de Anderson e D'Alonso (1974). Para tal, utilizou-se osteótomo e martelo, dirigidos no sentido de anterior para posterior (GRAZIANO *et al.*, 1992). Os segmentos foram divididos aleatoriamente em quatro grupos: aramagem tipo Gallie (aG); parafusos transarticulares (pT); parafuso no processo odontoide (pD); aramagem tipo 88 (a88).

#### I. Aramagem tipo Gallie (aG) (GALLIE, 1939)

Um fio de aço cirúrgico de 0,8 mm de diâmetro, maleável, foi moldado manualmente em "U" invertido e seu vértice introduzido por baixo do arco de C1 de inferior para superior, com auxílio de pinça tipo Kocher, dando a volta sobre o mesmo, e dirigindo-se distalmente para laçar o processo espinhoso de C2. As extremidades deste fio foram amarradas de forma trançada sobre a parte posterior, no intervalo compreendido entre as apófises espinhosas de C1 e C2, tracionando-se as mesmas, com auxílio de

duas pinças tipo Kocher, uma em cada extremidade do fio (cinco peças anatômicas) (Figura 2a).

#### II. Parafusos transarticulares (pT) (HANSON *et al.*, 1991)

Por acesso posterior, após conectar as peças a um sistema de fixação, com inclinação ajustável, em posição adequada, foi inserido, sob visão direta, um parafuso cortical do tipo AO com 3,5 mm de diâmetro, seguindo a técnica de osteossíntese do Manual AO (MÜLLER *et al.*, 1991). Partiu-se, ainda, da porção inferior da massa lateral do corpo do eixo na linha média de cada articulação interapofisária atlas-eixo, em direção superior e anterior, e de medial para lateral, formando um ângulo de 45° no plano sagital e 15° no plano coronal, transfixando-se a articulação interapofisária, penetrando a massa lateral do corpo do atlas e não ultrapassando os limites da cortical deste. O mesmo processo foi repetido no lado contralateral (cinco peças anatômicas) (Figura 2b).

#### III. Parafuso no processo odontoide (pD) (BÖHLER, 1982)

Um parafuso cortical de 3,5 mm de diâmetro do tipo AO (MÜLLER *et al.*, 1991) foi inserido, sob visão direta, partindo da parte mediana anteroinferior do corpo do eixo em direção ao ápice do processo odontoide, seguindo a técnica de osteossíntese do Manual AO (MÜLLER *et al.*, 1991). Para tal, as peças foram conectadas a um

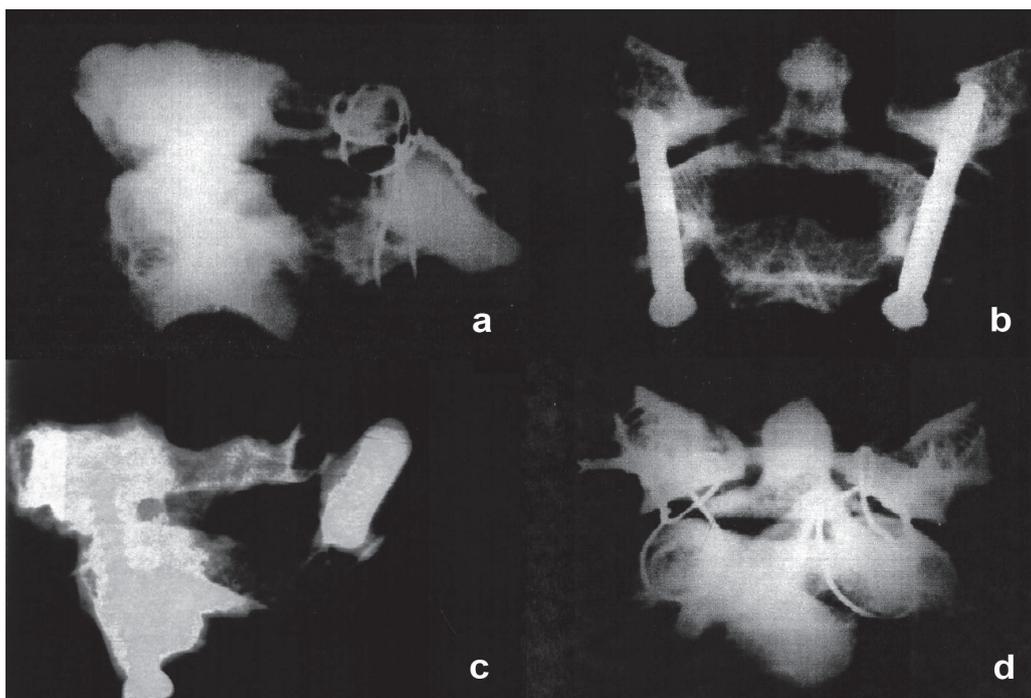
sistema de fixação com inclinação ajustável, em posição adequada ao experimento. Um parafuso ultrapassou os limites da cortical do processo odontoide e esta peça foi descartada devido à ocorrência de ruptura longitudinal do osso durante a passagem do mesmo (quatro peças anatômicas) (Figura 2c).

#### IV. Aramagem tipo 88 (a88) (PUERTAS; LAREDO FILHO; KOBERLE, 1987)

Foram passados quatro fios de aço de 0,8 mm de diâmetro, maleáveis, normalmente utilizados em cirurgias ortopédicas, dois sob o arco de C1 – sendo um à direita e outro à esquerda do processo espinhoso, dois sob o arco de C2, da mesma forma que foi feito em C1 com auxílio de pinças tipo Kocher. A extremidade superior de um dos fios que passou por C1 foi amarrada, de forma trançada à extremidade superior do fio que passava sob arco de C2 ipsilateral, utilizando-se as mesmas pinças. Repetiu-se o procedimento com as extremidades inferiores destes fios. As duas aramagens resultantes foram amarradas entre si, também de forma trançada, para tracionar os segmentos. Repetiu-se o mesmo procedimento do lado contralateral (cinco peças anatômicas) (Figura 2d).

Todos os corpos de prova foram radiografados, após terem sido efetuadas as osteossínteses, para controle das técnicas empregadas (Figura 2).

**Figura 2** – a. Radiografia de controle em incidência perfil de um corpo de prova com aramagem tipo Gallie. b. Radiografia de controle em incidência anteroposterior de um corpo de prova com parafusos transarticulares. c. Radiografia de controle em incidência perfil de um corpo de prova com parafuso no processo odontoide. d. Radiografia de controle em incidência anteroposterior de um corpo de prova com aramagem tipo 88



Fonte: Os autores.

### Ensaio de flexocompressão

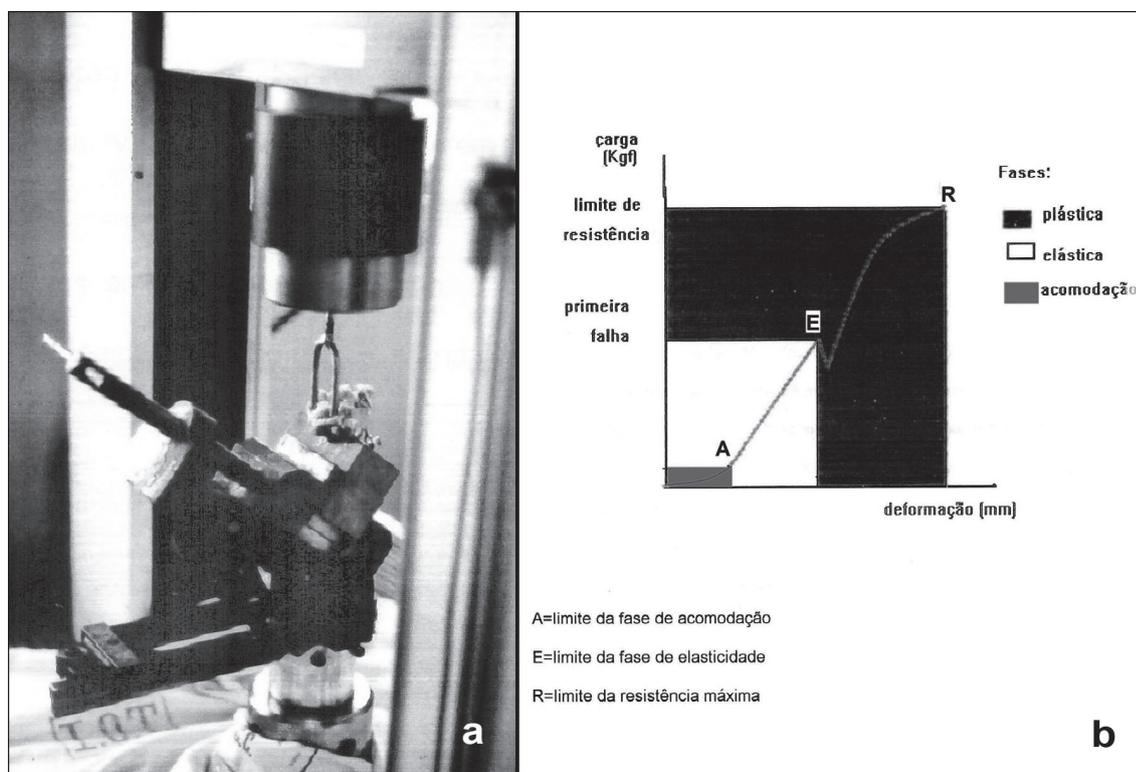
Os corpos de prova foram fixados a um bloco de madeira, encaixando-se os processos articulares inferiores de C2 a parafusos de encosto reguláveis, prendendo suas respectivas apófises transversas através de um gancho metálico, também regulável. Este conjunto foi solidarizado a um sistema de fixação ajustável, dotado de movimentos angulares e lineares, acoplado ao cabeçote inferior de uma máquina universal de ensaios mecânicos *Kratos K5002* (Figura 3a), equipada com célula de carga eletrônica *CCI 10 Tf* (BARROS FILHO *et al.*, 1991).

Optou-se por submeter os conjuntos a esforços de flexocompressão através de cargas oblíquas (45°), transmitidas por um sistema duplo de punção, metálicos,

rosqueado ao cabeçote superior móvel da máquina, com bordas arredondadas recobertas com polimetilmetacrilato (PMMA), e aos processos articulares superiores de C1. As provas foram acompanhadas por um registrador gráfico (HANSON *et al.*, 1991) *Servogor 790 BBC Goerz Metrawatt*, em papel milimetrado. As falhas observadas, nos limites de elasticidade e resistência, foram anotadas junto ao respectivo diagrama.

A precisão e a eficiência do método, além da regulagem dos equipamentos, foram determinadas em testes preliminares. Os valores amostrais de resistência, deformação e rigidez têm apenas função comparativa não representam valores reais (Figura 3b).

**Figura 3-** a. Fotografia de um corpo de prova sendo testado em máquina universal de ensaios mecânicos: Escala 3 (1.000 KgF) compressão; velocidade 0,4 % (20 mm/min). Registrador gráfico: deformação em "x" (abcissa) ajustado em 10 mV/cm; carga em "y" (ordenadas) ajustado em 0,1 V/cm. b. Exemplo de um diagrama carga-deformação obtido no registrador gráfico durante os testes de flexocompressão dos corpos de prova em máquina universal de ensaios mecânicos



Fonte: Os autores.

### Análise dos diagramas

Nos diagramas carga-deformação, dos ensaios de flexocompressão de cada corpo de prova, determinaram-se os seguintes pontos:

#### I. A – Limite da fase de Acomodação

Indica o final da fase de acomodação, primeira fase do diagrama, na qual ocorrem acomodações e pequenas

movimentações no corpo de prova, até a eliminação completa das folgas e homogeneização das tensões nas aramagens, pela retificação e deslizamento dos fios, até sua adaptação ao relevo ósseo, e, nos parafusos, devido à eliminação das folgas na interface parafuso-osso. Após este ponto, o diagrama apresenta uma fase linear (fase elástica). O limite da fase de acomodação foi determinado graficamente, pelo ponto de intersecção da curva inicial com o prolongamento da reta da fase elástica (Figura 3b).

## II. E – Limite da fase de Elasticidade

O limite de elasticidade determina o final da fase elástica, em que o corpo suporta cargas sem apresentar qualquer tipo de dano ou deformação permanente. Uma vez cessada esta solicitação, volta ao seu estado original. Após este limite, inicia-se a fase plástica, já produzindo deformações ou danos irreversíveis, que se estende até sua ruptura completa. Assim, o limite de elasticidade e o limite de proporcionalidade, definido pelo final do segmento linear do diagrama, se aproximam e se confundem, podendo ser utilizados indistintamente na maioria dos materiais, como nos biológicos. Para determinação deste ponto, utilizamos o método gráfico de Johnson – limite elástico aparente ou limite de Johnson (SOUZA, 1982) (Figura 3b).

## III. R – Limite da fase de Resistência

Foi determinado pelo ponto máximo do diagrama convencional carga-deformação (pico do diagrama) e indica a resistência máxima do sistema. Para cada ponto, determinaram-se os valores de carga, em KgF, e deformação, em mm. Determinaram-se os valores de rigidez máxima (KgF/mm) em regime elástico, que equivale à constante de proporcionalidade da fase linear mais verticalizada do diagrama, também definida como tangente física do ângulo de inclinação do diagrama em fase elástica (linear) e a rigidez média (KgF/mm), equivalente à constante de proporcionalidade da reta média virtual entre o início do diagrama e o limite da resistência (Figura 3b).

Estes índices de rigidez permitem avaliar a proporção entre a carga exercida e a deformação obtida, ou seja, um parâmetro de estabilidade do conjunto, em fase elástica ou até o limite de resistência. Estes valores amostrais de resistência, deformação e rigidez foram agrupados segundo a técnica de osteossíntese utilizada.

## Análise estatística

Utilizou-se a estatística descritiva dos valores amostrais ordinais (quantitativos): média (M), desvio padrão (DP), erro padrão da média (EPM), valores máximo (Máx.) e mínimo (Mín.), e o número de casos (n). Também, realizou-se a comparação entre as amostras independentes, pela prova de Kruskal-Wallis, discriminado pelo teste de comparações múltiplas, modificado por Dunn. Ainda, adotou-se o nível de significância de 5% ( $\alpha=0.05$ ).

## RESULTADOS

A Tabela 1 mostra os resultados dos ensaios com a construção tipo Gallie (GALLIE, 1939).

**Tabela 1 – Resultados obtidos de ensaios com aramagem tipo Gallie.**

	Acomodação		Limite elástico		Lim. res. máx.		Rigidez	
	KgF	mm	KgF	mm	KgF	mm	máx.	méd.
1	14,0	6,9	32,5	10,2	88,8	18,2	12,7	4,9
2	25,5	8,4	39,0	9,6	77,0	16,4	13,1	4,7
3	20,0	6,9	35,0	9,1	87,5	17,6	9,0	5,0
4	20,5	10,4	51,5	14,9	103,5	27,6	8,2	3,8
5	7,5	4,4	24,0	7,1	71,0	20,7	7,5	3,4
<b>M</b>	<b>17,5</b>	<b>7,4</b>	<b>36,4</b>	<b>10,2</b>	<b>85,6</b>	<b>20,1</b>	<b>10,1</b>	<b>4,4</b>
DP	6,9	2,2	10,1	2,9	12,5	4,5	2,6	0,7
<b>EPM</b>	<b>3,1</b>	<b>1,0</b>	<b>4,5</b>	<b>1,3</b>	<b>5,6</b>	<b>2,0</b>	<b>1,2</b>	<b>0,3</b>

Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* KgF: kilograma força; mm: milímetro; máx: rigidez máxima; méd: rigidez média; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média.

Os resultados de ensaios com parafusos transarticulares (HANSON *et al.*, 1991) encontram-se na Tabela 2.

**Tabela 2 – Resultados obtidos de ensaios com parafusos transarticulares.**

	Acomodação		Limite elástico		Lim. res. máx.		Rigidez	
	KgF	mm	KgF	mm	KgF	mm	max.	méd.
1	0,0	0,0	30,5	8,4	52	24,2	3,7	2,1
2	0,0	0,0	27,2	12,9	61,5	21,8	10,8	2,8
3	14,8	4,9	45,0	7,1	45,0	7,1	16,9	6,3
4	0,0	0,0	2,5	0,9	38,5	17,8	4,8	2,2
5	0,7	0,7	38,0	7,1	54,2	18,9	5,6	2,9
<b>M</b>	<b>3,1</b>	<b>1,1</b>	<b>28,6</b>	<b>7,3</b>	<b>50,2</b>	<b>18,0</b>	<b>8,4</b>	<b>3,3</b>
DP	6,5	2,1	16,2	4,3	8,8	6,6	5,5	1,7
<b>EPM</b>	<b>2,9</b>	<b>1,0</b>	<b>7,2</b>	<b>1,9</b>	<b>3,9</b>	<b>2,9</b>	<b>2,4</b>	<b>0,8</b>

Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* KgF: kilograma força; mm: milímetro; máx: rigidez máxima; méd: rigidez média; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média.

Na Tabela 3 encontram-se os resultados de ensaios com parafusos no processo odontoide (BÖHLER, 1982).

**Tabela 3 – Resultados obtidos de ensaios com parafusos no processo odontoide.**

	Acomodação		Limite elástico		Lim. res. máx.		Rigidez	
	KgF	mm	KgF	mm	KgF	mm	máx.	méd.
1	0,0	0,0	24,0	6,2	82,0	20,9	11,8	3,9
2	0,0	0,0	21,0	8,4	47,0	22,0	6,3	2,1
3	4,0	5,3	10,5	7,8	49,0	25,3	6,0	1,9
4	0,0	0,0	25,8	6,2	59,0	20,4	5,4	2,9
<b>M</b>	<b>1,0</b>	<b>1,3</b>	<b>20,3</b>	<b>7,2</b>	<b>59,2</b>	<b>22,2</b>	<b>7,4</b>	<b>2,7</b>
DP	2,0	2,6	6,8	1,1	16,0	2,2	3,0	0,9
<b>EPM</b>	<b>1,0</b>	<b>1,3</b>	<b>3,4</b>	<b>0,6</b>	<b>8,0</b>	<b>1,1</b>	<b>1,5</b>	<b>0,4</b>

Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* KgF: kilograma força; mm: milímetro; máx: rigidez máxima; méd: rigidez média; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média.

A Tabela 4 mostra os resultados obtidos de ensaios com a construção tipo 88 (PUERTAS; LAREDO FILHO; KOBERLE, 1987).

**Tabela 4 – Resultados obtidos de ensaios com aramagem tipo 88.**

	Acomodação		Limite elástico		Lim. res. máx.		Rigidez	
	KgF	mm	KgF	mm	KgF	mm	máx.	méd.
1	12,5	4,2	27,5	5,8	67,0	15,5	9,0	4,3
2	9,5	3,3	23,0	7,1	108,5	28,0	9,2	3,9
3	12,0	8,9	53,0	15,5	79,0	23,3	6,3	3,4
4	3,0	2,4	32,5	8,0	64,0	14,2	7,3	4,5
5	16,0	8,9	68,0	14,0	78,5	18,9	15,0	4,2
<b>M</b>	<b>10,6</b>	<b>5,5</b>	<b>40,8</b>	<b>10,1</b>	<b>79,4</b>	<b>20,0</b>	<b>9,4</b>	<b>4,1</b>
DP	4,8	3,1	19,0	4,4	17,6	5,7	3,4	0,4
<b>EPM</b>	<b>2,2</b>	<b>1,4</b>	<b>8,5</b>	<b>2,0</b>	<b>7,9</b>	<b>2,5</b>	<b>1,5</b>	<b>0,2</b>

Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* KgF: kilograma força; mm: milímetro; máx.: rigidez máxima; méd.: rigidez média; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média.

Podemos notar que houve diferença estatisticamente significativa dos resultados obtidos das acomodações, na comparação entre as técnicas que fixaram os corpos de prova com aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939) e as que os fixaram com parafusos no processo odontoide, sendo que as aramagens tipo Gallie obtiveram valor maior (Tabela 5, Figura 4 e Tabela 6, Figura 5).

**Tabela 5 – Acomodação (Kilograma Força) segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas. Comparação pelo teste de Kruskal-Wallis e discriminação pela prova de comparações múltiplas modificado por Dunn ( $\alpha=0,05$ )**

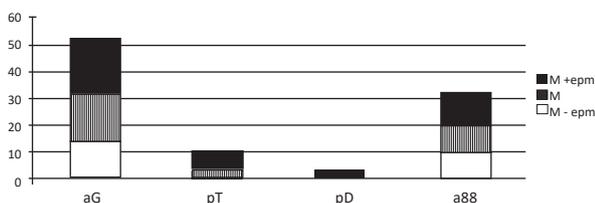
	aG	pT	pD	a88
<b>M</b>	<b>17,5</b>	<b>3,1</b>	<b>1,0</b>	<b>10,6</b>
DP	6,9	6,5	2,0	4,8
<b>EPM</b>	<b>3,1</b>	<b>2,9</b>	<b>1,0</b>	<b>2,1</b>
Máx.	25,5	14,8	4,0	16,0
Mín.	7,5	0,0	0,0	3,0
n	5	5	4	5

Kruskall-Wallis H=10,84 p=0,01 (\*)

Fonte: Dados da pesquisa.

Teste das comparações múltiplas, modificado por Dunn: aG > pD. *Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín.: mínimo; n: quantidade.

**Figura 4 – Gráfico correspondente à Tabela 5.**



Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8.

**Tabela 6 – Acomodação (milímetros) segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas. Comparação pelo teste de Kruskal-Wallis e discriminação pela prova de comparações múltiplas modificado por Dunn ( $\alpha=0,05$ )**

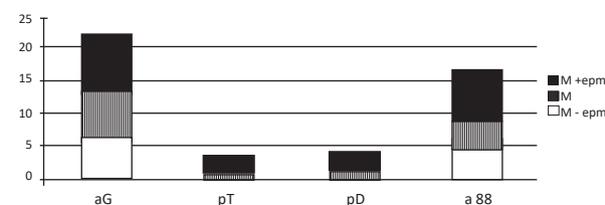
	aG	pT	pD	a88
<b>M</b>	<b>7,4</b>	<b>1,1</b>	<b>1,3</b>	<b>5,5</b>
DP	2,2	2,1	2,6	3,1
<b>EPM</b>	<b>0,9</b>	<b>0,9</b>	<b>1,3</b>	<b>1,4</b>
Máx.	10,4	4,9	5,3	8,9
Mín.	4,4	0,0	0,0	2,4
n	5	5	4	5

Kruskall-Wallis H=9,66 p=0,02 (\*)

Fonte: Dados da pesquisa.

Teste das comparações múltiplas, modificado por Dunn: aG > pD. *Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín.: mínimo; n: quantidade.

**Figura 5 – Gráfico correspondente à Tabela 6.**



Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 88.

Também houve diferença significativa na comparação dos resultados dos testes de resistência máxima (KgF) entre as técnicas que fixaram os corpos de prova com aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939) e as que os fixaram com parafusos transarticulares (HANSON et al., 1991), sendo obtido valor maior nas aramagens tipo Gallie (Tabela 7, Figura 6).

**Tabela 7 – Resistência máxima (Kilograma Força) segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas. Comparação pelo teste de Kruskal-Wallis e discriminação pela prova de comparações múltiplas modificado por Dunn ( $\alpha=0,05$ )**

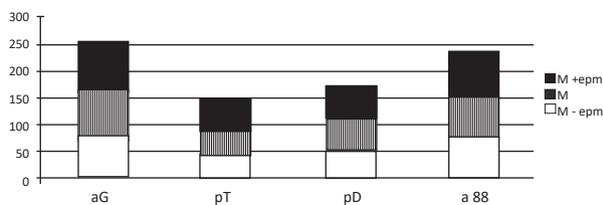
	aG	pT	pD	a88
<b>M</b>	<b>85,6</b>	<b>50,2</b>	<b>59,2</b>	<b>79,4</b>
DP	12,5	8,8	16,0	17,6
<b>EPM</b>	<b>5,6</b>	<b>3,9</b>	<b>8,0</b>	<b>7,9</b>
Máx.	103,5	61,5	82,0	108,5
Mín.	71,0	38,5	47,0	64,0
n	5	5	4	5

Kruskall-Wallis H = 10,96 p = 0,01 (\*)

Fonte: Dados da pesquisa.

Teste das comparações múltiplas, modificado por Dunn: aG > pT. *Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín.: mínimo; n: quantidade.

**Figura 6** – Gráfico correspondente à Tabela 7.



Fonte: Dados da pesquisa. *Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 88.

Os demais resultados, como a primeira falha em Kilograma Força (Tabela 8); a primeira falha em mm (Tabela 9); a resistência máxima em milímetros (Tabela 10); a rigidez máxima (Tabela 11); e rigidez média (Tabela 12) não mostraram diferenças significativas na comparação entre as técnicas de fixação atlantoaxiais testadas.

**Tabela 8** – Primeira falha (Kilograma Força) segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas.

	aG	pT	pD	“88”
<b>M</b>	<b>36,4</b>	<b>28,6</b>	<b>20,3</b>	<b>40,8</b>
DP	10,1	16,1	6,8	19,0
<b>EPM</b>	<b>4,5</b>	<b>7,2</b>	<b>3,4</b>	<b>8,5</b>
Máx.	51,5	45	25,8	68,0
Mín.	24,0	2,5	10,5	23,0
n	5,0	5,0	4,0	5,0

Kruskall-Wallis H = 5,75 p = 0,12

Fonte: Dados da pesquisa.

*Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín: mínimo; n: quantidade.

**Tabela 9** – Primeira falha (milímetros) segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas.

	aG	pT	pD	“88”
<b>M</b>	<b>10,2</b>	<b>7,3</b>	<b>7,1</b>	<b>10,0</b>
DP	2,9	4,3	1,1	4,4
<b>EPM</b>	<b>1,3</b>	<b>1,9</b>	<b>0,6</b>	<b>1,9</b>
Máx.	14,9	12,9	8,4	15,5
Mín.	7,1	0,9	6,2	5,8
n	5,0	5,0	4,0	5,0

Kruskall-Wallis H = 3,54 p = 0,32

Fonte: Dados da pesquisa.

*Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín: mínimo; n: quantidade.

**Tabela 10** – Resistência máxima (milímetros) segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas.

	aG	pT	pD	a88
<b>M</b>	<b>20,1</b>	<b>18,0</b>	<b>22,1</b>	<b>20,0</b>
DP	4,5	6,6	2,2	5,7
<b>EPM</b>	<b>2,0</b>	<b>2,9</b>	<b>1,1</b>	<b>2,5</b>
Máx.	27,6	24,2	25,3	28,0
Mín.	16,4	7,1	20,4	15,5
n	5,0	5,0	4,0	5,0

Kruskall-Wallis H = 1,72 p = 0,63

Fonte: Dados da pesquisa.

*Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín: mínimo; n: quantidade.

**Tabela 11** – Rigidez máxima segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas.

	aG	pT	pD	a88
<b>M</b>	<b>10,1</b>	<b>8,4</b>	<b>7,4</b>	<b>9,4</b>
DP	2,6	5,5	3,0	3,4
<b>EPM</b>	<b>1,5</b>	<b>2,4</b>	<b>1,5</b>	<b>1,5</b>
Máx.	13,1	24,2	11,8	15,0
Mín.	7,5	7,1	5,4	6,3
n	5,0	5,0	4,0	5,0

Kruskall-Wallis H = 2,96 p = 0,40

Fonte: Dados da pesquisa.

*Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín: mínimo; n: quantidade.

**Tabela 12** – Rigidez média segundo as técnicas de fixação C1/C2 utilizadas.

	aG	pT	pD	a88
<b>M</b>	<b>4,4</b>	<b>3,3</b>	<b>2,7</b>	<b>4,0</b>
DP	0,7	1,7	0,9	0,4
<b>EPM</b>	<b>0,3</b>	<b>0,8</b>	<b>0,4</b>	<b>0,2</b>
Máx.	5,0	6,3	3,9	4,5
Mín.	3,4	2,1	1,9	3,4
n	5,0	5,0	4,0	5,0

Kruskall-Wallis H = 7,08 p = 0,07

Fonte: Dados da pesquisa.

*Legenda.* aG: aramagem tipo Gallie; pT: parafusos transarticulares; pD: parafuso no processo odontoide; a88: aramagem tipo 8; M: média; DP: desvio padrão; EPM: erro padrão da média; Máx.: máximo; Mín: mínimo; n: quantidade.

## DISCUSSÃO

O modelo experimental adotado foi utilizado em outros estudos *in vitro* realizados em nosso laboratório (BARROS FILHO *et al.*, 1991). Embora saibamos que os ensaios cíclicos melhor refletiriam as solicitações diárias as quais a coluna vertebral é submetida, estes necessitariam de equipamentos mais sofisticados e ensaios de longa duração para avaliação da fadiga dos materiais empregados. A técnica utilizada para preservação das peças foi também utilizada por vários outros autores (HANSON *et al.*, 1991; SASSO *et al.*, 1993; SMITH *et al.*, 1993), mostrando que esta não altera, significativamente, a resistência das mesmas, sendo, portanto, compatível com a realização de testes mecânicos e gerando resultados confiáveis.

Escolhemos a fratura do processo odontoide tipo II de Anderson e D'Alonso (1974) por apresentar alto índice de resultados não satisfatórios com tratamento conservador (SCHATZKER; RORABECK; WADDEL, 1971). Ainda, optamos por produzir a fratura com utilização de martelo e osteótomo, assim como Graziano *et al.* (1992). Entre os vários tipos de técnicas para fixação C1/C2, escolhemos quatro, os que julgamos ser aquelas que representam as tendências atuais na prática médica e na literatura científica:

- Aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939): clássica, mais usada e por ser simples na sua técnica, com menor morbidade e resultados clínicos satisfatórios.
- Parafuso transarticular (HANSON *et al.*, 1991): por representar um método único e diferente dos demais. Combina a via posterior com a possibilidade de artrodese C1/C2, quando existe fratura concomitante da lâmina do atlas ou do eixo.
- Parafuso no processo odontoide (BÖHLER, 1982): por representar uma tendência da literatura europeia. Tem sua maior indicação quando há necessidade de se preservar, em toda sua amplitude, a rotação do conjunto atlas-eixo. Em contraposição, é uma técnica de difícil execução e com maior índice de complicações, não só devido à via de acesso anterior, como também quanto ao posicionamento do parafuso dentro dos limites ósseos, entre outros motivos.
- Aramagem tipo 88: por ter sido proposta e utilizada em nosso meio a partir dos relatos de Puertas, Laredo Filho e Koberle (1987). Esta apresenta maior risco de dano neurológico, devido à necessidade da passagem de fios sub-laminares no atlas e no eixo.

Com relação aos testes, observamos que as aramagens apresentaram, inicialmente, uma movimentação superior até a equalização da tensão nos fios, em relação às técnicas que utilizaram parafusos (fase inicial do diagrama carga-deformação; do início até o ponto A, que representa a fase de acomodação do sistema – Figura 3b). Essa movimentação se origina de folgas

provocadas pela acomodação dos fios metálicos sobre o relevo anatômico, por cortes nas partes moles e ossos e pela retificação dos fios. Esse efeito provocou uma perda precoce e permanente de tensão e aumentou a amplitude de movimentação do segmento com cargas baixas, alcançando deformações consideráveis até se tensionar novamente os fios.

Nos parafusos, as instabilidades inicialmente observadas foram causadas por flexões e por pequenos desvios na interface do parafuso e seu leito ósseo, causadas por folgas na rosca ou pequenos esmagamentos, ou, até mesmo, por erro de técnica quando da sua colocação.

Nossos resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa, quanto à acomodação, na comparação entre a aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939) e o parafuso no processo odontoide (BÖHLER, 1982), sendo a primeira maior do que a segunda tanto em carga (Tabela 6) quanto em deformação (Tabela 7).

Após este período inicial de acomodação, o sistema passou a ser solicitado em regime elástico, na fase linear do diagrama carga-deformação (do ponto A até o ponto E – Figura 3b), trabalhando como uma mola ideal, fase onde, após a retirada da carga, o sistema voltou ao seu estado inicial sem danos ou deformações permanentes. Ainda, o limite de elasticidade, que define o final desta fase (ponto E – Figura 3b), também define a máxima carga que poderá ser suportada pelo conjunto, em regime convencional de trabalho.

A resistência das osteossínteses até o limite de elasticidade nos permitiu avaliar sua eficiência e indicaram quais poderiam, ou não, suportar movimentação ativa ou passiva no pós-operatório imediato. Como se trata de um sistema altamente complexo, a estrutura que atinge esse limite variou em cada ensaio, e, por isso, preferimos utilizar a denominação de primeira falha ou falha inicial do sistema, ao invés de limite de elasticidade. Devido à grande variação de resultados, não foi possível comprovar diferenças no comportamento das osteossínteses estudadas em regime elástico (carga-deformação), e na rigidez dos sistemas, também avaliadas nessa fase dos testes (rigidez máxima e média).

A rigidez é uma das três propriedades mecânicas mais importantes – ao lado de resistência e elasticidade – e pode ser mais bem entendida como sendo a proporção entre a carga aplicada e a deformação obtida no sistema estudado. A rigidez máxima foi calculada do ponto inicial do diagrama carga-deformação até o ponto R, enquanto que a rigidez média foi calculada do ponto A até o ponto E, ou seja, apenas enquanto o sistema estava funcionando em regime elástico (Figura 3b).

Quanto a limite de resistência (resistência máxima, ponto R – Figura 3b), quando já ocorreram danos significativos aos conjuntos como solturas, alongamentos dos fios das aramagens, esmagamentos na base ou início de cisalhamento dos filetes da rosca óssea dos parafusos; observamos uma superioridade das aramagens em relação aos parafusos, sendo estatisticamente significativa

entre a do tipo Gallie (GALLIE, 1939) e os parafusos transarticulares (HANSON *et al.*, 1991) (Tabela 8).

Embora a aramagem tipo Gallie (1939) tenha sido a técnica que apresentou maior grau de deformação na fase de acomodação, esta diferença não continuou proporcional nas outras fases e, na carga máxima suportável (limite de resistência), não apresentou deformação maior do que as outras técnicas de fixação estudadas. Quanto às deformações observadas, até este limite, não foram constatadas diferenças significativas entre as técnicas ensaiadas (Tabela 11).

Outra observação importante foi feita em relação aos mecanismos de falha: nas aramagens ocorreram escorregamentos entre as articulações zigapofisárias, enquanto que, nos parafusos, observaram-se encurvamentos (flexões). Desta maneira, levando-se em consideração os resultados como um todo, concluímos que, sob flexo-compressão, osteossínteses com parafusos e aramagens, apresentaram estabilidades diferentes e complementares. Ou seja, os parafusos apresentaram maior rigidez e resistência sob cargas baixas, enquanto que as aramagens apresentaram menor rigidez – maior acomodação – sob cargas baixas e maior resistência sob cargas altas.

Portanto, o mais interessante seria a combinação de aramagens do tipo Gallie (GALLIE, 1939) e parafusos transarticulares (HANSON *et al.*, 1991) – princípio da fixação em três pontos, por suas performances mecânicas e técnicas relativamente simples e seguras, concordando com Grob, Magerl (apud AEBI; ETTER; COSCIA 1989) e Hanson *et al.* (1991).

De maneira geral, foram observadas, ainda, grandes variações nos resultados – aproximadamente 100% em resistência, 40% em deformação e 60% em rigidez –, devido à dificuldade de reprodutibilidade das técnicas, e das variações anatômicas, mesmo com as facilidades do estudo *in vitro*. Este fato nos levou à utilização de testes não paramétricos na análise estatística dos resultados obtidos. Concordamos com Smith *et al.* (1993), ao afirmarem que a pré-carga, utilizada para simular o peso da cabeça, pode influir nos resultados quando a fratura do processo odontoide já houver sido reproduzida artificialmente antes dos testes mecânicos.

A aramagem do tipo Gallie (GALLIE, 1939) foi a primeira técnica a ser descrita para fixação cirúrgica atlantoaxial utilizando material de implante. É um procedimento de execução relativamente simples e exige, apenas uma vez, a passagem de fio sub-laminar, sob o arco de C1. Como comprova Hajek *et al.* (1993), este procedimento necessita de enxerto ósseo e não dispensa o uso de imobilização semirígida pós-operatória. O uso de parafusos transarticulares, por sua vez (HANSON *et al.*, 1991), se constitui como a técnica menos difundida até o momento, muito embora esta indique ter grande utilidade. A maior vantagem deste método estaria na abordagem por via de acesso posterior, além da indicação em fraturas com desvio posterior, que se reduzem em flexão, posicionamento próprio para este ato.

A técnica de fixação direta do processo odontoide com parafuso (BÖHLER, 1982) é muito interessante sob vários aspectos. Primeiro, permite que o paciente fique livre de imobilizações rígidas no pós-operatório imediato (apenas utilizando um colar antiálgico) (BÖHLER, 1982; BORNE *et al.*, 1988), promovendo a mobilização precoce do pescoço, principalmente em rotação, além de não necessitar de enxerto ósseo. A princípio, a mobilização precoce das articulações traumatizadas é o que o médico pode oferecer de melhor para a recuperação rápida do paciente (AEBI; ETTER; COSCIA, 1989; BÖHLER, 1982; BORNE *et al.*, 1988; MÜLLER *et al.*, 1991). Seria a opção de escolha, a mais avançada, e teoricamente a que melhor resultado apresentaria, seguindo os conceitos das osteossínteses modernas.

Porém, para se alcançar tal resultado em área tão nobre do corpo humano, muita habilidade cirúrgica, detalhes de técnica e infraestrutura tecnológica são necessários (CHANG *et al.*, 1994). Por isso, as complicações, quando ocorrem, costumam ser graves, tais como: lesão esofágica (BORNE *et al.*, 1988), progressão do fio guia, hematoma pós-operatório (AEBI; ETTER; COSCIA *et al.*, 1989), pseudoartrose (ETTER *et al.*, 1991), extrusão do parafuso para dentro do canal vertebral (AEBI; ETTER; COSCIA *et al.*, 1989; ETTER *et al.*, 1991; MÜLLER *et al.*, 1991), insuficiência respiratória, rouquidão (CHANG *et al.*, 1994), pneumonia, disfagia (CHANG *et al.*, 1994) e morte (AEBI; ETTER; COSCIA 1989; ETTER *et al.*, 1991). Uma indicação bastante precisa seria para pacientes com traumatismo grave de tórax (BORNE *et al.*, 1988), que não poderiam ser submetidos à posição de decúbito ventral durante a anestesia, e uma contra-indicação absoluta se daria pela ocorrência de lesão concomitante do ligamento transversal (AEBI; ETTER; COSCIA *et al.*, 1989).

Seguindo o estudo anatômico de Schaffler *et al.* (1992), utilizamos apenas um parafuso na fixação do processo odontoide, pois, além de suas dimensões dificilmente comportarem dois, os relatos, clínico de Graziano *et al.* (1992) e experimental de Sasso *et al.* (1993), confirmam não haver diferença significativa na resistência do conjunto com um ou com dois parafusos.

Os parafusos por nós utilizados não foram os do tipo canulado, uma vez que nossos experimentos, em peças de cadáveres, permitiam ampla visualização do processo odontoide. Portanto, foram utilizados parafusos de 3,5 mm de diâmetro não canulados, em acordo com Sasso *et al.* (1993) e Doherty *et al.* (1993).

Em 1987, Puertas, Laredo Filho e Koberle (1987) submeteram dez pacientes ao seu método de fixação posterior, porém, apenas em uma ocasião, para artrodesse atlantoaxial, obtendo bom resultado. Não apresentou maior risco do que outras aramagens sub-laminares e pode ser aplicado em qualquer nível cervical. Evitou a imobilização externa, entretanto, invadiu o canal vertebral em quatro oportunidades, com a passagem de fios sub-laminares. Como todos os métodos de fusão, este demonstrou limitar a rotação da cabeça, e requer a uti-

lização de enxerto ósseo. E, tende a aumentar o desvio inicial quando este é posterior, devido à grande tensão que é exercida nos arcos posteriores.

As cirurgias que utilizam aramagem posterior podem apresentar complicações como perda de redução, piora do dano neurológico inicial e infecções no local doador de enxerto, como relatam Smith, Phillips e Hensinger (1991). Mecanicamente, a redução ou não do processo odontoide, não interfere na estabilidade do sistema conforme exposto por Schatzker, Rorabeck e Waddell (1971), exceto quando usada a técnica de fixação direta do processo odontoide com parafuso.

Nossos resultados mostraram que as aramagens têm desempenho mecânico semelhante: fase de acomodação maior, o que permite maior mobilidade com cargas baixas, mas também suporta maiores impactos. Ainda, as técnicas que utilizam parafusos também apresentaram propriedades mecânicas semelhantes entre si, com fase de acomodação pequena, indicando osteossíntese bastante rígida, mas com resistência máxima com valores menores do que as aramagens, ou seja, menor capacidade de absorção de impacto no pós-operatório precoce (HENRIQUES, *et al.*, 2000; HUANG *et al.*, 2015).

De maneira geral, podemos afirmar, a partir do nosso estudo, que os parafusos se mostraram mais eficientes com cargas mais baixas (principalmente os transarticulares (HANSON *et al.*, 1991), apresentando pequena fase de acomodação e maior rigidez. Enquanto que as aramagens se apresentaram mais estáveis em condições superiores de solitação, conforme os fios vão sendo tensionados, suportando cargas mais elevadas.

Alguns trabalhos citam as propriedades viscoelásticas da coluna vertebral (MYERS; MCELHANEY, 1993). Este termo é aplicado às estruturas que têm grande porcentagem de fluido no seu interior e que oferecem resistência crescente, não linear às cargas recebidas. Logo, quanto maior a velocidade de impacto, maior será a resistência oferecida ao trauma. No entanto, a tradução matemática deste fenômeno não é simples, uma vez que já se verificou que a resposta não é linear como uma mola elástica, por exemplo. Sabemos que é impossível fazer em primeiro tempo testes dinâmicos e obtermos resultados satisfatórios, pois não existem instrumentos capazes de analisar todos os fenômenos envolvidos em uma estrutura complexa como a coluna cervical em alta velocidade.

Também, em testes de alta velocidade, há uma grande quantidade de fenômenos ocorrendo praticamente no mesmo instante, não sendo possível identificar os fenômenos principais e os secundários – relação causa e efeito. Em um teste deste tipo (dinâmico), os resultados de energia seriam apenas de tenacidade (absorção de energia até a ruptura das estruturas), resiliência (absorção de energia em fase elástica) e coeficiente de amortecimento (análise de vibrações). Os testes quase estáticos, feitos em nosso estudo, são os que dão maior número de informações e permitem extrapolação para

altas velocidades, mesmo sabendo-se das propriedades viscoelásticas do corpo humano.

Quanto às condições relativas ao nosso experimento, as peças anatômicas foram retiradas de cadáveres adultos jovens (idade variando entre 25 e 40 anos), todos do sexo masculino, exceto um, com diagnóstico anatomopatológico que não envolveu comprometimento ósseo, e cujo óbito ocorrera menos de 24 horas antes. Tal fato nos garantiu certa uniformização de peças, no que concerne à resistência óssea, sendo os resultados encontrados, se dissonantes, devido às outras causas – como erro de técnica e características individuais, por exemplo.

O nosso intuito não foi definir qual o mecanismo de trauma responsável pela lesão (fratura tipo II do processo odontoide), embora concordemos que isto seja importante para o seu tratamento. Pelo contrário, buscamos avaliar comparativamente qual método se adaptaria melhor ao tratamento das lesões por flexocompressão.

Ainda dentro desta linha de pesquisa, algumas questões ficam em aberto, por exemplo, a resistência das construções a ensaios cíclicos e a situações de impacto. Outra perspectiva interessante que podemos extrapolar de nossos dados é a associação de técnicas, o que poderia aumentar em muito a estabilidade do sistema de fixação, como por exemplo, a combinação de parafusos transarticulares (HANSON *et al.*, 1991) com a aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939).

A técnica que utiliza parafusos e hastes (Harms) não foi testada, porém, por tratar-se da mesma interface parafuso/osso via posterior, poderíamos imaginar que os resultados se aproximariam da técnica Magerl, embora essa fosse outra questão em aberto para novos testes.

## CONCLUSÃO

Na fase de acomodação, as construções com aramagem tipo Gallie (GALLIE, 1939) diferiram estatisticamente ( $p = 0,01$ ) das com parafuso no processo odontoide (BÖHLER, 1982), ou seja, os parafusos no processo odontoide apresentaram pouquíssima mobilidade com cargas baixas. Com relação à primeira falha no sistema, ou seja, o limite de elasticidade – fase na qual as deformidades alcançadas devido à carga exercida nos corpos de prova foram totalmente revertidas sem prejuízos, não houve diferença significativa entre as construções testadas. Com relação à resistência máxima suportada pelas construções, ou seja, maior carga possível até o ponto de rompimento total da fixação, nosso estudo mostrou uma diferença estatisticamente significativa a favor da aramagem tipo Gallie em contraposição aos parafusos transarticulares ( $p = 0,01$ ).

## REFERÊNCIAS

AEBI, M.; ETTER, C.; COSCIA, M. Fractures of the odontoid process – treatment with anterior screw fixation. *Spine*, Nova York, v. 14, n. 10, p. 1065-1070, 1989.

- ANDERSON, L. D.; D'ALONSO, R. T. Fractures of the odontoid process of the axis. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 56, n. 8, p. 1663-1674, 1974.
- BARROS FILHO, T. E. P. *et al.* Fraturas do processo odontoide. **Rev. Bras. Ortop.**, Rio de Janeiro, v. 25, n. 8, p. 271-274, 1990.
- BARROS FILHO, T. E. P. *et al.* Função dos ligamentos alares e transversos na estabilidade entre o atlas e o eixo – estudo experimental. **Rev. Bras. Ortop.**, Rio de Janeiro, v. 26, n. 6, p. 201-214, 1991.
- BÖHLER, J. Anterior stabilization for acute fractures and non-unions of the dens. **J. Bone Joint Surg. Am.**, Boston, v. 64, n. 1, p. 18-27, 1982.
- BONO, C. M. The Halo Fixator. **J. Am. Acad. Orthop. Surg.**, Rosemont, v. 15, n. 12, p. 728-737, 2007.
- BORNE, G. M. *et al.* Odontoid process fractures osteosynthesis with a direct screw fixation technique in nine consecutive cases. **J. Neurosurg.**, Chicago, v. 68, n. 2, p. 223-226, 1988.
- CHANG, K. W. *et al.* One Herbert double-threaded compression screw fixation of displaced type II odontoid fractures. **Clin Spine Surg.**, Hagerstown, v. 7, n. 1, p. 62-69, 1994.
- COYNE, T. J. *et al.* H. C1-C2 posterior cervical fusion: long term evaluation of results and efficacy. **Neurosurgery**, Baltimore, v. 37, n. 4, p. 688-93, 1995.
- ETTER, C. *et al.* M. Direct anterior fixation of dens fractures with cannulated screw system. **Spine**, Nova York, v.16, n. 3 Suppl, p. S25-S32, 1991.
- GALLIE, W. E. Fractures and dislocation of cervical spine. **Am. J. Surg.**, New York, v. 46, p. 495-9, 1939.
- GRAZIANO, G. *et al.* A comparative study of fixation techniques for type II fractures of the odontoid process. **Spine**, Nova York, v. 18, n. 16, p. 2383-7, 1992.
- HAJEK, D. *et al.* A biomechanical study of C1-C2 posterior arthrodesis techniques. **Spine**, Nova York, v. 18, n. 2, p. 173-177, 1993.
- HANSON, P. B. *et al.* Anatomic and a biomechanical assessment of transarticular screw fixation for atlanto-axial instability. **Spine**, Nova York, v. 16, n. 10, p. 1141-5, 1991.
- HARMS, J.; MELCHER, R.P. Posterior C1-C2 polyaxial screw and rod fixation. **Spine**, Nova York, v. 26, n. 22, p.2467-71, 2001.
- HENRIQUES, T. *et al.* Biomechanical comparison of five different atlantoaxial posterior fixation techniques. **Spine**, Nova York, v. 25, n. 22, p. 2877-2883, 2000.
- HUANG, D.G. *et al.* Posterior atlantoaxial fixation: a review of all techniques. **Spine J.**, New York, v. 15, n. 10, p. 2271-2281, 2015.
- MÜLLER, E. M. *et al.* **Manual of internal fixation**. 3. ed. New York: Springer-Verlag, 1991. p. 179-193.
- MYERS, B. S.; MCELHANEY, J. H. Biomechanical aspects in cervical trauma. In: NAHUM, A. M.; MELVIN, J. W. **Accidental injury – biomechanic and prevention**. New York: Sprynger-Verlag, 1993. p. 311-361.
- PONTIN, P. A. *et al.* Tratamento das fraturas do processo odontoide. **Acta Ortop. Bras.**, São Paulo, v. 19, n. 4, p. 189-192, 2011.
- PUERTAS, E. B.; LAREDO FILHO, J.; KOBERLE, G. Tratamento cirúrgico das instabilidades cervicais através de aramagem e artrodese posterior. **Rev. Bras. Ortop.**, Rio de Janeiro, v. 22, n. 9, p. 253-262, 1987.
- SASSO, R. *et al.* Biomechanics of odontoid fractures fixation. **Spine**, Nova York, v. 18, n. 14, p. 1950-3, 1993.
- SCHAFFLER, M. B. *et al.* Morphology of the dens – a quantitative study. **Spine**, Nova York, v. 17, n. 7, p. 738-743, 1992.
- SCHATZKER, J.; RORABECK, C. H.; WADDEL, J. P. Fractures of the Dens: analysis of 37 cases. **J. Bone Joint Surg. Br.**, London, v. 53, n. 3, p. 392-405, 1971.
- SMITH, M. D.; PHILLIPS, W. A.; HENSINGER, R. N. Complications of fusion to the upper cervical spine. **Spine**, Nova York, v. 16, n. 7, p. 702-705, 1991.
- SMITH, M. D. *et al.* A Biomechanical analysis of atlantoaxial stabilization methods using a bovine model. **Clin. Orthop.**, Philadelphia, v. 290, p. 285-295, 1993.
- SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos**. 5. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982. p. 20-21.
- WANG, G. J. *et al.* The nonsurgical management of odontoid fractures in adults. **Spine**, Nova York, v. 9, n. 3, p. 229-230, 1984.

---

Submetido em: 26/08/2020

Aceito em: 17/08/2022