

Ensaio mecânico de um sistema de fixação pedicular com barra transversal

Mechanical Assay of a Pedicular Fixation System with Transversal Rod

HELTON LUIZ APARECIDO DEFINO¹ & ANTÔNIO CARLOS SHIMANO²

RESUMO

Foi realizado estudo biomecânico de um protótipo de sistema de fixação vertebral que utiliza o pedículo vertebral como ponto de ancoragem dos implantes, associado a hastes que conectam transversalmente os parafusos pediculares. De modo diferente dos sistemas convencionais, nos quais os parafusos são conectados no sentido longitudinal, no sistema desenvolvido as hastes são conectadas transversalmente aos parafusos.

Foram realizados ensaios mecânicos (flexo-compressão, flexão lateral e torção) utilizando-se corpos de prova de madeira em máquina universal de testes, com a finalidade de comparar a resistência desse sistema de fixação com o sistema convencionalmente utilizado.

Os testes biomecânicos mostraram que o sistema desenvolvido apresentou menor resistência nos ensaios mecânicos realizados, quando comparado com o sistema de fixação convencional.

Descritores: Coluna vertebral; Fixação pedicular

INTRODUÇÃO

Os sistemas de fixação da coluna vertebral, que utilizam o pedículo vertebral como ponto de ancoragem, por meio da implantação de parafusos no seu interior, tem sido largamente empregados no tratamento cirúrgico das patologias da coluna vertebral, e a crescente aceitação dessa modalidade de fixação tem ampliando as indicações para a sua utilização em diferentes patologias da coluna vertebral.^(1,2,4)

A utilização dessa modalidade de fixação vertebral abrangendo várias vértebras, tem apresentado uma dificuldade técnica para a sua realização, no tocante ao alinhamento dos parafusos, pois não é fácil a implantação de inúmeros parafusos pediculares

SUMMARY

A biomechanical study of a spine fixation prototype was performed. This system uses vertebral pedicle as anchor point of the implants in association with transversally connecting rods. This is different from the usual systems where longitudinally placed rods connect the pedicular screws. Mechanical assays were performed (flexo-compression, lateral flexion, torsion) using probe wood pieces in an universal testing machine, aiming to compare the resistance of this system of fixation to the conventionally used ones.

Biomechanical tests showed that the system was less resistant to the mechanical assays when compared to conventional systems.

Key Words: Spine, Pedicular fixation

INTRODUCTION

Systems using vertebral pedicle as insertion point for screws have been largely used in treatment of surgical treatment of spine pathologies and the growing acceptance of this kind of fixation widened the indications of the method.^(1,2,4)

The use of this method reaching several vertebrae presents a technical difficulty to perform regarding screw alignment since it is not easy to implant several pedicular screws in a longitudinal alignment. And mal-alignment of the screws makes difficult to fit to the rods and this becomes even more difficult as more rigid rods are used.^(3,7)

¹ Professor Associado do Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- USP
² Engenheiro Mecânico do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP - Trabalho realizado com auxílio do CNPq.
E.Mail.: hladefin@fmrp.usp.br

¹ Associate Professor of Departamento de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia of Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- USP
² Mechanical Engineer of Laboratório de Bioengenharia of Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- USP
Work performed with grant from CNPq.
E.Mail.: hladefin@fmrp.usp.br

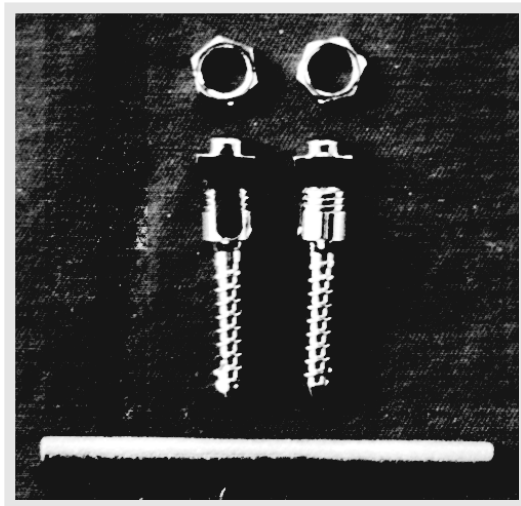


Figura 1- Fotografia dos componentes do sistema de fixação.

Figure 1- Picture of the components of fixation system.

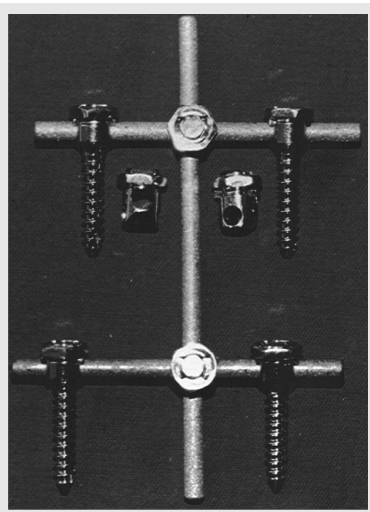


Figura 2 - Fotografia ilustrando mostrando a montagem do sistema de fixação. Observar a conexão transversal dos parafusos por meio das hastes.

Figure 2 - Picture illustrating mounting of the fixation system. See the transversal connection of the screws through the rods.

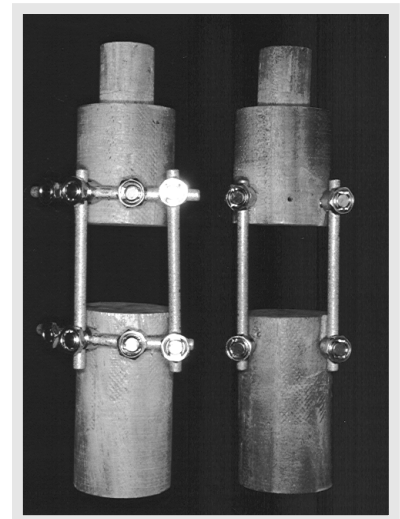


Figura 3 - Fotografia dos corpos de prova fixados com o sistema de barras transversais desenvolvido (esquerda) e sistema convencional de fixação (direita).

Figure 3 - Picture of the proof bodies fixated with the transversal rod developed system (left) and the conventional system of fixation (right).

alinhados no sentido cranio-caudal. O desalinhamento dos parafusos dificulta o acoplamento das hastes do sistema de fixação aos parafusos, e essa dificuldade aumenta à medida que hastes de maior rigidez são utilizadas.^(3,7)

Essa dificuldade tem sido observada desde os primórdios do desenvolvimento dos sistemas de fixação que utilizam parafusos pediculares, e os parafusos poliaxiais foram desenvolvidos para contornar essa dificuldade.

Com o objetivo de contornar essa dificuldade durante a utilização dos sistemas de fixação pedicular, desenvolvemos um sistema de fixação, cujo acoplamento das hastes não depende do alinhamento dos parafusos pediculares (Figuras 1 e 2), e o objetivo desse trabalho é apresentar o protótipo desse sistema de fixação vertebral e o resultado dos ensaios mecânicos realizados com esse sistema.

These difficulties have been noticed since the beginnings of development of fixation devices using pedicular screws, and poliaxial screws were developed to solve them.

Aiming to solve this difficulty during pedicular fixation we developed a fixation system where fitting the rods do not depend on the pedicular screws alignment. (Figures 1 and 2), and the objective of this work is to present a prototype of this system of vertebral fixation and the result of the mechanical assays performed with the system.

MATERIAL E MÉTODOS

O estudo foi realizado utilizando-se corpos de prova em madeira (mogno), com o objetivo de simular a situação de uma corporectomia, e também eliminar algumas variáveis que seriam introduzidas no estudo com a utilização de um grupo heterogêneo de vértebras.

Os corpos de prova eram constituídos de duas peças cilíndricas de madeira com 50 mm de diâmetro e 90 mm de comprimento, nos quais eram aplicados os parafusos do sistema de fixação. Os parafusos utilizados possuíam 35 mm de comprimento e 6 mm de diâmetro, tendo sido aplicados formando um ângulo de 60 graus entre si, e a uma distância de 10mm da borda do bloco de madeira. Os blocos de madeira eram fixados, mantendo uma distância de 40mm entre as suas bases. (Figura 3).

A estabilidade mecânica do sistema de fixação desenvolvido foi avaliada por meio da sua comparação com a montagem rotineiramente utilizada nos sistemas convencionais de fixação

MATERIAL AND METHODS

The study was performed using wood proof bodies (mahogany) aiming to simulate a situation of corporectomy and also to eliminate some variables that would be introduced if an heterogeneous group of vertebra was used.

Proof bodies consisted in two cylindrical wood pieces, 50 mm diameter and 90 cm long, to what fixation system screws were applied. The screws used were 35 mm long and had 6 mm diameter being applied forming an 60 degree angle among them, and a distance of 10 mm from the border of the wood piece. The wood pieces were fixated keeping a distance of 40 mm between their bases (Figure 3).

Mechanical stability of the developed fixation system was evaluated by means of comparison to a routinely used conventional system, forming two experimental groups: I, the conventional system and II, the newly developed system (Figure 3).

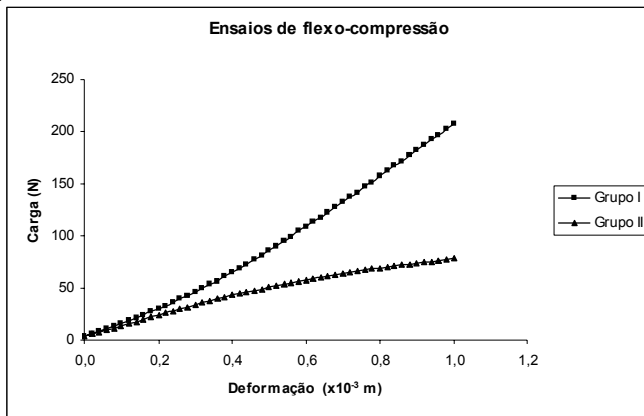


Figura 4 - Gráfico ilustrando o comportamento dos sistemas de fixação no ensaio de flexo-compressão.

Figure 4 - Graphic illustrating the behavior of the fixation systems in flexo-compression assay.

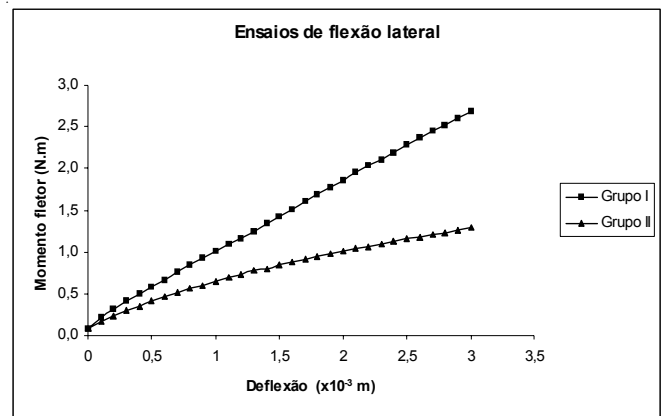


Figura 5 - Gráfico ilustrando o comportamento dos sistemas de fixação no ensaio de flexão lateral.

Figure 5 - Graphic illustrating the behavior of the fixation system in the lateral flexion assay.

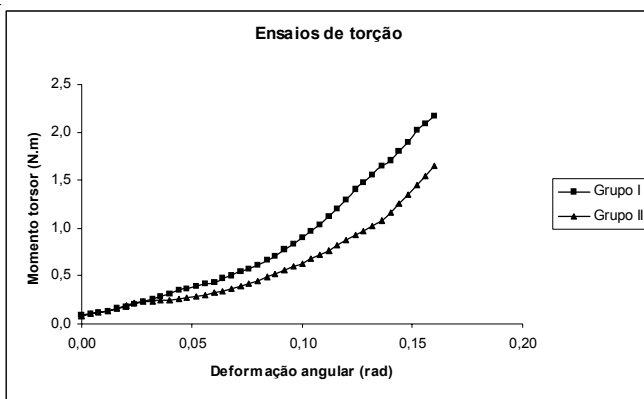


Figura 6 - Gráfico ilustrando o comportamento dos sistemas de fixação no ensaio de torção.

Figure 6 - Graphic illustrating the behavior of the fixation systems in the torsion assay.

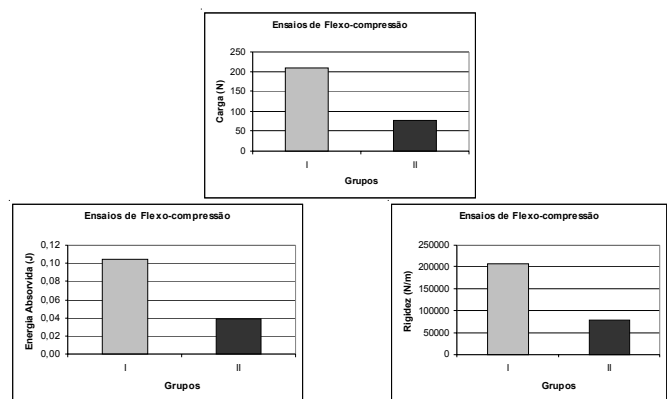


Figura 7 - Gráficos ilustrando a comparação dos parâmetros estudados no teste de flexo-compressão.

Figure 7 - Graphic illustrating the comparison of the studied parameters in flexo-compression test.

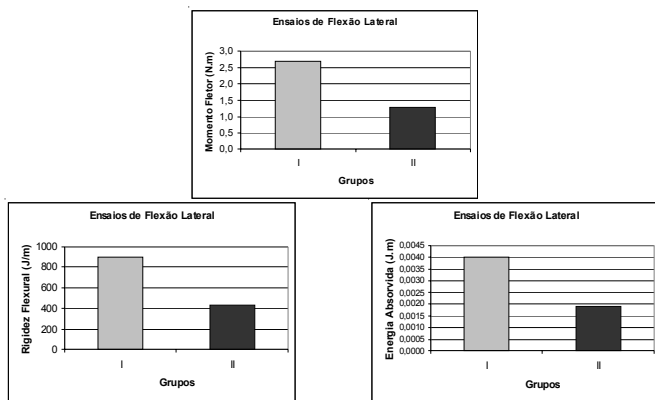


Figura 8 – Gráficos ilustrando a comparação dos parâmetros estudados no teste de flexão lateral.

Figure 8 – Graphic illustrating the comparison of the studied parameters in the lateral flexion test.

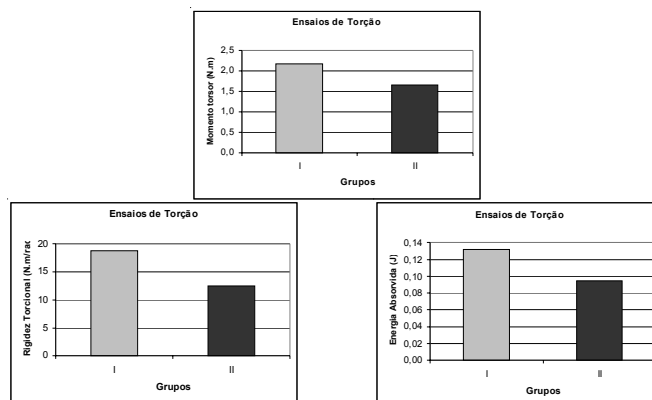


Figura 9 – Gráficos ilustrando a comparação dos parâmetros estudados no teste torção.

Figure 9 – Graphic illustrating the comparison of the studied parameters in the torsion test.

GRUPO	Carga (N)	Rigidez (N/m)	Energia Absorvida (J)
I	207,83	207830	0,104
II	78,24	78240	0,039

Tabela I – Valores médios dos parâmetros estudados nos ensaios de flexo-compressão.

Table I – Mean values of the studied parameter in the flexo-compression assays.

GRUPO	Momento Fletor (N.m)	Rigidez Flexural (J/m)	Energia Absorvida (J.m)
I	2,69	897,67	4x10 ⁻³
II	1,29	429,67	1,9x10 ⁻³

Tabela II – Valores médios dos parâmetros estudados nos ensaios de flexão lateral.

Table II – Mean values of the studied parameter in the lateral flexion assays.

GRUPO	Momento Torsor (N.m)	Rigidez Torcional (N.m/rad)	Energia Absorvida (J)
I	2,17	18,75	0,132
II	1,65	12,5	0,095

Tabela III – Valores médios dos parâmetros estudados nos ensaios de torção.

Table III – Mean values of the studied parameter in the torsion assays.

vertebral, tendo formados dois grupos experimentais: grupo I (representado pela montagem do sistema convencional) e grupo II (representado pela montagem do sistema desenvolvido) (Figura 3).

No grupo I os parafusos dos blocos eram conectados por meio de barras de 6mm, aplicadas longitudinalmente, em analogia ao que ocorre nas fixações rotineiramente utilizadas.

No grupo II os parafusos de cada bloco eram unidos transversalmente por meio de uma barra cilíndrica de 6mm de diâmetro, e essas barras eram conectadas entre si por meio de 2 barras longitudinais. No início da realização dos testes foi utilizada apenas 1 barra, tendo sido abandonada esse tipo de montagem devido à sua baixa resistência mecânica.

In group I, screws were connected by means of 6 mm rods applied longitudinally as in routinely used fixations.

In group II, the screws of each piece were transversally linked by means of a cylindrical rod of 6 mm diameter, and these bars connected to each other by means of 2 longitudinal bars. At the beginning of the tests only one bar was used, but it was abandoned due to lack of resistance.

Mechanical assays were performed using an universal testing machine, and the proof bodies underwent flexo-compression, lateral flexion and torsion tests.

Speed of load application was 1 mm/minute in lateral flexion test and torsion, and 0.08 mm/minute in the flexo-compression test.

Os ensaios mecânicos foram realizados em máquina universal de teste, e os corpos de prova submetidos a testes de flexo-compressão, flexão lateral e torção.

A velocidade da aplicação de carga foi de 1 mm/ minuto no teste de flexão lateral e torção, e de 0,08mm/ minuto no teste de flexo-compressão.

O limite estabelecido para a realização dos ensaios mecânicos foram 0,16 radianos para o teste de torção; 1 mm de deformação para a flexo-compressão e 3 mm de deformação para a flexão lateral.

Foram realizados 3 ensaios mecânicos para cada tipo de montagem, tendo sido considerado os valores médios. Os resultados dos grupos I e II foram comparados por meio de análise estatística, tendo sido utilizado o teste t de Student com nível de significância de 5%.

Os parâmetros utilizados para a avaliação de cada ensaio mecânico foram: a carga aplicada, a rigidez e a energia absorvida. A carga era expressada pelo último valor medido para a deformação determinada para cada teste (1mm para a flexo-compressão, 3mm para a flexão lateral e 0,16 radianos para a torção).

A rigidez foi calculada por meio da tangente do ângulo da curva (carga aplicada X deformação).

A resiliência representa a energia absorvida na fase elástica, e foi calculada pela área localizada abaixo da reta (carga aplicada X deformação).

RESULTADOS

Os resultados dos diferentes ensaios mecânicos (flexo-compressão, flexão lateral e torção) estão representados nas figuras 4, 5, 6,7,8 e 9, e nas tabelas I, II e III.

No ensaio de flexo-compressão foi observado que as montagens do grupo I apresentaram maior resistência mecânica. A média da carga necessária para a deformação de 1 mm foi de 207,83 N no grupo I e 78,24 N no grupo II. A média da rigidez no grupo I foi de 207 830 N/m e 78240 N/m no grupo II. A média da energia absorvida foi 0,104 J no grupo I e 0,039 J no grupo II.

Os valores do grupo I obtidos no ensaio de flexo-compressão foram em média 62% superiores aos do grupo II, tendo sido observado diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os dois grupos.

No ensaio de flexão lateral os valores observados no grupo I foram também superiores aos do grupo II em cerca de 52%, tendo sido observado diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os dois grupos. Os valores observados para o momento fletor foram de 2,69N.m no grupo I e 1,29 N.m no grupo II. A rigidez flexural foi de 897,67 J/m no grupo I e 429,675 J/m no grupo II. A energia absorvida foi de 4×10^{-3} J.m no grupo I $1,9 \times 10^{-3}$ J.m no grupo II.

Nos ensaios de torção foi observado para o momento torsor os valores de 2,17 N.m no grupo I e 1,65 N.m no grupo II. A rigidez torcional foi de 18,75 N.m/rad no grupo I e 12,50 N.m/ rad no grupo II. A energia absorvida foi de 0,132J no grupo I e 0,095 J no grupo II. Os valores dos ensaios de torção foram também

The established limit for the mechanical assay was 0.16 radians for torsion test, 1 mm of deformation for flexo-compression test and 3 mm of deformation for lateral flexion test.

Three mechanical assays were performed for each group, and mean values were considered. Results of groups I and II were compared by statistical analysis, and t test of Student with a significance level of 5% was used.

The parameters used for evaluation of each mechanical assay were the applied load, the rigidity and the absorbed energy. Load was expressed by the last value measured for the deformation determined for each test (1 mm for flexo-compression, 3 mm for lateral flexion and 0.16 radians for torsion).

Rigidity was calculated by means of the tangent of the angle of the curve (applied load X deformation).

Resiliency represents the absorbed energy in the elastic phase, and was calculated by the area under the curve (applied load x deformation).

RESULTS

Results of the different mechanical assays (flexo-compression, lateral flexion and torsion) are presented in figures 4, 5, 6,7,8 and 9, and in tables I, II and III.

In the flexo-compression assay it was observed that the group I mounts were mechanically more resistant. Average load necessary for 1 mm deformation was 207.83 N in group I and 78.24 N in group II. Mean rigidity in group I was 207 830 N/m and 78240 N/m in group II. Average absorbed energy was 0.104 J in group I and 0.039 J in group II.

Values found in group I in flexo-compression assay were in average 62% above those of group II, and the difference was statistically significant ($p < 0,05$).

In lateral flexion assay the values observed in group I were also superior to those found in group II in about 52%, and the difference was statistically significant ($p < 0,05$). Values observed for flexor momentum were 2.69N.m in group I and 1.29 Nm in group II. Flexural rigidity was 897.67 J/m in group I and 429.675 J/m in group II. Absorbed energy was 4×10^{-3} J.m in group I and 1.9×10^{-3} J.m in group II.

In torsion assays it was observed for torsor momentum values of 2,17 N.m in group I and 1.65 N.m in group II. Torsional rigidity was 18.75 N.m/rad in group I and 12.50 N.m/ rad in group II. The absorbed energy was 0.132J in group I and 0.095 J in group II. Values of torsion assays were also superior in group I, and a statistically significant difference was found ($p < 0,05$). The values of torsor momentum were 4% superior in group I and those of torsional rigidity 33%, and absorbed energy 28% in relation to group II.

superiores no grupo I, tendo sido observado diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os dois grupos. Os valores do momento torsor foram 24% superiores no grupo I, os da rigidez torcional 33% e os da energia absorvida 28%, com relação aos do grupo II.

CONCLUSÃO

O sistema de fixação pedicular utilizando barras transversais apresentou menor resistência nos ensaios biomecânicos, comparado com o sistema convencional de fixação pedicular que utiliza barras longitudinais.

DISCUSSÃO

Nessa última década foram desenvolvidos algumas centenas de diferentes sistemas de fixação para a coluna vertebral, nos quais o pedículo vertebral tem sido utilizado como elemento de ancoragem dos implantes, e é interessante observarmos que em todos os sistemas, os parafusos pediculares são conectados no sentido longitudinal por hastes.^(2,5) Não observamos na literatura, com exceção de um sistema desenvolvido por Kluger (1999)⁽⁶⁾, nenhum sistema para a fixação da coluna vertebral baseado em parafusos transpediculares, que utilizasse esse conceito de conexão transversal do parafusos aplicados nas vértebras.

Até o presente momento não é conhecida a rigidez ideal do implante para ser utilizado na coluna vertebral, e as investigações clínicas e experimentais indicam que o aumento da estabilidade mecânica dos sistemas aceleram a consolidação óssea e diminuem a taxa de pseudartrose, e baseados nessas evidências os implantes vertebrais tem sido desenvolvidos.⁽⁶⁾

A realização de ensaios biomecânicos multidirecionais, com a finalidade de testar e comparar sistemas de fixação vertebral, apresenta inúmeras limitações, relacionadas ao material utilizado para a realização dos testes^(3,8), e o modelo que utilizamos, apesar das limitações que apresenta, simula uma situação de corporectomia, e na realidade estávamos interessados apenas em comparar o sistema que utiliza hastes transversais com aquele que utiliza as hastes no sentido longitudinal.

Os resultados observados nos ensaios biomecânicos multidirecionais mostraram que o sistema que utiliza as hastes conectadas no sentido transversal apresenta menor resistência mecânica, mas não sabemos até que ponto esse fato seria relevante do ponto de vista clínico, pois ainda é desconhecida a rigidez ideal para os implantes da coluna vertebral. Essa menor resistência mecânica do sistema de haste transversal não foi observada por Egger (1999)⁽¹⁾, e acreditamos que o aperfeiçoamento da conexão da haste transversal com o parafuso poderia melhorar a estabilidade do sistema de fixação. Faltam dados até o momento para afirmarmos que o sistema de fixação seria inadequado do ponto de vista biomecânico, podendo apenas ser afirmado que ele é inferior do ponto de vista biomecânico ao sistema convencional.

O principal objetivo desse nosso relato foi divulgar a idéia dessa modalidade de fixação pedicular para que possa servir

CONCLUSION

The pedicular system using transversal rods was less resistant than the conventional longitudinal rods system.

DISCUSSION

In the last decade hundreds of different systems for fixation of spine were developed using the pedicle as anchoring place for implants and is interesting to see how in all of these systems pedicular screws are connected by longitudinal rods.^(2,5) We found in the literature, except a system developed by Kluger (1999)⁽⁵⁾, no system for spine fixation based in transpedicular screws using transversal connection of the screws.

To this moment it is not yet known the ideal rigidity of an implant used in fixation of the spine; clinical and experimental investigations indicate that the increase in mechanical stability of the system accelerates the bone healing and reduces incidence of pseudoarthrosis. Vertebral implants are developed based on this evidences.⁽⁶⁾

Multi axis biomechanical assays aiming to test and compare vertebral fixation systems have several limitations related to the material used in performing the tests^(3,8), and the model we used, nevertheless the limitations it has, simulates a corporectomy situation and, as a matter of fact, we only aimed to compare the systems using transversal and longitudinal rods.

The results observed demonstrate that the transversal rod connection system is less resistant from a mechanical point of view, however we do not know to what extent is this relevant from a clinical standpoint, since it is still unknown the ideal rigidity for vertebral implants. This smaller mechanical resistance of the transversal rod system was not found by Egger (1999)⁽¹⁾, and we believe that improving the connection between screw and rod could improve the stability of this system. Data are still missing for us to state that this system would be inadequate from a biomechanical standpoint, being possible only to say that from a mechanical point of view it is inferior to the conventional system.

Our most important objective in this report is to divulge the idea of this kind of pedicular fixation for maybe serving as a start point for development of new developments. This system was not used in patients, and the results of this "in vitro" study confirm the importance of its use before clinical application of these implants, objecting to find weak points in the system and having the opportunity to improve it before clinical use. Even though we didn't use this system in patients we agree with Egger et al. (1999)⁽¹⁾ on the stressed disadvantages, which would be the high profile and difficulty for approximation of paravertebral muscles after its application.

We are still far away from an ideal surgical solution for the problems of spine, since when compared to reconstructive surgeries of large joints such as hip and knee, that allow maintenance of movements, we are still performing vertebral arthrodesis and eliminating movements. Considering the possibilities of fixation systems currently used, there are clear

talvez, como ponto de partida para outros desenvolvimentos de sistema de fixação. Esse sistema não foi aplicado em pacientes, e os resultados desse estudo “in vitro” confirmam a importância da sua realização antes da aplicação clínica dos implantes, com a finalidade de detectarmos os pontos fracos do sistema e termos a oportunidade de aperfeiçoá-lo antes da sua aplicação clínica. Apesar de não termos utilizado esse sistema em pacientes, concordamos com as desvantagens dessa modalidade de fixação apontadas por Egger et al. (1999)⁽¹⁾, que seriam o alto perfil e a dificuldade de reaproximação da musculatura paravertebral após a sua aplicação.

Estamos ainda longe da solução cirúrgica ideal para os problemas da coluna vertebral, pois comparado com as cirurgias reconstrutivas das grandes articulações, como o quadril e o joelho, que permitem a manutenção dos movimentos, estamos realizando ainda a artrodese vertebral e eliminando os movimentos nas situações em que instrumentamos esse segmento do aparelho locomotor. Dentro das possibilidades dos atuais sistemas de fixação vertebral, existem nítidas evidências de que os parafusos poliaxiais podem contribuir de modo importante para solucionar os problemas relacionados ao alinhamentos dos parafusos, e a sua utilização com sistemas de barras com ajustes laterais pode auxiliar ainda mais na solução desse tipo de problema. Seria muito difícil no momento, abandonarmos a utilização dos sistemas que utilizam as haste longitudinais para a conexão dos implantes, mas acreditamos que seja válido a divulgação da idéia da utilização das hastes transversais, que talvez possa ser aperfeiçoada no futuro, ou auxiliar no desenvolvimento de sistemas alternativos para a fixação vertebral.

evidences that poliaxial screws can importantly contribute to solve problems related to screw alignment and their use with rods allowing lateral adjusts can even more help solving this problems. It would be very difficult at this moment to abandon the use of longitudinal rods connecting the pedicular screws systems, however we believe that it is valid to divulge the idea of using transversal rods that could eventually be improved in the future or help in future development of alternative systems for vertebral fixation.

REFERÊNCIAS

1. Egger,W ; Klugger,P ; Claes,L. ; Wilke,H.J. Characteristics of an extended internal fixation system for polysegmental transpedicular reduction and stabilization of the thoracic, lumbar and lumbosacral spine. Eur. Spine J.,8:61-69, 1999.
2. Harms, J. & Stoltze,D. The indications and principles of correction of post-traumatic deformities. Eur. Spine J., 1:142-151, 1992.
3. Krag, M.H. Biomechanics of thoracolumbar spinal fixation, a review. Spine16:S84-S99, 1990.
4. Marchesi, D.G. ; Thalghott, J.S. ; Aebi, M. Application and results of the AO internal fixation system in nontraumatic indications. Spine, 16:S162-S169, 1991.
5. McCord, D.H. ; Cunningham, B.W., Shono,Y.; Myers, J.J.; McAfee, P.C. Biomechanical analysis of lumbosacral fixation. Spine, 17:S235-S242, 1992.
6. Rohlmann,A. ; Bergmann, G. ; Graichen,F. Loads on internal spinal fixators measured in different body positions. Eur. Spine J.,8:354-359, 1999.
7. Thalgot, J.S. & Aebi, M. Manual of internal fixation of the spine. Lippincott Raven, Philadelphia. 1996.pag.305.
8. Wilke,H.J. ; Krischak, S.T.; Wenger,K.H., Claes, L.E. Load displacement properties of the thoracolumbar spine: experimental results and comparison to know human data. Eur.Spine J.,6:129-137, 1991.