

# Desenvolvimento de um novo implante para osteotomia alta da tíbia: comparação “in vitro” com o método de Brunner & Weber de fixação. \*

*Development of a new implant for high tibial osteotomy: Comparison “in vitro” with the Brunner & Weber fixation method \**

CONSTANTINO JORGE CALAPODOPULOS<sup>1</sup>, CLEBER ANTONIO JANSEN PACCOLA<sup>2</sup>

## RESUMO

Os autores desenvolveram um novo implante para osteotomia proximal de tíbia como alternativa para tratamento da osteoartrose do joelho com deformidade em varo. O objetivo do trabalho foi desenvolver uma placa para fixação simples, de fácil manejo, e menor custo, propiciando baixa morbidade em relação aos métodos existentes, e compará-la com o método idealizado por BRUNNER e WEBER (1982)<sup>2</sup> que utilizaram a placa semitubular.

Os testes mecânicos foram realizados em máquina universal de ensaios do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Campus Universitário, Universidade de São Paulo.

Nos parâmetros analisados como limite de proporcionalidade, módulo de elasticidade observaram-se valores diferentes entre as duas placas mostrando que o novo implante apresentou resistência e estabilidade superior à placa semitubular quando submetidos a testes de flexão.

## INTRODUÇÃO

A descrição de osteotomia proximal da tíbia (OPT) para tratamento da artrose monocompartimental do joelho foi citada nos trabalhos de Merle D’aubigne, por volta de 1948.

A região da osteotomia, inicialmente infratuberositária, foi modificada em virtude dos problemas de consolidação óssea, o que levou à popularização da osteotomia em cunha, proximal à tuberosidade da tíbia, descrita por GARIEPY<sup>5</sup>, em 1964, e amplamente difundida e utilizada por COVENTRY<sup>3</sup>, em 1965, devido à sua simplicidade, tornando-se sinônimo de tratamento da osteoartrose.

## SUMMARY

*The author compares this new plate with other type of fixation described by Weber that employed a semitubular plate based on tension band principle.*

*The mechanical tests were performed in a universal test machine of the “Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Campus Universitário, Universidade de São Paulo”.*

*A three-point-flexion test established was employed dislocation. The weak point in the semitubular plate model occurred mainly where it was bent at its external hole, displaying hole enlargement at loads of less than 30 N.m.*

*The author chose the 3-points flexion test, which provides a qualitative indication of the material resistivity.*

*The conclusion was that the new implant showed stability and resistance superior to the semitubular plate when submitted to flexion tests.*

## INTRODUCTION

*A description of the tibial proximal osteotomy (OPT) to treat monocompartment arthrosis of the knee was mentioned in Merle D’aubigne’s investigations, around 1948.*

*The osteotomy region, initially infratuberositas, was modified due to bone consolidation problems. Wedge osteotomy, proximal to the tibial tuberosity is now preferred. It was described by GARIEPY<sup>5</sup> in 1964 and widely divulged and used by COVENTRY<sup>3</sup> in 1965, due to its simplicity, becoming a synonym of osteoarthrosis treatment.*

*The first OPT results, published by JACKSON and WAUGH (1961)<sup>8</sup> of deformity correction in knees with arthrosis, evidenced that pain lessened in the operated on cases.*

\*Tese de doutorado (resumo) apres, à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP - SP, para obtenção do título de doutor em Ortopedia e Traumatologia.

1. Professor Adjunto, FMTM – Faculdade de Medicina do Triângulo Mineiro, Uberaba – MG.

2. Professor Titular do Deptº de Cirurgia, Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP

Os primeiros resultados da OPT para corrigir deformidades em joelhos com artrose, demonstravam que a dor diminuía nos casos operados, e foram publicados por JACKSON e WAUGH (1961)<sup>8</sup>.

Muitos autores estudaram o valor clínico da cirurgia, e analisaram seus resultados, relacionando-os com idade, sexo, grau de deformidade e estado psicológico do paciente, complicações surgiram a partir dos trabalhos de JACKSON e WAUGH (1961)<sup>8</sup>, alternativas de técnicas cirúrgicas, como a descrita em "bola e taça" (ball and socket), osteotomia mais proximal possível e abaixo da tuberosidade tibial.

BRUNNER e WEBER (1982)<sup>2</sup> idealizou, um sistema de fixação no qual utilizava uma placa semitubular tipo AO associada a um parafuso tirante. Este método tornou-se conhecido e largamente utilizado, os casos operados não necessitavam de suporte externo, e permitiam movimentação e carga precoce.

Utilizando osteotomia supra tuberositária em cúpula, fixação temporária com dois pinos de Steinmann para melhor alinhamento intraoperatório, e posteriormente a fixação definitiva com grampos de Coventry, SUNDARAM et al.<sup>13</sup> em 1986 relataram bons resultados funcionais.

Em nosso meio encontramos o trabalho de PACCOLA et al. (1990)<sup>10</sup>, que utilizou a fixação interna na osteotomia alta da tíbia com a placa semitubular, método de BRUNNER & WEBER (1982)<sup>2</sup>. Uma série de complicações foram analisadas, e provavelmente inspirados nesses problemas começamos a pesquisar uma alternativa, e desenvolver o nosso material de implante, usando o método da banda de tensão idealizado por BRUNNER & WEBER (1982)<sup>2</sup>.

O estudo comparativo entre a fixação com grampos e placa de escora tipo AO, evidenciou um grupo pequeno de complicações nos casos operados e observados por HEE et al. (1996)<sup>6</sup>.

Propostas recentes de tratamento foram idealizadas por AKIZUKI et al. (1997)<sup>1</sup>. associando abrasão articular por artroscopia e osteotomia proximal da tíbia do joelho com

## MATERIAL E MÉTODOS

Após vários protótipos desenvolvidos, deram lugar ao novo implante, confeccionado pela Quinelato®, que lembra o formato trapezoidal, tendo o seu ápice dirigido para região distal quando posicionada na osteotomia. Apresenta 25mm de largura, e altura de 28mm, sendo que na sua porção superior apresenta dois furos circulares equidistantes, e um outro furo ovalado na região inferior de seu vértice, de maneira a permitir o posicionamento oblíquo do parafuso cortical de 4,5mm. Os orifícios superiores fixariam o fragmento proximal da tíbia osteotomizado e o furo ovalado inferior, a parte distal da tíbia.

Todo este processo de fixação tipo banda de tensão foi realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

O modelo para ensaio escolhido foi de madeira, consistência

*Several authors studied the clinical value of this surgery and analyzed its results, relating them to age, sex, degree of deformity and psychological status of the patient, complications which appeared after JACKSON and WAUGH's studies (1961)<sup>8</sup>, alternatives to the surgical technique, as the one described as "ball and socket", the more proximal possible and below the tibial tuberosity.*

*BRUNNER and WEBER (1982)<sup>2</sup> devised a fixation system where a semitubular AO type plate was used associated to a tirante screw. This method became widely known and was largely used; no external support was necessary and allowed early moving and load.*

*Using the dome supratuberosal osteotomy, temporary fixation with two Steinmann pins for a better intraoperative alignment and afterwards definitive fixation with Coventry staples, SUNDARAM et al.<sup>13</sup>, in 1986, reported good functional results.*

*Among our colleagues, we mention the work of Paccola et al. (1990)<sup>10</sup>, using internal fixation in high tibial osteotomy with semitubular plate, the BRUNNER & WEBER (1982)<sup>2</sup> method. A series of complications were analyzed, and probably in view of these problems we started to investigate alternatives, developing our implant material with the tension band method devised by BRUNNER & WEBER (1982)<sup>2</sup>.*

*The comparative study between staple fixation and type AO buttress plate fixation, evidenced a small number of complications in the operated on cases according to HEE et al. (1996)<sup>6</sup>.*

*Recent proposals of treatment were devised by AKIZUKI et al. (1997)<sup>1</sup>, combining articular abrasion by arthroscopy and*

## MATERIAL AND METHODS

*Several prototypes were developed, giving rise to a new trapezoidal implant, manufactured by Quinelato®, its apex pointing to the distal region when positioned in the osteotomy. It is 25 mm wide, 28 mm long, its superior part presents two circular equidistant holes, and another oval hole in the inferior region of its vertex, to allow oblique positioning of the 4.5 mm cortical screw. The upper orifices fix the osteotomized tibial proximal fragment and the inferior oval hole the distal part of the tibia.*

*All this tension band type fixation process was carried out in the Bioengineering Laboratory, Ribeirão Preto College of Medicine.*

*The model chosen for the test was made with intermediate consistency wood, Angelim gender (Platycamus regnelli). The introduction of the semitubular plate in the sample specimen was effected through a transfixant orifice about 10 mm diameter allowing the semitubular plate introduction. The models were shaped to acquire the form of a 50 mm diameter and 150 mm long cylinder. The cortical screws were introduced in the plate orifices made with a 3.2 mm drill and electric perforator and mortised with the*

intermediária do gênero *Angelim* (*Platycamus regnelli*). A introdução da placa semitubular no modelo de prova foi feita por meio de um orifício transfixante, e seu diâmetro era de mais ou menos 10 mm, permitindo a introdução da placa semitubular. Os modelos foram torneados para adquirirem a forma de um cilindro de dimensões de 50mm de diâmetro e 150mm de comprimento. Os parafusos de cortical foram introduzidos pelo orifício da placa realizado com uma broca de 3,2 mm e perfurador elétrico seguido de macheamento com instrumental para parafusos AO de 4,5 mm cortical. O aspecto dos dois modelos montados, ao exame, mostrou uma resistência bastante significativa, tanto na flexão como na rotação, evidenciando já diferenças entre ambos sistemas de fixação. Os testes mecânicos de flexão foram realizados na máquina universal do Laboratório de Bioengenharia utilizando-se uma carga final de 200 N.

### **A placa semitubular e o novo material de implante**

As placas, semitubular e o novo implante, utilizados para fixação nas osteotomias e nos ensaios mecânicos, foram confeccionados pela Schoubell Industrial Ltda Quinelato® de Rio Claro, São Paulo. Os parafusos para cortical, também em tamanho especial, superiores a 70mm de comprimento e 4,5mm de diâmetro, foram produzidos pela mesma empresa. O material utilizado na confecção foi o aço inoxidável 316-L. A placa semitubular foi confeccionada de maneira idêntica à placa AO de 4 orifícios, enquanto que a nova placa obedeceu especificações próprias.

O “novo implante” desenvolvido apresentava o formato que lembra um modelo trapezoidal, com 25 mm de largura, e altura de 28mm, e apresentando dois orifícios redondos de 5 mm e estando um do outro a 10mm contar dos seus centros. Um terceiro orifício inferior, ovalado, permitia a colocação de parafusos de 4,5mm em um ângulo variável de até 60° de inclinação em relação ao maior eixo da placa, e 20° a 25° no sentido transversal

### **Preparação dos modelos para ensaio.**

A placa semitubular convencional foi introduzida no cilindro de teste por meio de um orifício realizado com uma broca de 10mm que reproduziu o diâmetro interno da placa semitubular, facilitando sua implantação com um impactor de madeira, evitando-se com isto alterar sua estrutura tubular, deixando-se externamente o equivalente a um furo (mais ou menos 15mm), que posteriormente foi dobrado distalmente em um ângulo de aproximadamente 45° com o eixo do modelo

### **Montagem e fixação dos dois implantes nos modelos de madeira**

O tipo de fixação testado neste trabalho baseou-se no princípio da “tirante de tensão” de acordo com o esquema das colunas de PAUWELS (1980)<sup>12</sup> e desenvolvido por BRUNNER e WEBER

*instruments for cortical 4.5 mm AO screws. The two assembled models showed quite significant resistance, in flexion and in rotation, evidencing differences between the two fixation systems. Flexion mechanical tests were carried out in the Bioengineering Laboratory universal machine using a 200 N final load.*

### *The semitubular plate and the new implant material*

*The semitubular plates and the new implant used to fix in the osteotomies and in the mechanical tests, were manufactured by Schoubell Industrial Ltda. Quinelato®, Rio Claro, São Paulo. The screws for cortical also with special size, superior to 70 mm length and 4.5 mm diameter, were produced by the same company. They were manufactured with 316-L stainless steel. The semitubular plate was manufactured identically to the AO plate with 4 orifices, while the new plate obeyed its own specifications.*

*The “new implant” presented a trapezoidal form, 25 mm wide, 28 mm long with two round 5 mm orifices, the centers equidistant 10 mm. The third oval inferior orifice, allowed the placement of 4.5 mm screws in variable angles up to 60° inclination in relation to the greater axle of the plate, transversally 20° to 25° to the plate*



*Figure 1 – The two implants used in this investigation, the semitubular plate at the top and the new developed implant at the bottom.*

*Figura 1 - Observam-se os dois tipos de implantes usados neste trabalho, superiormente a placa semitubular, e abaixo o novo implante desenvolvido.*

### **Preparation of the models for the test.**

*The conventional semitubular plate was introduced in the test cylinder by means of an orifice made with a 10 mm drill reproducing the internal diameter of the semitubular plate, facilitating its implantation with a wood impactor, causing no alterations in the tubular structure, leaving externally the equivalent to one hole (15 mm, approximately) afterwards distally folded in an approximately 45° angle with the model axle.*

(1982)<sup>2</sup> utilizando particularmente a placa semitubular angulada, para fixação da osteotomia da tíbia .

Foram confeccionados 18 modelos para testes .Para cada tipo de implante ( 9 placas semitubulares e 9 placas novas ). Os modelos foram feitos de madeira maciça. Elaboramos também modelos de madeira tubular ou vazada. Os grupos experimentais ficaram assim constituídos:

Placa semitubular	( 9 espécimes)	maciça ( 3 espécimes )	vazada (6 espécimes)
Placa nova	( 9 espécimes)	maciça ( 3 espécimes)	vazada ( 6 espécimes)

## Ensaio mecânico

Os ensaios mecânicos foram realizados em máquina universal de ensaios do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Campus Universitário, Universidade de São Paulo. A esta máquina foi acoplada uma célula de carga (KRATOS) de 200 N, interligada ao sistema de uma ponte de extensometria, e com uma velocidade constante de 1,2mm/min. As deformações foram registradas por um relógio comparador Mitotoyo com precisão de 0,01 mm.

## O ensaio de flexão

Os mesmos tipos de suporte foram empregados em todos ensaios de flexão. Foi utilizada uma pré carga de 52 N . As leituras da força foram tomadas a cada 0,005m de deformação do corpo de prova e realizados 9 ensaios com cada placa.

Para efeito de análise adotamos o modelo “viga bi-apoiada” (TIMOSHENKO E GOODIER, 1970)<sup>14</sup> que é semelhante ao método de avaliação usado nos ensaios, que representa a teoria da resistência dos materiais.

## Análise dos dados obtidos

Os ensaios de flexão a três pontos permitiram confeccionar gráficos de momento fletor versus deslocamento. As curvas força x deformação apresentaram uma fase inicial retilínea de deslocamento, fase intermediária de acomodação, e a fase seguinte de variação progressiva de deslocamento de comportamento bem evidente.

Os parâmetros utilizados para avaliação comparativa dos dados foram os valores obtidos dos ensaios de ambas placas, e elaborados gráficos de valores lidos na fonte de extensometria a cada 0,005 metros de deformação e organizados em planilhas.

Foi utilizado o auxílio de um microcomputador com o programa Excel (versão 7.0 , Microsoft 1977) para planilhas e gráficos .

## Assembly and fixation of the two implants in the wooden models

*Fixation tested in this study was based in the “tirante de tensão” principle, according to PAUWELS’ (1980)<sup>12</sup> column scheme and developed by BRUNNER and WEBER (1982)<sup>2</sup> using in particular the angled semitubular plate to fix the tibial osteotomy.*

*Eighteen models were made to test the implants (9 semitubular plates and 9 new plates). The models were made with massive wood. Tubular or hollow wood models were also made. The experimental groups were divided as follows:*

Semitubular plate	( 9 specimens)	massive	( 3 specimens)
		hollow	(6 specimens)
New plate	( 9 specimens)	massive	(3 specimens)
		hollow	(6 specimens)

## Mechanical tests

*The mechanical tests were carried out in a universal test machine in the Bioengineering Laboratory, Ribeirão Preto College of Medicine, Campus of the University, University of São Paulo. The machine was coupled to a 200 N load cell (KRATOS), interconnected with the extensometry bridge system, 1.2 mm/min constant speed. The deformations were registered by a 0.01 mm precision Mitotoyo comparing watch.*

## Flexion test

*The same supports were used in all flexion tests. A 52 N pre-load was used. Force readings were done at each 0.005 m deformation of the sample specimen and 9 tests were made for each plate.*

*To carry out the analysis, we adopted the “bi-supported beam” model (TIMOSHENKO and GOODIER, 1970)<sup>14</sup> similar to the evaluation method used in the tests, representing the material resistance theory.*

## Analysis of the data

*Flexion tests in three points produced flexion moment versus displacement graphs. The curves force x deformation presented an initial rectilinear phase of displacement, an intermediate phase of accommodation, and a subsequent phase of progressive variation of displacement, a very clear behavior.*

## RESULTADOS

### Considerações gerais

Na montagem em que se utilizou *placa semitubular*, observamos que o local da falha da fixação foi onde a placa na sua porção externa, fora dobrada para o a colocação do parafuso do tirante, observando-se deformação neste nível, com carga inferior a 30 Nxm, que provocou aumento da largura do orifício onde estava o parafuso e o rompimento do material abaixo desta perfuração.

Na montagem com o “*novo implante*” ocorreu também alargamento do orifício de entrada do parafuso do tirante, mostrando que em ambos os modelos, este era o ponto de maior solicitação da síntese. No caso da nova placa, o modelo permaneceu estável até o final do ensaio, ocorrendo deformação plástica somente após carga de aproximadamente 120 N x m.

As análises das inclinações das curvas e do momento máximo em dois segmentos, superior e inferior, e em um ponto determinado por onde passam todas as curvas obtidas dos ensaios, mostraram diferenças significativas, representadas nos gráficos e suas respectivas planilha

### Curvas momento fletor x deformação

Os valores do momento fletor e deformação obtidos durante os ensaios, estão agrupados no gráfico comparativo dos dois ensaios (fig 2).

Figura 2 - Os gráficos representativos do modulo de elasticidade das duas montagens evidencia o momento fletor sempre superior a 40 N para a montagem do novo implante.

The parameters used to comparatively evaluate the data were the values obtained testing both plates; graphs were obtained with readings from the extensimetry source at each 0.005 mm deformation and organized in an Excel (7.0, Microsoft 1977) personal computer program.

## RESULTS

### General considerations

In the **semitubular plate** assembly, we observed that the fixation flaw site was located externally where the plate had been folded in order that the tirante screw could be placed; deformation was observed with a lower than 30 N x m load, increasing the screw orifice width and the rupture of the material below this perforation.

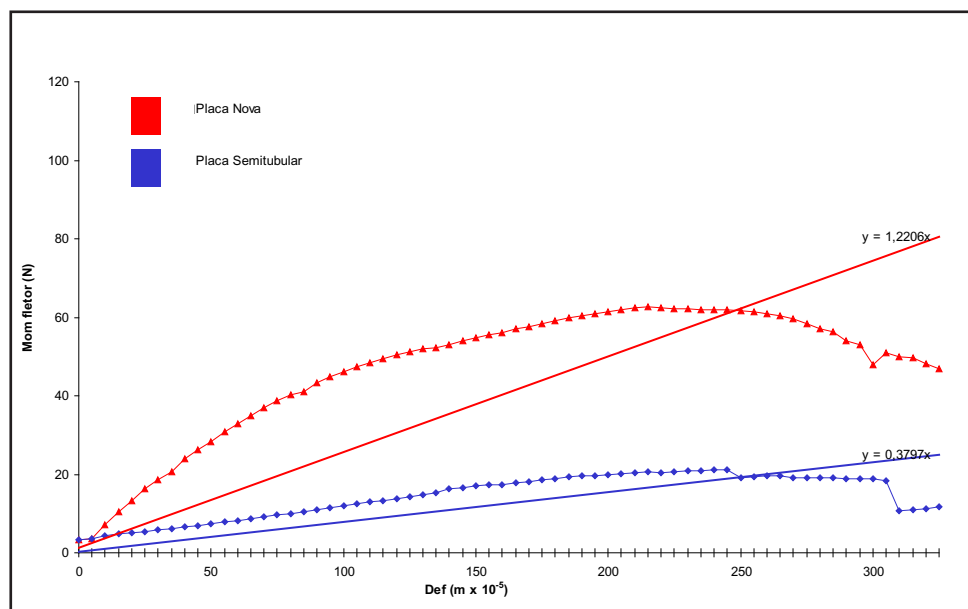
In the “**new implant**” assembly widening of the screw orifice has also occurred, evidencing that, in the two models, this was the point of the synthesis greater solicitation. In the new plate, the model remained stable until the end of the test, plastic deformation occurring only after an approximately 120 N x m load.

The analysis of the curves inclinations and of the maximum moment in two segments, superior and inferior, and in the point where all the curves passed, showed significant differences represented in the figures and respective diagrams.

### Flexion moment x deformation curves

The values for flexion moment and deformation obtained during

Figure 2 – The diagrams of the assemblies evidence a flexion moment always superior to 40 N for the new implant assembly.



## Os ensaios de flexão realizados nos corpos de prova de madeira

Foram analisados individualmente os dois sistemas, submetidos a força de flexão.

No primeiro sistema, em que foi utilizada a placa semitubular observaram-se dois pontos críticos; um ao nível do orifício por onde passou o parafuso, na dobra da placa, e outro na madeira abaixo da placa. No segundo sistema do novo implante, observou-se um ponto crítico no orifício de entrada do parafuso do tirante.

Nos resultados obtidos nos testes de flexão observou-se que o momento máximo suportado pelo "novo implante" foi significativamente maior do que os do grupo de testes utilizando a placa semitubular.

Na Tabela 1, 2, 3, as análises da regressão linear, das forças (Momento máximo) na deformação de  $150 \cdot 10^{-5}$  metros, e o módulo

## Flexion tests in the wooden specimens.

In the first system using the semitubular plate two critical points were observed; one at the orifice where the screw passed, at the point the plate was folded, and the other in the wood below the plate. In the second system, the new implant, the critical point was observed in the screw tirante entrance orifice.

In the flexion test results, the maximum moment endured by the "new implant" was significantly higher than in the semitubular plate group of tests.

Tables 1, 2 and 3 present the linear regression, the forces (maximum moment) in  $150 \cdot 10^{-5}$  meters deformation, and the rigidity module (EJ) analyses, respectively.

**TABELA 1**

*Table 1*

**Regressões dos ensaios com cilindros compacto entre os pontos de deformação de  $50 \times 10^{-5}$  m e  $250 \times 10^{-5}$  m ( $N \times m^2$ )**

*Regressions of the tests with compact cylinders between the  $50 \times 10^{-5}$  m and  $250 \times 10^{-5}$  m ( $N \times m^2$ ) deformation points.*

**Cilindro compacto**

*Compact cylinder*

	Ensaio 1 <i>Test 1</i>	Ensaio 2 <i>Test 2</i>	Ensaio 3 <i>Test 3</i>	Média <i>Average</i>	Desvio Padrão <i>Standard Deviation</i>
<b>Placa Nova</b> <i>New Plate</i>	42.806	62.460	73.970	59.746	15.738,36
<b>Placa Semitubular</b> <i>Semitubular plate</i>	20.630	20.544	16.820	19.332	2.175,30

**Cilindro Vazado**

*Hollow cylinder*

	Ensaio 4 <i>Test 4</i>	Ensaio 5 <i>Test 5</i>	Ensaio 6 <i>Test 6</i>	Ensaio 7 <i>Test 7</i>	Ensaio 8 <i>Test 8</i>	Ensaio 9 <i>Test 9</i>	Média <i>Average</i>	Desvio Padrão <i>Standard Deviation</i>
<b>Placa nova</b> <i>New Plate</i>	15.674	24.680	8.036	35.160	18.982	24.348	21.146	9.226,40
<b>Placa Semitubular</b> <i>Semitubular plate</i>	4.198	8.584	12.670	16.838	16.662	5.384	10.222	4.979,48

**TABELA 2**

Table 2

Análise das forças na deformação de  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$  (M. max.  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$ )Analysis of the forces in  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$  (Max. m.  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$ ) deformation**Cilindro compacto**

Compact cylinder

	Ensaio 1 Test 1	Ensaio 2 Test 2	Ensaio 3 Test 3	Média Average	Desvio Padrão Standard Deviation
<b>Placa Nova</b> New Plate	53	77	114	81	30
<b>Placa Semitubular</b> Semitubular plate	35	33	28	32	4

**Cilindro Vazado**

Hollow cylinder

	Ensaio 4 Test 4	Ensaio 5 Test 5	Ensaio 6 Test 6	Ensaio 7 Test 7	Ensaio 8 Test 8	Ensaio 9 Test 9	Média Average	Desvio Padrão Standard Deviation
<b>Placa nova</b> New Plate	33	55	44	38	50	42	44	8
<b>Placa Semitubular</b> Semitubular plate	19	17	21	15	17	18	18	2

**TABELA 3**

Table 3

Avaliação do EJ em  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$  de deformação (EJ=N x m<sup>2</sup>)Analysis of the forces in  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$  (Max. m.  $150 \times 10^{-5} \text{ m}$ ) deformation

	Ensaio 1 Test 1	Ensaio 2 Test 2	Ensaio 3 Test 3	Ensaio 4 Test 4	Ensaio 5 Test 5	Ensaio 6 Test 6
<b>Placa Nova</b> New Plate	0,7072	1,0322	1,5145	0,4407	0,7312	0,5839
<b>Placa Semitubular</b> Semitubular plate	0,4709	0,4384	0,3774	0,2565	0,2264	0,2816
	Ensaio 7 Test 7	Ensaio 8 Test 8	Ensaio 9 Test 9	Média Average	Desvio Padrão Standard Deviation	
<b>Placa Nova</b> New Plate	0,5061	0,6640	0,5617	0,7490	0,3338	
<b>Placa Semitubular</b> Semitubular plate	0,2059	0,2233	0,0238	0,2782	0,1363	

**DISCUSSÃO**

A osteoartrose do joelho predominantemente no compartimento medial do joelho, que apresenta deformidade em varo, é uma patologia relativamente freqüente em pacientes entre 5<sup>a</sup> e 6<sup>a</sup> décadas de idade. O paciente ideal para ser tratado pelo procedimento de realinhamento, através da OTP é aquele que se enquadra clinicamente como artrose do tipo leve e moderada (COVENTRY, 1965)<sup>3</sup>.

A osteotomia é a técnica cirúrgica de escolha em qualquer idade e principalmente nos pacientes com idade inferior a 65 anos de idade, com degeneração do compartimento medial

**DISCUSSION**

Knee osteoarthrosis predominantly in the medial knee compartment presenting varus deformity is a relatively frequent pathology in patients between the fifties and sixties. The ideal patient to be treated with the realignment procedure using OTP is the one clinically diagnosed with mild and moderate arthrosis (COVENTRY, 1965)<sup>3</sup>.

Osteotomy is the surgical technique of choice to all age groups but mainly to less than 65 year-old patients with medial compartment degeneration and loss of articular cartilage, with small bone collapse COVENTRY ( 1965)<sup>3</sup>.

e perda da cartilagem articular, com pequeno colapso ósseo COVENTRY (1965)<sup>3</sup>.

COVENTRY e BOWMAN (1982)<sup>4</sup> determinaram precisamente a indicação e técnicas na OPT, propiciando os melhores resultados em pacientes com idade inferior a 70 anos, com deformidades em varo dos joelhos menores, e predomínio da doença unicompartmental.

Estudos recentes têm mostrado a importância em desenvolver-se sistemas de síntese mais rígidos para fixação do osso na osteotomia alta da tibia. Também está clara a íntima relação entre eixo mecânico final e a função do joelho, destacando o conceito da correção levemente excessiva, melhor do que a subcorreção para obter-se bons resultados (HSU, 1989)<sup>7</sup>. A isto apoia o fato que o tipo de montagem feito com o "novo implante" possibilita uma maior estabilidade pós-operatória, permitindo marcha precoce e mantendo o ângulo ideal de correção da deformidade.

MINIACI et al. (1989)<sup>9</sup> desenvolveram também um sistema de fixação, uma modificação do método de Weber, utilizando uma placa semitubular tipo AO de 5 furos, ficando três furos externamente ao osso, e dobrada de tal forma a permitir a colocação de dois parafusos, dando ao sistema perfeita estabilidade, propiciando menor morbidade nos casos operados.

Isto foi avaliado no trabalho de PACCOLA et al. (1990)<sup>10</sup>, que estudaram o comportamento da placa semitubular como elemento de fixação nas osteotomias de tibia. Esses autores observaram que a complicação freqüente com uso da placa semitubular era na camada proximal de osso entre a osteotomia e a entrada da placa na epífise; quando esta poderia se romper, provocando progressivamente perda do alinhamento inicial da correção cirúrgica. Outra observação importante levada em consideração refere-se a incorporação de osso nos furos da placa semitubular, dificultando sua remoção tardia.

A placa desenvolvida permite observar alguns dos princípios básicos em osteosíntese, como o de fornecer estabilidade mecânica, não comprometendo a biologia do osso, estabilidade suficiente para liberar mobilidade precoce, resistindo a forças deformantes, propiciando precoce atividade funcional do joelho (PACCOLA, 1997)<sup>11</sup>. Nos ensaios mecânicos, a fratura da madeira na região abaixo da placa semitubular onde ela é dobrada, foi relatado por PACCOLA et al.<sup>10</sup>, o osso se rompe perdendo a correção, o que não ocorreu com a montagem do novo implante. Na prática, isto pode representar a perda da correção do ângulo de valgismo. Ressaltamos, também, a importância da colocação do parafuso do tirante nas duas paredes da madeira. Isso poderia representar o ponto de fraqueza do sistema, quando comparamos com o parafuso pegando apenas uma parede (PACCOLA et al., 1990)<sup>10</sup>.

Esse fato foi observado nos ensaios realizados, evidenciado que nos modelos de madeira compactos, a resistência sempre foi maior, pois o parafuso do tirante obtinha maior área de contato

COVENTRY and BOWMAN (1982)<sup>4</sup> determined with precision the indication and the techniques in OPT, propitiating the best results to younger than 70 year-old patients with varus deformities in minor knees and predominance of the unicompartment disease.

Recent studies have shown the importance to develop more rigid synthesis systems to fix the bone in high tibial osteotomy. It is also clear the intimate relationship between the final mechanical axle and the knee function, outlining the concept that a slightly excessive correction is better than the subcorrection to obtain good results (HSU, 1989)<sup>7</sup>. This gives support to the fact that the "new implant" type of assembly promotes greater post-operative stability, allowing early walking and maintaining the ideal correction angle of the deformity.

MINIACI et al. (1989)<sup>9</sup> also developed a fixation system, a modification of the Weber method, using an AO semitubular plate with 5 holes, three of them externally to the bone, folded such as to allow the placement of two screws providing the system perfect stability and propitiating lower morbidity to the operated on cases.

PACCOLA et al. (1990)<sup>10</sup> evaluated this system investigating the semitubular plate behavior as a fixation element in tibial osteotomies. These authors observed that the frequent complication using the semitubular plate occurred in the proximal layer of bone between the osteotomy and the insertion of the plate in the epiphysis that could rupture, producing progressive loss of the surgical correction initial alignment. Another important observation taken into consideration refers to bone incorporation in the semitubular plate holes making its late removal difficult.

The developed plate allows the observation of some basic principles in osteosynthesis, as providing mechanical stability with no impairment to the bone biology, sufficient stability to allow early mobility, resistance to deforming forces, propitiating the knee early functional activity (PACCOLA, 1997)<sup>11</sup>. In the mechanical tests, wood fracture in the region below the folded semitubular plate was reported by PACCOLA et al.<sup>10</sup>; the bone is ruptured losing correction, and this was not observed with the new implant assembly. In practice, this can represent less correction of the valgism angle. We emphasize, also, the importance of the tirante screw placement in the two wooden walls. This could represent the weak point of the system, as compared to the screw in only one wall (PACCOLA et al., 1990)<sup>10</sup>.

This was observed in the tests, evidencing that in the compact wooden models, resistance has always been higher, since the tirante screw had a larger contact area (tests 1, 2 and 3) and the



**TABELA 4**  
**Table 4**

Padrão de falha dos modelos de teste

*Standard defects in the tested models*

	<b>Compacto</b>		<b>Vazado</b>	
	<i>Compact</i>		<i>Hollow</i>	
	<b>Semitubular</b>	<b>Novo Implante</b>	<b>Semitubular</b>	<b>Novo Implante</b>
	<i>Semitubular</i>	<i>New implant</i>	<i>Semitubular</i>	<i>New implant</i>
<b>Ruptura madeira abaixo da placa</b> <i>Rupture of the wood below the plate</i>	1° ensaio	-	4° ensaio 5° ensaio	-
<b>Arrancamento do parafuso do tirante do modelo</b> <i>Withdrawal of the tirante screw</i>	-	-	1° ensaio	6° ensaio
<b>Alargamento do orifício de contenção do parafuso do tirante</b> <i>Widening of the tirante screw contention orifice</i>	3° ensaio	1° ensaio	-	4° ensaio 5° ensaio
<b>Deformação angular da placa</b> <i>Angular deformation of the plate</i>	1° ensaio	1° ensaio 2° ensaio	-	1° ensaio

Os resultados obtidos não coincidem com trabalho de HEE (1996)<sup>6</sup>, ele comparou a fixação entre grampos e placa de escora AO, onde os dois tipos são mecanicamente diferentes quanto a estabilidade. Os resultados foram analisados do teste “t” de Student entre os dois grupos de comparação, placa semitubular e placa nova, sendo  $p < 0,05$  considerado valor estatisticamente significativo. No primeiro grupo analisamos o momento máximo entre dois pontos de deformação  $50 \cdot 10^{-5}$  e  $250 \cdot 10^{-5}$  metros (Tabela 1). Os valores encontrados foram, grupo com modelo compacto  $p = 0,012$ , e com modelo vazado  $p = 0,026$ . Na outra análise determinamos um ponto referencial de deformação linear, que foi definido em  $150 \cdot 10^{-5}m$ , e avaliamos neste ponto as Forças (Tabela 2). Obtivemos os valores com modelos compacto  $p = 0,05$  e para modelos vazados  $p = 0,0001$ . Finalmente, analisamos o Módulo equivalente de rigidez de cada ensaio e obtivemos o valor de  $p = 0,001$ . Podemos observar que em todos os três tipos de análise (Tabelas 1, 2 e 3), as diferenças entre os dois grupos comparados foram estatisticamente diferentes, bem significativos  $p < 0,05$ .

*The results do not agree with HEE's (1996)<sup>6</sup> work, where he compared staple fixation to AO buttress plate fixation, two mechanically different methods concerning stability. The results were analyzed using the Student's "t" in the two compared groups, semitubular plate and new plate, and  $p < 0.05$  was considered a statistically significant value. In the first group, we analyzed the maximum moment between two points of deformation  $50 \cdot 10^{-5}$  and  $250 \cdot 10^{-5}$  meters (Table 1). The values were  $p = 0.012$  and  $p = 0.026$  for the compact model and for the hollow model, respectively. In another analysis we determined a linear deformation referential point, defined in  $150 \cdot 10^{-5} m$  and the forces were evaluated at this point (Table 2). We obtained  $p = 0.05$  and  $p = 0.0001$  for the compact and hollow models, respectively. Finally, we analyzed the rigidity equivalent Module for all tests and obtained  $p = 0.001$ . The three analyses (Tables 1, 2 and 3) have shown statistically very significant ( $p < 0.05$ ) differences between the two groups.*

## CONCLUSÕES

Considerando-se a técnica idealizada por Brunner & Weber e utilizando como modelo de teste cilindros de madeira maciça e vazada, montados com os dois tipos de placa, a semitubular e o novo implante, concluímos que:

1. A montagem com a placa semitubular evidenciou uma estabilidade inferior à montagem com o novo implante, baseado no comportamento mecânico de ambas, que são bem diferentes quando submetidas a esforços de flexão.

## CONCLUSIONS

Considering the technique devised by Brunner & Weber and using cylinders of massive and hollow wood as test models, assembled with the two kinds of plate, the semitubular and the new implant, we concluded:

1. Assembly with the semitubular plate evidenced stability inferior to the assembly with the new implant, considering their different mechanical behaviors when submitted to flexion efforts.

## REFERÊNCIAS

1. AKIZUKI, S. ; YSUKAWA, Y. ; TAKIZAWA, T.. Does arthroscopic abrasion arthroplasty promote cartilage regeneration in osteoarthritic with knees eburnation? A prospective study of high osteotomy with abrasion arthroplasty versus high tibial osteotomy alone. *Arthroscopy* 13:9-17, 1997.
2. BRUNNER, Ch. F.; WEBER, B.G. *Special techniques in internal fixation*. : Springer Verlag, Berlin 1982. p.232-240.
3. COVENTRY, M.B. Osteotomy of the upper portion of the tibia for degeneration arthritis of the knee: a preliminary report. *J. Bone Joint Surg.*, 47-A:984-989, 1965.
4. COVENTRY, M.B.; BOWMAN, P.W. Long-term results of upper tibial osteotomy for degenerative arthritis of the knee. *Acta Med. Belg.*, 48:139-156, 1982.
5. GARIEPY, R. Genu varum treated by high tibial osteotomy. *J. Bone Joint Surg.*, 46:783-784, 1964.
6. HEE, H.T.; LOW, C.H.; SEOW, K.H.; TAN, S.K. Comparing staple fixation to buttress plate fixation in high tibial osteotomy. *Ann. Acad. Med. Singapore*, 25:233-235, 1996.
7. HSU, R.W. The study of Maquet dome high tibial osteotomy. Arthroscopic-assisted analysis. *Clin. Orthop.*, 193: 280-285, 1989.
8. JACKSON, J.P.; WAUGH, W.: Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* , 43-B: 746-751, 1961.
9. MINIACI, A.; BALLMER, F.T.; BALLMER, P.M.; JAKOB, R.P. Proximal tibial osteotomy. *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 246:250-259, 1989.
10. PACCOLA, C.A.J.; LEMOS, E.R.S.; KUNIOKA, C.T.; VAZ JUNIOR, A.J. Fixação interna para osteotomia valgizante alta da tibia. *Rev. Bras. Ortop.*, 25:303-310, 1990.
11. PACCOLA, C. A .J .: comunicação pessoal ,1997.
12. PAUWELS, F: Biomechanics of the locomotor apparatus. Springer, Berlin Heidelberg New York, 1980.
13. SUNDARAM, N.A.; HALLETT, J.P.; SULLIVAN, M.F. Dome osteotomy of the tibia for osteoarthritis of the knee. *J. Bone Joint Surg.*, 68-B:782-786, 1986.
14. TIMOSHENKO, S.P.; GOODIER, J.N.: Teory of elasticity . 3º ed., Ed. Mc Graw-Hill, chap. 1, 2 and 3, 1970.