

# Avaliação *in vitro* da resistência à flexão de um protótipo de mini-implante desenvolvido para ancoragem do aparelho de Herbst

Klaus Barretto-Lopes\*, Gladys Cristina Dominguez\*\*, André Tortamano\*\*\*, Jesualdo Luiz Rossi\*\*\*\*, Julio Wilson Vigorito\*\*\*\*\*

## Resumo

**Objetivo:** o propósito do presente estudo é avaliar o limite de resistência à flexão de um protótipo de mini-implante desenvolvido para ancoragem do aparelho de Herbst. **Métodos:** após a realização de um cálculo do tamanho da amostra, quatro corpos de prova contendo os protótipos de mini-implantes foram submetidos a uma força de flexão por engastamento simples, utilizando-se uma máquina universal de ensaios mecânicos, sendo calculado o limite de resistência à força de flexão. **Resultados:** após os ensaios mecânicos, os novos mini-implantes apresentaram o limite de resistência à força de flexão de 98,2kgf, que foi o menor valor encontrado. **Conclusão:** os protótipos de mini-implantes desenvolvidos para ancoragem do aparelho de Herbst foram capazes de suportar forças de flexão maiores do que as forças de mordida descritas na literatura.

**Palavras-chave:** Aparelhos ortodônticos. Ortodontia. Aparelho de Herbst. Mini-implante.

## INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

Os mini-implantes foram idealizados a partir da diminuição do comprimento e do diâmetro dos implantes existentes, permitindo que novas áreas pudessem ser utilizadas para ancoragem ortodôntica de acordo com a espessura óssea<sup>5</sup>. Assim, os mini-implantes passaram a ser usados para intrusão dos incisivos inferiores, quando colocados na sínfise mentoniana; para tração horizontal, quando colocados na crista alveolar; para intrusão dos molares, quando colocados entre as suas raízes; ou para distalização dos molares, quando colocados no palato<sup>11,12,13</sup>.

Outros autores sugeriram a utilização de implantes como ancoragem ortopédica em animais<sup>7,19</sup> e, em humanos, no tratamento da má oclusão de Classe III por retrusão maxilar<sup>8</sup>. Já para os casos de má oclusão de Classe II por retrusão da mandíbula, o aparelho de Herbst<sup>18</sup> tem sido muito indicado — pela sua maior eficiência em relação a outros tipos de aparelhos<sup>3</sup> e, também, devido aos seus efeitos positivos na correção ortodôntica e ortopédica<sup>10,14,15,16</sup>. Porém, alguns autores afirmam que existe um grau de descontrole nos movimentos ortodônticos (principalmente a vestibularização excessiva

\* Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

\*\* Professora Associada da Disciplina de Ortodontia do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

\*\*\* Professor Doutor da Disciplina de Ortodontia do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

\*\*\*\* Professor Doutor do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN - CNEN/SP.

\*\*\*\*\* Professor Titular da Disciplina de Ortodontia do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

dos incisivos inferiores) que poderia estar associado ao aumento do apinhamento dos incisivos inferiores e à retração gengival<sup>2,6</sup>.

Tendo em vista esses problemas e com o propósito de superá-los, foi idealizado um mini-implante para ancoragem do aparelho de Herbst. Entretanto, a primeira dúvida que surgiu foi se esse novo mini-implante seria capaz de resistir às forças máximas de mordida (média de, aproximadamente, 756N ou 75,6kgf)<sup>1</sup>.

Assim, o propósito do presente estudo foi avaliar, *in vitro*, o limite de resistência às forças de flexão de um protótipo de mini-implante desenvolvido especialmente para ancoragem do aparelho de Herbst.

## MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização do experimento, foram utilizados quatro corpos de prova, sendo que cada um possuía três partes: um protótipo de mini-implante; um contracorpo de latão, que age como suporte para o engastamento; e uma haste reta do tubo telescópico (Dentaurum®) do aparelho de Herbst (Fig. 1, 2).

Os contracorpos de latão foram usinados com uma secção quadrada de 18mm de lado e 20mm de comprimento. Uma perfuração foi feita no centro da secção quadrada do contracorpo, em seu longo eixo, com uma broca de 1,9mm de diâmetro. Um chanfrador foi utilizado na borda da perfuração, para que ocorresse a adaptação completa da porção cônica do perfil transmucoso do protótipo de mini-implante quando o mesmo fosse inserido. Para padronizar o torque de inserção do protótipo de mini-implante no contracorpo, foi utilizado um torquímetro de estalo calibrado para não exceder 30cN.m. Assim, o protótipo de mini-implante foi inserido cuidadosamente com a chave de torque presa ao torquímetro, ficando exposta somente a cabeça do protótipo com o parafuso rosqueável, num total de 4,0mm de comprimento. Em seguida, uma das hastes retas que compõem o aparelho de Herbst foi presa ao protótipo de mini-implante utilizando-se o parafuso rosqueável.



FIGURA 1 - Protótipo de mini-implante com o parafuso rosqueável, numa vista lateral.

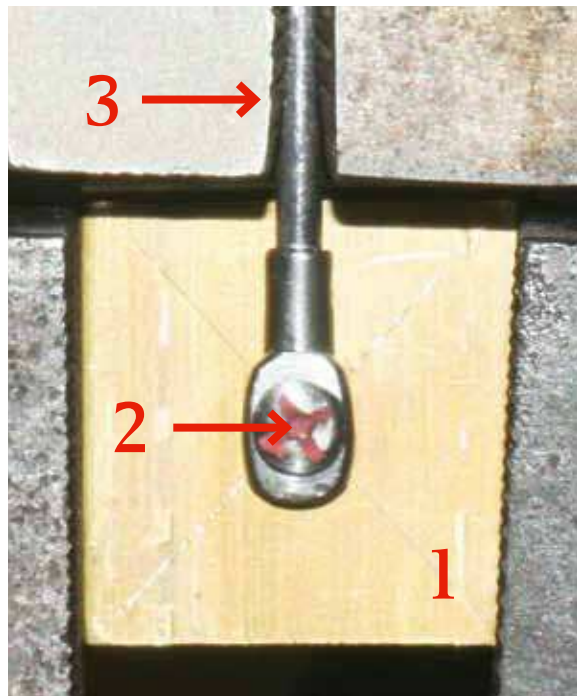


FIGURA 2 - Corpo de prova utilizado, onde: (1) é o contracorpo de latão; (2) é o protótipo de mini-implante inserido no bloco de latão, com o parafuso rosqueando o tubo telescópico; e (3) é a haste reta do tubo telescópico do aparelho de Herbst.

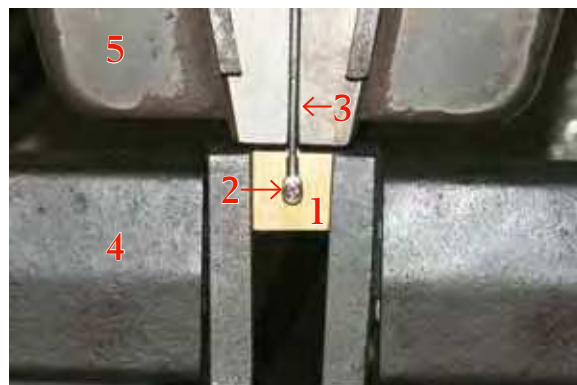


FIGURA 3 - Corpo de prova fixado à máquina de tração antes do ensaio mecânico, onde: (1) é o contracorpo de latão, (2) é o protótipo de mini-implante, (3) é a haste do tubo telescópico do aparelho de Herbst, (4) e (5) são as garras usadas nos ensaios.

## O ensaio mecânico

Os ensaios mecânicos foram realizados no IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) no CCTM (Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais) localizado no *campus* da USP (São Paulo/SP). Para a realização dos ensaios mecânicos, os corpos de prova foram fixados numa máquina de ensaios mecânicos Instron 4400 R, estando o contracorpo preso na garra inferior e o tubo telescópico na garra superior que, por sua vez, estava conectada a uma célula de carga de 10.000kgf (Fig. 3).

O ensaio mecânico realizado foi o de flexão por engastamento simples, no qual o ponto de aplicação da força flexora ocorre a uma distância da base do contracorpo, gerando um momento. O ensaio foi realizado com uma velocidade de ponte de 0,5mm por minuto até atingir a força máxima. Os valores foram registrados gerando um gráfico (força x deslocamento), utilizando-se um programa específico fornecido pelo fabricante do equipamento.

TABELA 1 - Resistências máximas às forças de flexão por engastamento simples registradas para cada corpo de prova, assim como a média e o desvio-padrão encontrados no estudo piloto.

Corpos de prova	Resistência máxima às forças de flexão (kgf)
A	98,2
B	99,8
C	99,0
<b>MÉDIA</b>	99,0
<b>DESVIO-PADRÃO</b>	0,8

TABELA 2 - Resistências máximas às forças de flexão por engastamento simples registradas para cada corpo de prova, assim como a média e o desvio-padrão encontradas no estudo.

Corpos de prova	Resistência máxima às forças de flexão (kgf)
A	98,2
B	99,8
C	99,0
D	98,8
<b>MÉDIA</b>	98,9
<b>DESVIO-PADRÃO</b>	0,6

## Análise estatística

Inicialmente, para o cálculo do tamanho da amostra, foi realizado um estudo piloto no qual foram feitos três ensaios mecânicos, sendo obtidos os valores médios e o desvio-padrão das forças máximas atingidas em cada corpo de prova, por meio do programa de computador Instron Series IX, sendo obtidos os valores expressos na tabela 1. Em seguida, foi utilizada a seguinte fórmula estatística<sup>20</sup>:

$$n = \frac{(Z \times s)^2}{D^2}$$

onde: n = número de corpos de prova, Z = número de desvios-padrão da distribuição normal, s = desvio-padrão e D = diferença entre um valor da variável e a média dos valores dessa variável. Como Z = 1,96 (95% de intervalo de confiança), s = 0,8 e D = 0,8 (99,8 - 99,0), teve-se que n = 3,84  $\cong$  4, ou seja, quatro corpos de prova foram necessários para completar esse experimento.

## RESULTADOS

Após os ensaios de resistência máxima às forças de flexão realizados nos corpos de prova, foi encontrada uma média de 98,9kgf com desvio-padrão de 0,6, sendo o valor mínimo 98,2kgf e o valor máximo 99,8kgf, como pode ser observado na tabela 2.

O gráfico 1 apresenta as curvas dos quatro ensaios mecânicos realizados. Pode-se observar que

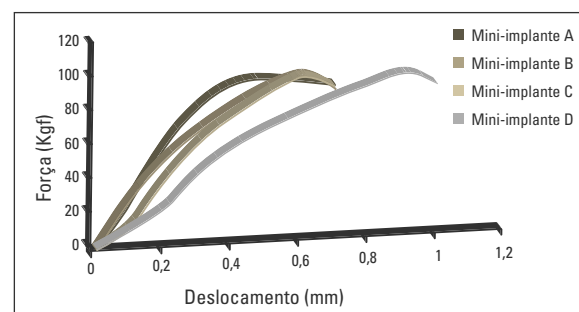


GRÁFICO 1 - Gráfico força x deslocamento apresentando as quatro curvas dos ensaios de flexão por engastamento simples realizados.

ocorreu um deslocamento constante até atingir o pico, momento no qual o mini-implante começou a ser arrancado do bloco de latão ou o olhal do tubo telescópico não conseguiu mais manter o carregamento.

## DISCUSSÃO

A Figura 4 exibe um corpo de prova ensaiado, em vista lateral, mostrando que houve um entortamento do mini-implante e também do olhal da haste do aparelho de Herbst. O critério de força máxima que foi usado nesse trabalho é baseado na indicação de que, quando ocorre deformação plástica do mini-implante ou do olhal do tubo telescópico, esses se deformam e não conseguem mais manter o carregamento aplicado, fazendo com que o nível de força caia. Nenhum dos mini-implantes testados fraturou, entretanto, todos sofreram deformação permanente.

Algumas modificações foram feitas no protótipo de mini-implante em relação aos mini-implantes mais utilizados atualmente, que apresentam diâmetro em torno de 1,6mm e comprimento em torno de 6mm. Essas modificações objetivaram aumentar a área de contato do protótipo de mini-implante com o osso — aumentando, conseqüentemente, a sua resistência. Assim, o diâmetro desse protótipo possui 2,0mm e é compatível com o espaço inter-radicular mesio-distal entre os primeiros molares e os segundos pré-molares superiores, e entre os caninos e os primeiros pré-molares inferiores (provável local de colocação dos mini-implantes utilizados como ancoragem do aparelho de Herbst), de 3mm a 8mm de distância da crista óssea<sup>17</sup>.

Embora Miyawaki et al.<sup>12</sup> não tenham encontrado associação significativa entre a taxa de sucesso e o comprimento dos mini-implantes, Brettin et al.<sup>4</sup> concluíram que os mini-implantes bicorticais promovem resistência de ancoragem superior quando comparados aos mini-implantes monocorticais. Assim, com objetivo de aumentar a resistência do protótipo de mini-implante,

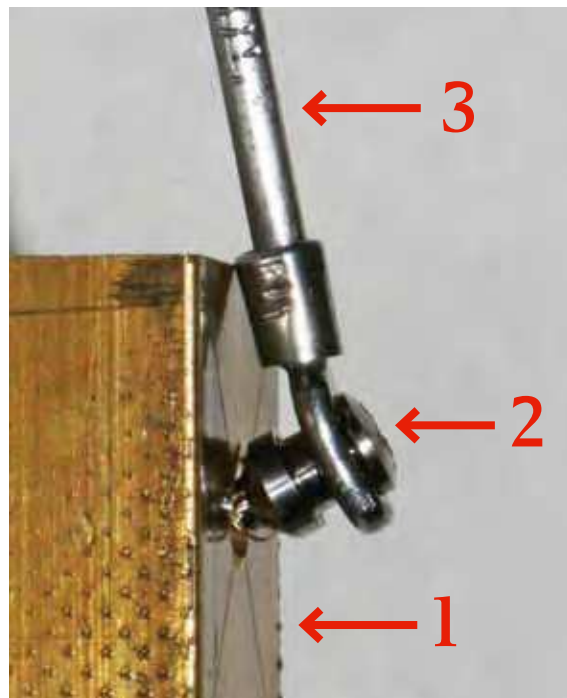


FIGURA 4 - Corpo de prova após o ensaio mecânico de tração, onde (1) é o contracampo de latão, (2) é o mini-implante deformado e (3) é o tubo telescópico do aparelho de Herbst deformado.

optou-se pelo comprimento de 10mm na tentativa de se conseguir ancoragem bicortical e aumentar a resistência dos mini-implantes à força transversal à qual os mesmos serão submetidos.

Com relação à amostra, poderia ser questionado o número reduzido de corpos de prova utilizados nesse experimento, o qual não é visto com frequência na Ortodontia. Entretanto, esse número menor é comum em outras áreas, como a Engenharia e a Física, devido à menor diferença entre as variáveis estudadas. Assim, um estudo piloto com três corpos de prova permitiu que um cálculo prévio do tamanho da amostra pudesse ser realizado<sup>20</sup>. O cálculo realizado mostrou que o número de corpos de prova necessários para o experimento seria igual a quatro. Dessa forma, apenas mais um ensaio mecânico precisou ser realizado.

Outro ponto a ser discutido em relação à amostra diz respeito à forma de sua seleção. Pelo fato do protótipo de mini-implante ter sido

usinado por uma empresa especialmente para ser utilizado como ancoragem para o aparelho de Herbst e de não ser comercializado, não foi possível selecionar, aleatoriamente, mini-implantes de diferentes lotes de fabricação, como é recomendado em pesquisas *in vitro*, pois só existiu um único lote. Essa poderia até ser a explicação para que os valores de força máxima encontrados nesse estudo tivessem sido tão semelhantes, pois lotes diferentes poderiam apresentar alterações na composição da liga de titânio ou nas dimensões, o que poderia levar a resultados um pouco diferentes.

Outro questionamento que poderia ser feito seria quanto à utilização do contracorpo de latão como base para a colocação dos mini-implantes, e não o osso, que seria o local onde os mini-implantes seriam utilizados naturalmente. Deve-se ressaltar que os ensaios mecânicos realizados foram de cunho tecnológico, no qual foi ensaiado um componente completo, implicando que os resultados são válidos somente para o conjunto contracorpo de latão e mini-implantes em questão. Portanto, esse experimento teve o único objetivo de avaliar a força de resistência à flexão do protótipo de mini-implante. Sendo assim, quanto mais rígido o material no qual o mini-implante fosse inserido, melhor seria para sua avaliação isolada. O latão se mostrou o material mais adequado, uma vez que o alumínio se mostrou pouco resistente (um ensaio feito com um bloco de alumínio apresentou 75kgf de força máxima de resistência do mini-implante, sendo que o orifício no qual o mini-implante foi introduzido não manteve sua forma durante o carregamento). O aço, por sua vez, foi considerado resistente demais (três mini-implantes foram fraturados ao se tentar rosquear os mesmos em blocos de aço).

Com relação ao tipo de ensaio mecânico realizado, era necessário submeter o mini-implante a uma carga perpendicular ao seu longo eixo, simulando a força recebida quando utilizado como ancoragem do aparelho de Herbst. Como

existia uma distância de 4mm entre o ponto de aplicação da força e a base do contracorpo, o ensaio de cisalhamento não era indicado, pois no mesmo necessita-se que o ponto de aplicação de força ocorra sem essa distância, o que não levaria em consideração a cabeça do mini-implante. Da mesma forma, o ensaio de tração não era indicado, pois no mesmo a força é aplicada paralelamente ao longo eixo do mini-implante, não simulando a força perpendicular ao longo eixo recebida quando utilizado como ancoragem do aparelho de Herbst. Assim, o ensaio de flexão por engastamento simples foi o que melhor simulou as condições de uso do mini-implante, ao levar em consideração o momento gerado pela distância entre o ponto de aplicação de força e a base do contracorpo.

A resistência máxima média às forças de flexão do protótipo de 98,9kgf encontrada no presente estudo e mesmo a força mínima de 98,2kgf, que seria o limite de resistência, foram superiores à força máxima média de mordida humana de 75,6kgf encontrada na literatura<sup>1</sup>. Isso demonstra que o protótipo de mini-implante, isoladamente, poderia resistir a forças de flexão maiores do que aquelas originárias das forças máximas da mordida humana. Entretanto, especula-se que a maior chance de insucesso do aparelho de Herbst apoiado em mini-implantes esteja na interface osso x mini-implante. Assim, antes que estudos clínicos possam ser realizados, novos estudos *in vitro* devem ser feitos para avaliar a força de resistência à flexão do protótipo de mini-implante inserido em osso.

## CONCLUSÕES

Os protótipos de mini-implantes desenvolvidos para ancoragem do aparelho de Herbst são capazes de suportar forças de flexão por engastamento simples de até 98,2kgf, quando avaliadas com um contracorpo de latão, podendo assim suportar forças maiores do que as forças máximas de mordida humana encontradas na literatura.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Antonio Muench, do Departamento de Materiais Dentários da FO-USP, e ao estatístico Rogério Ruscitto, pela orientação da

análise estatística. À empresa Neodent (Curitiba, Brasil), em especial à Dra. Ana Cláudia e ao engenheiro Aleksander Luiz Golin, pela confecção do protótipo apresentado nesse artigo.

---

## In vitro flexural strength evaluation of a mini-implant prototype designed for Herbst appliance anchorage

### Abstract

**Aim:** The purpose of this study was to evaluate the limit of flexural strength of a mini-implant prototype designed for Herbst appliance anchorage. **Methods:** After sample size calculation, four specimens with the new mini-implant were submitted to a single cantilever flexure test using a universal testing machine. The limit of flexural force strength was calculated. **Results:** The mini-implant prototype showed a limit of flexural force strength of 98.2 kgf (982 N), that was the lowest value found. **Conclusion:** The mini-implant prototype designed for Herbst appliance anchorage can withstand flexural forces higher than the maximum human bite forces reported in the literature.

**Keywords:** Orthodontic appliances. Orthodontics. Herbst appliance. Mini-implant.

---

## REFERÊNCIAS

1. Anusavice KJP. Materiais dentários. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 66.
2. Artun J, Krogstad O. Periodontal status of mandibular incisors following excessive proclination. A study in adults with surgically treated mandibular prognathism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987 Mar;91(3):225-32.
3. Bremen JV, Panchez H. Efficiency of Class II division 1 and Class II division 2 treatment in relation to different treatment approaches. *Semin Orthod.* 2003;9(1):87-92.
4. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Nov;134(5):625-35.
5. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1998;13(3):201-9.
6. De Loo P, De Smit AA, Adriaens PA. Periodontal changes induced by orthodontically changed incisor inclination. *Eur J Orthod.* 1995;17:57.
7. De Pauw GA, Dermaut L, De Bruyn H, Johansson C. Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthod.* 1999 Oct;69(5):401-7.
8. Enacar A, Giray B, Pehlivanoglu M, Iplikcioglu H. Facemask therapy with rigid anchorage in a patient with maxillary hypoplasia and severe oligodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 May;123(5):571-7.
9. Graber TM, Rakosi T, Petrovic AG. *Dentofacial orthopedics with functional appliances.* 2ª ed. St. Louis: C.V. Mosby; 1997. p. 336-66.
10. Hansen K. Treatment and posttreatment effects of the Herbst appliance on the dental arches and arch relationships. *Semin Orthod.* 2003 Mar; 9(1):67-73.
11. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997;31(11):763-7.
12. Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct;124(4):373-8.
13. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, Seki K, Qu H, Kanomi R, et al. A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in Beagle dog. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 May;119(5):489-97.
14. Panchez H. Treatment of Class II malocclusion by jumping the bite with the Herbst appliance: a cephalometric investigation. *Am J Orthod.* 1979 Oct;76(4):423-42.
15. Panchez H, Hansen K. Occlusal changes during and after Herbst treatment: a cephalometric study. *Eur J Orthod.* 1986 8(4):215-28.
16. Panchez H, Hansen K. Mandibular anchorage in Herbst treatment. *Eur J Orthod.* 1988 10(1):149-64.
17. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthod.* 2006 Mar;76(2):191-7.
18. Proffit WR. *Ortodontia contemporânea.* 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
19. Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG, Brånemark PI. Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988 Oct;94(4):285-95.
20. Weyne GR. Determinação do tamanho da amostra em pesquisas experimentais na área de saúde. *Arq Med ABC.* 2004 jul-dez;29(2):87-90.

Enviado em: outubro de 2008  
Revisado e aceito: junho de 2009

---

### Endereço para correspondência

Klaus Barretto Lopes  
Rua Visconde de Pirajá, 550/1407, Ipanema  
CEP: 22.410-002 – Rio de Janeiro / RJ  
E-mail: klausbarretto@uol.com.br