

Fratura por fadiga à flexão de duas ligas odontológicas de CoCr

Carlos Sidney Silveira, silveirapora@yahoo.com.br¹

César Antunes de Freitas, cfreitas@fob.usp.br²

Eduardo Carlos Bianchi, bianchi@feb.unesp.br³

Maria Librada Godoy Silveira, mlibradagodoyasilveira@yahoo.com.br⁴

Leandro de Moura Martins, lemartins@usp.br⁵

¹ Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Ciências Humanas, Econômicas e da Saúde de Araguaína - ITPAC.

² Disciplina de Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

³ Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia – UNESP / Campus de Bauru.

⁴ Departamento de Odontopediatria, Faculdade de Ciências Humanas, Econômicas e da Saúde de Araguaína - ITPAC.

⁵ Departamento de Prótese; Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

Resumo: O objetivo do presente estudo é o de avaliar a resistência por fadiga à flexão de duas ligas do sistema Co-Cr (Remanium GM 380 e Heraenium CE), ambas de procedência alemã. *Methods:* Uma extremidade de cada espécime cilíndrico era fixada na base de um dispositivo especialmente idealizado para este estudo e a outra era submetida a esforços de flexão, num curso de 0,61 mm de extensão, na frequência de 60 Hz, até o momento da fratura. O tempo médio para ocorrência da fratura foi de 7.912,71 segundos para a Remanium e de 3.808,25 para a Heraenium, com o teste “t” de Student apontando a existência de diferença significativa entre os grupos estudados. Os resultados indicaram que neste sistema de liga existe grande variação da resistência à flexão em função da composição específica de cada produto.

Palavras chave: resistência à fratura, fadiga, flexão, ligas, CoCr.

1. INTRODUÇÃO

Em função do alto custo, as ligas áuricas especiais inicialmente utilizadas como material da estrutura metálica da Prótese Parcial Removível (PPR) começaram a ser substituídas pelas de cobalto/crômio (CoCr), nas quais originalmente estes 2 metais existiam respectivamente com teores próximos de 70 e 30%; a adição de outros elementos químicos fez com que estas quantias caíssem para as faixas de 65-69% e de 25-29%. A pequena taxa de alongamento destas ligas e sua grande capacidade elástica são características importantes para uma PPR. Em relação às ligas áuricas, as de CoCr sempre apresentaram zona de fusão mais alta e maior contração de solidificação, fatos que foram responsáveis pela maior dificuldade de seu manuseio, nos primórdios de seu uso, quando era comum um grande número de falhas na estrutura metálica, tais como fraturas e perda da capacidade retentiva dos grampos nela existentes.

O processo de fundição, introduzido na Odontologia em 1897 por PHILBROOK, com ligas à base de ouro, somente tornou-se popular em 1907, devido a TAGGART. A redução do suprimento e o aumento de custo do ouro fizeram com que, na confecção de PPR, a liga áurica classificada em Odontologia como do tipo IV fosse muitas vezes substituída por aquela à base de cobalto-crômio, conhecida industrialmente como estelita. Patentada nos EUA, em 1907, por HAYNES, esta era utilizada na confecção de carburadores de automóveis. Em 1930, a firma Austenal desenvolveu uma liga constituída por cobalto-crômio-tungstênio, para uso odontológico, a Vitallium, extremamente dura e altamente resistente à corrosão; sua utilização na Odontologia tornou-se mais viável em 1943, quando OSBORNE simplificou a técnica de fundição, em relação àquela usada industrialmente, fazendo com que o custo total passasse a ser mais baixo que o das ligas áuricas. Posteriormente, a adição de outros elementos trouxe melhoras a estas ligas, nos aspectos mecânicos, químicos (quanto à corrosão) e biológicos (compatibilidade com tecidos vivos).

Em 1958, TAYLOR, LEIBFRITZ e ADLER, por entenderem que o conhecimento destas ligas ainda era precário, analisaram seis delas, em conjunto com o Walter Reed Army Dental Central Laboratory e com o Setor de pesquisas dentárias do National Bureau of Standards, encontrando resistência à tração de 5.815 a 7.595 kg/cm² e dureza (Rockwell 30N) de 47 a 60. PEYTON et al., em seu livro de 1974, apontaram que estudos de ruptura, dureza e análise da microestrutura, envolvendo diferentes ligas de Co-Cr utilizadas para PPR (Vitallium, Steldent, Mesium e Fortalloy), permitiam concluir que cada produto necessitava uma técnica operacional específica.

O responsável pelas fraturas referidas parece ser o fenômeno da fadiga, o qual é primordialmente dependente da estrutura metalográfica da liga; a simples variação de quantidades ínfimas dos elementos componentes, assim como a inclusão ou exclusão de algum deles, geralmente faz com que uma liga em particular tenha características físicas completamente diferentes de suas similares. KIM et al. (2004) relataram que a perda de propriedades mecânicas causada por repetidos ciclos de carga é um importante fator a ser considerado durante a seleção da liga para confecção de PPR. Mahmoud et al., em 2005, numa pesquisa acerca destas ligas, lembraram que a fratura por fadiga ocorre em níveis de tensão cíclica muito menores que aquele necessário para provocar a falha em uma única aplicação de carga.

A reclamação efetuada por MENDES9, em 1975, de que os ensaios de fadiga não eram rotineiramente utilizados para avaliação de ligas de CoCr, foi reiterada, em 2003, por GAPIDO et al. (2003), os quais lembraram que, na maioria das vezes, as falhas da estrutura metálica da PPR acontecem somente após vários anos de uso. Como foi apontado por Mahmoud et al., em 2006, as complicações mecânicas mais comuns numa PPR são a deformação permanente e a fratura por fadiga, as quais causam perda de retenção e de estabilidade da peça, assim levando à necessidade de sua substituição.

Todas estas informações apontam a necessidade de uma avaliação específica de cada produto, originário de diferentes fabricantes. Assim, no presente trabalho, o objetivo foi verificar a resistência à fadiga, por flexão, de duas ligas odontológicas à base de CoCr.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Foram avaliadas as ligas alemãs Remanium GM 380 (Dentaurum) e Heraenium CE (Heraeus Kulzer); segundo seus fabricantes, a primeira (composta por 64,5% de Co, 29% de Cr, 4,5% de Mo e os 2% restantes por Mn, C, Si e Ni) tem temperatura de fusão de 1.370 °C e a segunda (com 63,5% de Co, 27,8% de Cr, 6,5% de Mn, 1,0% de Si, 0,4% de C e 0,2% de N) tem faixa de fusão de 1.330 a 1.380 °C.

Através do processo odontológico usual de fundição de ligas de Co-Cr, foram obtidos espécimes cilíndricos de cada uma das ligas escolhidas. Um único técnico (protético) confeccionou os padrões de cera (com dimensões ligeiramente maiores do que a dos corpos-de-prova definitivos), realizou as respectivas operações de inclusão (utilizando o revestimento Rema Exakt, fabricado pela mesma firma da liga Remanium) e a fundição das ligas, a qual foi efetuada com um maçarico de oxigênio-acetileno.

Todo espécime assim obtido, após receber uma marca identificadora da face plana por onde a liga havia sido injetada, foi radiografado através de um aparelho Spectro 70X (fabricado pela Dabi-Atlante, do Brasil, com 70 kVp, 10 mA, 60 Hz), com exposição de 2,5 segundos, sendo de 20 cm a distância foco / película. Isto permitiu o descarte daqueles que apresentavam defeitos internos.

Cada espécime era então usinado num torno convencional (modelo 425 da Progres, de Bruxelas, Bélgica), regulado na velocidade de 63 rpm, com passos de 0,5 mm e sob refrigeração com fluido de corte convencional, até ser transformado num cilindro regular de 35 mm de altura e 4,5 mm de diâmetro, com grande lisura superficial. Para futuramente atuar como um mecanismo concentrador de tensões, um sulco de perfil triangular (com 1 mm de profundidade por 2 mm de largura) era confeccionado em toda a extensão periférica do espécime, a 15 mm de distância da sua extremidade plana inferior (assim denominada aquela oposta ao local de injeção da liga fundida); este sulco era confeccionado através de uma pastilha DCMT 07 02 04-UF, fabricada pela Sandvik-Coromant, da Suécia. Nesta ocasião, o espécime (figura 1) era considerado pronto para ser ensaiado quanto à fadiga por flexão, no dispositivo idealizado para o presente trabalho.

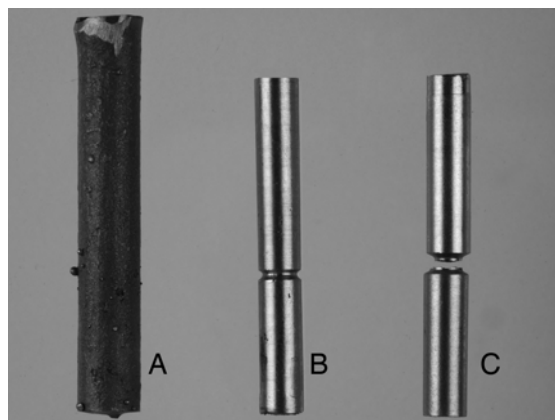


Figura 1. Aspectos do espécime: A – no estado bruto, B- usinado e C- após ensaio.

O referido dispositivo, apresentado na figura 2, possuía um motor (M) de indução (Kohlbach, de Jaraguá do Sul-SC), do tipo trifásico, com potência de 1 CV, frequência máxima de 60 Hz e velocidade máxima de 3.470 rpm. Este motor encontrava-se fixado numa base metálica (B) pesada o suficiente para que o conjunto ficasse estável, quando o sistema estivesse em operação, ocasião na qual o movimento rotatório do eixo do motor era transmitido, por meio de uma correia colocada na sua parte posterior, para a polia do eixo do cabeçote desse dispositivo. Esse giro provocava

movimentos horizontais de ida e volta num braço metálico, conectado por uma extremidade ao eixo do motor, através de uma luva circular (L/P), porém de furo excêntrico, com 11,96 mm de diâmetro; sua outra extremidade (denominada livre) era encaixada na extremidade superior do espécime (CP) a ser ensaiado. Assim, a cada giro do referido eixo, esta extremidade do espécime vinha a ser movimentada, num curso de 0,61 mm de extensão linear, no sentido horizontal, visto que sua extremidade inferior ficava presa no orifício de uma peça denominada suporte do espécime (S), existente na base do dispositivo.

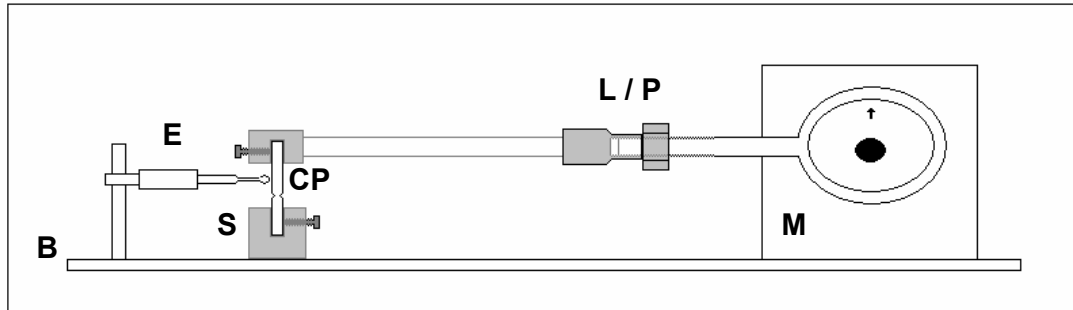


Figura 2. Esquema do dispositivo idealizado para ensaio de fadiga por flexão e seus constituintes principais: M – motor, B – base, L/P – luva e porca, CP – corpo-de-prova, S – suporte do espécime, E – palpômetro.

O comprimento do braço (cerca de 20 cm) em questão podia ser aumentado ou diminuído, pois era composto por duas partes, unidas por uma luva na qual duas porcas permitiam a modificação de sua extensão. Em cada ensaio, a extremidade inferior de um espécime era inicialmente introduzida no orifício de 11,0 mm de profundidade e 4,55 mm de diâmetro, onde era imobilizado por um parafuso horizontalmente colocado. A extremidade livre do braço era abaixada, de modo a abraçar a extremidade superior do espécime e ali ser imobilizada por um parafuso frontal. Durante esta imobilização, o espécime geralmente entrava em tensão; as porcas existentes no braço eram então giradas, até que fosse restabelecido o necessário estado de repouso, situação que era monitorada por um palpômetro (E -Tesatronic, modelo TT10, fabricado por TESA S. A., Renens, Suíça), cuja ponta ativa já estava encostada num dos lados do espécime, enquanto o furo excêntrico da luva estava localizado na sua posição mais alta. O palpômetro permitia conferir a extensão do curso de deslocamento da porção superior do espécime, no sentido horizontal, quando o dispositivo estivesse em operação, assim como ajustar a posição do espécime no centro de seu curso de deslocamento.

Alternadamente para cada liga, foram ensaiados 8 espécimes, sempre escolhidos aleatoriamente. Cada ensaio de fadiga iniciava-se ao ser acionado o interruptor do dispositivo regulador de frequência elétrica, já ajustado em 10 Hz, quando o motor do cabeçote atingia, praticamente de modo instantâneo, a frequência de 1.680 rpm, fazendo a haste do dispositivo movimentar-se do modo já explicado. Era registrado o tempo dispendido até a ruptura, a qual acontecia no sulco concentrador de tensões já referido. Neste momento, o braço era puxado para cima, pela ação de um contra-peso de 300 g, ligado a um fio que passava por uma roldana existente na porção superior do conjunto. O tempo de fratura para cada espécime (expresso em segundos) era registrado e os respectivos valores foram submetidos a um teste t de Student, ao nível de significância de 99%.

3. RESULTADOS

Os valores observados nos 8 espécimes de ambas as ligas estão apresentados na tabela 1, dispostos em ordem crescente de magnitude, juntamente com a média e desvio-padrão.

Tabela.1 – Resultados do tempo (expresso em segundos) decorrido até a fratura de cada espécime, nos ensaios de fadiga por flexão, para cada uma das ligas analisadas, com a média (m) e o desvio-padrão (dp).

Espécime	Liga	
	Heraenium CE	Remanium GM 380
1	2.536	(530)
2	2.787	6.675
3	3.156	7.125
4	3.429	7.500
5	3.947	7.816
6	4.318	8.415
7	4.522	8.483
8	5.771	9.375
m	3.808,25	7.912,71
dp	1.060,44	917,23

Por ocasião do tratamento estatístico, foi descartado o valor referente ao espécime 1 da liga Remanium. Assim, o teste t de Student, para duas amostras independentes, apontou $t = 7,955$, para uma probabilidade $p \leq 0,01$, o que implica na existência de diferença significante entre os valores de ambos os grupos estudados.

4. DISCUSSÃO

O processo de fundição aqui utilizado, o da cera perdida, é aquele usualmente executado no campo da Odontologia empregando maçarico de oxigênio-acetileno para as ligas de CoCr, e está descrito em diversas publicações como Anusavice (1998), Dharmar, et al., (1993), Harcourt e Cotterill (1965), envolvendo inclusive um processo de patente de Mendes (1957).

Não existem Normas apontando o tipo de ensaio para avaliar a resistência à fadiga por flexão das ligas aqui estudadas, que é o tema do presente trabalho; assim, eventualmente, ele pode fornecer alguns subsídios para a elaboração da Norma pertinente.

No presente estudo, não foi objetivo caracterizar a estrutura cristalina das ligas analisadas, nem descrever detalhadamente o modo de sua fabricação ou de seu emprego, aspectos que podem ser encontrados nas publicações já referidas. A título de esclarecimento, a resistência à flexão deste tipo de ligas encontra-se por volta de 300 a 500 kgf/cm², ou seja, bem acima da carga aqui utilizada. O banco de ensaios utilizado foi desenvolvido inclusive considerando que cada espécime tem secção transversal de proporções semelhantes às de um grampo da PPR. Na boca do indivíduo que porta este tipo de prótese, as tensões de flexão surgem a cada mordida, durante uma refeição, e estão concentradas na base de cada um dos tais grampos.

Dentre os diversos fatores predisponentes da falha por fadiga, GAPIDO *et al.* (2003) ressaltaram a qualidade do polimento superficial da peça, sua estrutura metalográfica e a presença de defeitos internos. Esses últimos podem provocar a falha da PPR, pelo fato de que os espaços vazios (microporosidade) reduzem a área efetiva da estrutura, tornando-a mais fraca, e causam uma concentração de tensões, assim predispondo ao início de trincas. O procedimento aqui empregado de utilizar radiografias para inspeção de micro-porosidades das estruturas de PPR foi introduzido por ROACH (1930), tendo sido também utilizado, em 1965, por HARCOURT & COTTERILL, em 2002, por RODRIGUES *et al.*, e em 2004, por KIM *et al.*

Segundo GAPIDO *et al.* (2003), a fratura por fadiga da estrutura da PPR ocorre, devido à concentração de tensões, em locais específicos, os quais são fortemente determinados pelo desenho da armação. As dimensões do espécime aqui utilizado e o local do seu sulco concentrador de tensões tiveram o objetivo de simular a secção transversal da parte basal de um grampo de uma PPR, local onde geralmente ocorre a fratura.

Diferentemente do dispositivo aqui empregado, os de MORRIS *et al.* (1981), de RODRIGUES *et al.* (2002) e de KIM *et al.* (2004) procuravam simular as forças de compressão e de tração que ocorreriam clinicamente, durante a flexão dos grampos, tanto na inserção como na remoção da prótese, bem como durante a função mastigatória. Já MAHMOUD *et al.* (2005 e 2006) utilizaram análise por elemento finito para avaliar as tensões provocadas, as deformações permanentes, as forças de retenção e o tempo para ocorrer a fadiga, assim como, as localização das linhas de fratura.

Torna-se importante ressaltar que, com base em princípios metalúrgicos, a simples variação de quantidades ínfimas de determinados elementos químicos, ainda que dentro de um mesmo sistema de ligas, geralmente faz com que uma liga tenha características físicas completamente diferentes de suas similares; tais características tornam-se ainda mais diferentes quando um determinado metal existe numa liga e não em sua congênera.

O método aqui utilizado mostrou ser adequado, visto que os resultados mostraram um comportamento lógico. Entretanto, as condições dos ensaios realizados tiveram um grau de severidade maior do que aquelas encontradas na situação clínica. O palpômetro permitiu detectar que o curso completo do braço do dispositivo foi de 610 μm , informação que pode servir a outros pesquisadores que tenham interesse em reproduzir as condições aqui estabelecidas.

Devido ao fato das condições do presente trabalho terem sido diferentes daquelas de outros trabalhos, fica impossibilitada a efetuação de quaisquer comparações, em termos numéricos, inclusive por que não foi encontrada nenhuma outra pesquisa onde tivessem sido analisadas as duas ligas aqui estudadas.

5. CONCLUSÃO

O tempo médio de ocorrência da fratura foi de 7.912,71 segundos, para a liga Remanium GM 380, e de 3.808,25 segundos, para a Heraenium CE, indicando que, nas severas condições estabelecidas para o ensaio, a primeira é duas vezes mais resistente que a segunda, diferença esta que foi estatisticamente significante, para $p < 0,1$.

6. REFERÊNCIAS

- ANDERSON, J. N. - Applied dental materials. 4. ed., Oxford: Blackwell, p. 35-40, 73-80, 1972.
ANDERSON, J. N., BATES, J. F. -The cobalt-chromium partial denture. A clinical survey. Brit. Dent. J., v. 107, n. 3-4, p.57-62, 1959.
ANUSAVICE, K. J. - Phillips' Science of Dental Materials, 10th edition. Trad. Moreira, E. J. L., Alvares, G.R., Bastos, R. L., Reis, T. S. In __. Padrões de performance e propriedades físicas dos materiais dentários; Solidificação e

- micro-estrutura dos metais; constituição e procedimentos para fundição das ligas Odontológicas. ed. Brasileira, RJ. Ed. Guanabara, p. 43-50, 185-204, 235-270, 373-388, 1998.
- ANUSAVICE, K. J. - Padrões de performance para materiais dentários: propriedades físicas. In ___ Phillips' Science of Dental Materials. 10^o ed. RJ. Guanabara, 1998.
- DHARMAR, S., RATHNASAMY, R. J., SWAMINATHAN, T. N. - Radiographic and metallographic evaluation of porosity defects and grain structure of cast cobalt-chromium alloys removable partial dentures. J. Prosth. Dent., v. 69, n. 4, p. 369-373, 1993.
- HARCOURT, H. J., COTTERILL, W. F. - Induction melting of cobalt-chromium alloys. A comparison with flame melting. Brit. Dent. J. v. 118, n. 8, p. 323-329, 1965.
- HAYNES, E. - U. S. patent 873745, Dec., 17, 1907.
- MENDES, A. M. - Deformação e fadiga de grampos circunferências fundidos em ligas metálicas de prótese. Florianópolis, 1975. Dissertação (Mestrado). - Faculdade Federal de Santa Catarina.
- MORRIS, H. F., ASGAR, K., TILLITSON, E. - Stress-relaxation testing. A new approach to the testing of removable partial alloys, wrought wires, and clasp behavior. J. Prosth. Dent., v.46, n. 2, p. 133-41, 1981.
- OSBORNE, J. Improvement in cobalt-chromium alloys. Rev. Belge. Med. Dent. v. 21, n. 3, p. 303-310, 1966.
- PEYTON, F. A. *et al.* - In Materiales Dentales Restauradores. Buenos Aires, Ed. Mundi, p. 297-321, 1964.
- ROACH, F. E. - Principles and essentials of bar clasp partial dentures. J. Am. Dent. Assoc., v. 17, n. 1, p. 124 -138, 1930.
- TAGGART, W. H. - A new and accurate method of making gold inlays, Dental Cosmos, v. 49, n. 11, p. 1117-1121, 1907.
- TAYLOR, D. F., LEIBFRITZ, W. A., ADLER, A. G. - Physical properties of chromium-cobalt dental alloys. J. Am. Dent. Ass., v. 56, n. 3, p. 343-351, 1958.
- VALLITTU, P. K. - Fatigue resistance and stress of wrought-steel wire clasps. J. Prosth. Dent., v. 5, n. 3, p. 115-121, 1996.
- GAPIDO, C. G. *et al.* Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys. J. Prosth. Dent., v. 90, n. 3, p. 261-269, 2003.
- MAHMOUD, A.A.A.; WAKABAYASHI, N; TAKAHASHI, H. Prediction of permanent deformation in cast clasps for denture prostheses using a validated nonlinear finite element model. Dental Materials, v.23, n.3, 317-324, 2006.
- MAHMOUD, A.A.A *et al.* Deflection fatigue of Ti-6Al-7Nb, Co-Cr, and gold alloy cast clasps. J. Prosth. Dent., v. 93, n. 2, p. 183-188, 2005.
- KIM, D. *et al.* Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. J. Prosth. Dent., v. 91, n. 4, p. 374-383, 2002.
- RODRIGUES, R.C.S. *et al.* Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. J. Prosth. Dent., v. 88, n. 3, p. 290-296, 2002.

7. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído nesse trabalho.

Fatigue fracture by flexure of two CoCr alloys

Carlos Sidney Silveira, silveirapora@yahoo.com.br¹

César Antunes de Freitas, cfreitas@fob.usp.br²

Eduardo Carlos Bianchi, bianchi@feb.unesp.br³

Maria Librada Godoy Silveira, mlibradagodoyasilveira@yahoo.com.br⁴

Leandro de Moura Martins, lemartins@usp.br⁵

¹ Departamento de Materiais Dentários e Prótese, Faculdade de Ciências Humanas, Econômicas e da Saúde de Araguaína - ITPAC.

² Disciplina de Materiais Dentários, Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

³ Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia – UNESP / Campus de Bauru.

⁴ Departamento de Odontopediatria, Faculdade de Ciências Humanas, Econômicas e da Saúde de Araguaína - ITPAC.

⁵ Departamento de Prótese; Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

Abstract: *The aim at the present study was to verify the fracture strength of two Co-Cr alloys (Remanium GM 380 and Heraenium CE, both of Germany procedence), when submitted to flexure fatigue essays. Methods: One extremity of each cylindrical specimen was fixed at the basis of a apparatus specially idealized for the present study and the other was submitted to flexure efforts until fracture. Average time for fracture occurrence was 7,912.71 seconds to Remanium and 3,808.25 seconds to Heraenium. The respective Student's test pointed out the existence of significant differences between the studied groups. Results pointed out that in this alloy system there are great variation of flexure strength due to individual composition of each product.*

Keywords: *fracture strength, fatigue, flexure, alloys, CoCr.*