

Kodi Edson Kojima

**Avaliação *in vitro* da influência
mecânica do comprimento e da
altura da onda na osteossíntese
com a placa-onda.**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, para obtenção do Título de Doutor em Medicina.

São Paulo
2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Kodi Edson Kojima

**Avaliação *in vitro* da influência
mecânica do comprimento e da
altura da onda na osteossíntese
com a placa-onda.**

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação da
Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de
São Paulo, para obtenção do Título de Doutor em
Medicina.

Área de Concentração: Ciências da Saúde

Orientadora: Prof. Dra. Patrícia Maria de Moraes Barros Fucs

Co-orientador: Prof. Dr. José Soares Hungria Neto

São Paulo
2007

FICHA CATALOGRÁFICA

**Preparada pela Biblioteca Central da
Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo**

Kojima, Kodi Edson

Avaliação *in vitro* da influência mecânica do comprimento e da altura da onda do comprimento e da altura da onda na osteossíntese com a placa-onda./Kodi Edson Kojima. São Paulo, 2007.

Tese de Doutorado. Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo – Curso de Pós-graduação em Medicina.

Área de Concentração: Ciências da Saúde

Orientador: Patrícia Maria de Moraes Barros Fucs

Co-Orientador: José Soares Hungria Neto

1. Biomecânica 2. Pseudo-artrose/complicações 3. Placas ósseas
4. Fixação interna de fraturas 5. Diáfises

BC-FCMSCSP/76-07

Dedicatória

Aos meus pais Eiichi e Shinobo
exemplos de vida, para toda a vida.
Obrigado por tudo.

À minha querida e preciosa esposa Miriam,
nada seria possível ou teria sentido
sem você ao meu lado.

Agradecimientos

À Irmandade da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, na pessoa do Provedor Dr. Domingos Quirino Ferreira Neto, pela constante luta em manter uma assistência de qualidade aos pacientes.

À Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, na pessoa do Diretor Professor Doutor Ernani Geraldo Rolim, pela acolhida e possibilidade de crescimento acadêmico, intelectual e pessoal.

Ao Professor Doutor Osmar Pedro Arbix de Camargo, Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia e Diretor do Curso de Medicina da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, pela confiança, apoio e estímulo desde nossa contratação no Departamento de Ortopedia e Traumatologia.

Ao Professor Doutor Claudio Santili, Professor Adjunto e Diretor do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, responsável pelo convite para contratação no Departamento, pela amizade e constante apoio em todas as nossas iniciativas dentro e fora do Departamento.

À Professora Doutora Patrícia Maria de Moraes Barros Fucs, Professora Adjunta do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo e Coordenadora do Conselho do Curso de Pós-graduação em Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, por aceitar o desafio da orientação da Tese e sua colaboração no desenvolvimento desta.

Ao Professor Doutor José Soares Hungria Neto, Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia e Vice-diretor da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, pela possibilidade de convívio

peçoal e familiar, pelos conselhos, e especialmente pela sincera e profunda amizade.

Ao Professor Doutor Marcelo Tomanik Mercadante, Professor Adjunto do Departamento de Ortopedia e Traumatologia e Chefe do Grupo do Trauma, pela forma sábia que conduz o grupo e pelo constante ensinamento profissional e pessoal.

Aos amigos-de-todo-dia do Grupo do Trauma do Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Professor Doutor Ralph Walter Christian, Doutor José Octávio Soares Hungria e Doutor Andraus Kehde, pelo convívio saudável e estimulante e pela constante troca de experiências e conhecimentos.

Aos amigos Doutores Marcos Hideyo Sakaki, Wagner Minoru Ozaki, Sergio Eduardo Ungari Costa, Junji Miller Fukuyama, Jeisner Godoy, Arthur Miyake e Caio Magnoni, que trabalhando de forma competente e profissional, e com a compreensão com a nossa freqüente ausência, permitiu nossa progressão acadêmica.

Ao Professor Antonio Mello, Professor de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, pela orientação e desenvolvimento conjunto dos testes mecânicos realizados nessa Tese.

Aos Doutores Gabriel Maranhão, Raquel Bernardelli Iamaguchi, Carlos Pfiffer e Daniel Yamaguchi e à Engenheira Patrícia Balan, pelo grande esforço empenhado na realização dos testes mecânicos com as placas.

À Srta. Fábria Alegretti Mercadante pelo interessante convívio do dia-a-dia e apoio nas atividades assistenciais e acadêmicas do Grupo.

Aos Estagiários do Grupo do Trauma e Residentes do Departamento de Ortopedia e Traumatologia pelo constante estímulo ao desenvolvimento acadêmico.

Abreviaturas e símbolos

mm	milímetro
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASIF	Association for Study of Internal Fixation
Fig.	Figura
Graf.	Gráfico
DCP	Dynamic compression plate (placa de compressão dinâmica)
CB	Placa-onda curta-baixa
CA	Placa-onda curta-alta
LB	Placa-onda longa-baixa
LA	Placa-onda longa-alta
CB-E	Placa-onda curta-baixa com bloco de nylon
CA-E	Placa-onda curta-alta com bloco de nylon
LB-E	Placa-onda longa-baixa com bloco de nylon
LA-E	Placa-onda longa-alta com bloco de nylon

Sumário

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – REVISÃO DA LITERATURA	4
2 – OBJETIVO	13
3 – MATERIAL E MÉTODOS	15
4 – RESULTADOS	24
5 – DISCUSSÃO	32
6 – CONCLUSÕES	49
7 – ANEXOS	51
7.1 – Classificação AO	52
7.2 – Classificação das pseudo-artroses	53
7.3 – Esquema de funcionamento da placa-onda	54
7.4 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda CB...	55
7.5 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda CA...	56
7.6 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda LB...	57
7.7 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda LA...	58
7.8 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda CB-E..	59
7.9 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda CA-E..	60
7.10 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda LB-E..	61
7.11 – Quadro dos resultados da carga máxima placa-onda LA-E..	62
7.12 – Quadro da comparação múltipla da carga máxima	63
7.13 – Quadro da comparação múltipla da rigidez	64
8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65
FONTES CONSULTADAS	69
RESUMO	71
ABSTRACT	73
LISTAS E APÊNDICE	75

1. Introdução

O fêmur, devido à sua forma arqueada, quando submetido a carga excêntrica em relação ao seu eixo mecânico, uma vez fraturado, faz com que seu tratamento seja um desafio. Associada a essa mecânica adversa, a alta energia para provocar a fratura provoca lesão dos tecidos moles ao redor do osso, tornando o distúrbio da consolidação e a falha do implante uma ocorrência possível, que varia sua incidência de 1% a 12% (Finkemeier et al, 2002; Babhulkar et al, 2005; Pires et al, 2006).

A escolha do melhor tratamento da pseudo-artrose da diáfise do fêmur depende da avaliação da vascularidade do foco, que pode ser dividida em dois grupos: viáveis e não viáveis. Entretanto, mais fatores devem ser levados em consideração, como presença de infecção, tabagismo, tipo de osteossíntese previamente utilizada e condições dos tecidos moles.

Nas pseudo-artroses viáveis, bem vascularizadas, que ocorrem por falha da fixação, geralmente a correção da instabilidade resolve o problema. Nas pseudo-artroses inviáveis ou mal vascularizadas, além da estabilização há necessidade de agregação de estímulo biológico, que geralmente é obtido com a colocação de enxerto autólogo do osso ilíaco.

Em ambos os casos a estabilização é fundamental para a cura. Ela pode ser conseguida com três métodos diferentes: placa, haste intramedular ou fixador externo.

A placa pode ser aplicada de três diferentes formas: com compressão axial, em ponte e com onda, dependendo das características da pseudo-artrose. A placa-onda tem sua principal indicação quando há falha óssea medial associada ou não à presença de segmento ósseo desvascularizado (Blatter e Weber, 1990; Ring

et al, 1997; Ring et al, 2000; Gerber et al, 2003; Kojima et al, 2005; Jorge et al. 2006).

A placa-onda é moldada a partir da DCP reta de 4,5mm longa. A moldagem da onda é feita no centro da placa sobre a área de pseudo-artrose. Há um consenso que a placa deve ser fixada com pelo menos quatro parafusos para osso cortical proximal e quatro distal à lesão. Entretanto há pouca descrição em relação ao comprimento e à altura da onda, e não há estudo biomecânico comparativo.

O objetivo desse estudo é comparar *in vitro*, o comportamento mecânico de quatro diferentes moldagens de placa-onda fixados em cilindros de poliamida, com e sem a colocação de bloco de poliamida sob a onda.

1.1 Revisão da literatura

Blatter e Weber (1990) relatam que devido à forma do fêmur com carga excêntrica há geração de força de compressão do lado medial do osso e de tração do lado lateral. Numa fratura transversa da diáfise a placa colocada na face lateral absorve a força de tração e a cortical medial a força compressiva. Na eventualidade de um defeito ósseo medial, os autores relatam que a placa colocada na face lateral do fêmur sofrerá forças cíclicas de flexão com conseqüente fadiga do material. Propõem a utilização da placa-onda com enxerto sob a onda como opção de tratamento, o que redireciona a força de compressão para a cortical lateral e a placa passa a sofrer as forças de tensão. Outra vantagem apontada é que, como a placa fica afastada do osso não interfere na circulação no foco da pseudo-artrose. Descrevem o caso de um paciente de 32 anos de idade que após uma fratura da diáfise do fêmur com falha óssea do lado medial evoluiu com pseudo-artrose e falha da placa, e após seis cirurgias (placa, haste e fixação externa) mais de dois anos após a fratura ainda mantinha a falha da consolidação. Foi, então, realizada a colocação de uma placa-onda com enxerto córtico-esponjoso abaixo da onda e em três meses a pseudo-artrose consolidou.

Ring et al (1997) relatam o tratamento de 42 pacientes com pseudo-artrose do fêmur, tratados de novembro de 1985 a fevereiro de 1992, com osteossíntese com placa-onda e enxerto ósseo. A média de idade dos pacientes era de 35 anos e a causa mais freqüente era a pós-fratura (85%). Havia falha óssea segmentar em 12 pacientes (28%) com a média de quatro centímetros de falha. Foram utilizadas radiografias do lado contra-lateral para o planejamento da correção angular, do comprimento e o tamanho da DCP a ser utilizada. As placas foram moldadas de forma a ficar afastada do osso entre 5 e 10 mm e ter o comprimento de onda se estendendo pelo menos um orifício da placa proximal e um distal da porção

alterada do osso. O comprimento final da placa foi planejado de forma que houvesse fixação de pelo menos três parafusos para osso cortical em cada extremidade. Foi colocado enxerto ósseo cortico-esponjoso sob a placa em todos os casos. O seguimento pós-operatório médio foi de 33 meses, e em 41 (97%) pacientes houve consolidação da pseudo-artrose em um tempo médio de seis meses (três a 18 meses). A única pseudo-artrose que não consolidou necessitou uma segunda colocação de enxerto ósseo e evoluiu para consolidação em seis meses. Não houve falha do implante em caso algum. Em dois pacientes houve reativação do processo infeccioso e um outro desenvolveu infecção profunda após a colocação da placa-onda. Quatro pacientes ficaram com discrepância de membros inferiores, com encurtamento médio de 2 cm (10 a 25 mm), e um paciente consolidou com 16° de varo. O joelho recuperou movimento total em 31 (73%) dos pacientes. Os autores concluem que a osteossíntese com placa-onda nas pseudo-artroses complexas da diáfise do fêmur têm um alto índice de consolidação, sem falha do implante. O método apresenta poucas complicações e bom resultado funcional.

Karnezis (2000) faz estudo mecânico comparativo em modelo sintético de fêmur com fraturas transversas, com falha de 25% e 75% da cortical medial e falha de 10 mm entre os fragmentos, fixadas com DCP de 8 furos com estabilidade absoluta, com 18 furos em ponte e placa-onda com 18 furos. Foram submetidos a ensaios mecânicos com compressão axial, torção e flexão. Os parâmetros avaliados foram as rigidezes axial, a antero-posterior, a médio-lateral e sob torção, que foram expressos em porcentagem da rigidez da mesma fixação em um modelo sintético de fêmur intacto. Em relação à rigidez axial, na presença de contato medial, a rigidez de todas as fixações foi de aproximadamente 80% em relação ao fêmur intacto, sem diferença entre as diferentes placas. Na presença de falha óssea, sem contato entre

os fragmentos, a placa em ponte longa mostrou rigidez superior a 80%, enquanto que as placas de 8 furos e a placa-onda apresentaram rigidez inferior a 40%. A rigidez à torção dos modelos com fratura transversa ou com falha medial foi semelhante em todas as placas, variando de 20 a 40%, mas com falha sem contato entre os fragmentos a placa-onda mostrou a menor rigidez (16%), enquanto que a DCP com estabilidade absoluta e a DCP em ponte mostraram rigidez semelhante, respectivamente 37% e 34%. Os resultados da rigidez antero-posterior mostraram que a placa-onda tem menor rigidez que a placa em ponte, sendo 12 a 18% menor na presença de contato entre os fragmentos e 48% menor quando não há contato. A rigidez médio-lateral da placa-onda foi 5 a 10% superior à placa em ponte quando havia contato entre os fragmentos, porém sem contato entre os fragmentos a placa-onda mostrou rigidez inferior à placa em ponte, menos de 50%. Concluem que na presença de falha óssea sem contato entre os fragmentos a placa em ponte longa tem rigidez axial superior à placa-onda e rigidez medial-lateral semelhante.

Ring et al (2000) tratam 15 pacientes com pseudo-artrose mal vascularizadas da diáfise do úmero, com idade média de 48 anos, sendo nove (60%) do sexo masculino e seis (40%) do feminino. A osteossíntese foi realizada com DCP 4,5 mm moldada com onda de 5 a 10 mm de altura e comprimento de um orifício de placa proximal e um distal à área da lesão óssea. Em todos os casos foi colocado enxerto ósseo autólogo. Foi observada a consolidação da pseudo-artrose em 14 pacientes (93%) em média após 3 meses. Dos pacientes com pseudo-artrose que consolidaram 11 (78%) apresentavam boa função do ombro. Houve 1 caso de infecção profunda.

Baumgart (2000) define rigidez como o termo utilizado para descrever a força necessária para obter deformação do implante. A rigidez é calculada

dividindo-se carga pela deformação. Segundo o autor a rigidez de uma estrutura sempre requer descrição exata da configuração da força e a localização exata da deformação medida.

Klaue et al (2000) investigam o efeito biológico da osteossíntese com placa na tíbia de ovelha. Foram estudadas quatro placas diferentes: DCP em aço inoxidável de sete furos, DCP de sete furos de aço inoxidável com área de secção trapezoidal, DCP de aço inoxidável de baixo perfil e DCP de sete furos de fibra de carbono. Cada placa foi implantada sub-periostealmente em 6 animais, sendo que as placas de baixo perfil e a de fibra de carbono, por terem baixa resistência, foram implantadas sem osteotomia. As placas de aço inoxidável DCP de sete furos convencionai e a trapezoidal foram implantadas em tíbias e depois realizada a osteotomia. Após 52 semanas, os animais foram sacrificados e as tíbias submetidas a avaliação radiográfica e mecânica antes e depois da retirada da placa. Os autores concluem que a placa trapezoidal provoca maior reação óssea com a formação de maior área de secção quando comparada com as outras placas, indicando maior regeneração óssea em relação às outras, e que a osteoporose observada sob a placa é consequência da diminuição da circulação local e não por fatores mecânicos.

Angelini (2001) avalia comparativamente *in vitro* o comportamento mecânico da DCP em ponte e a placa-onda fixadas em bastões de madeira, simulando fraturas tipo B e C da classificação do grupo AO-ASIF para fraturas da diáfise de ossos longos (Müller et al 1990). Os corpos de prova foram submetidos a compressão axial excêntrica com velocidade de deformação constante ajustada para 0,5 mm/s. No testes realizados com a diastase entre os bastões a placa em ponte mostrou rigidez maior que a placa-onda, e dentre as placas em ponte a de 14 furos

apresentou rigidez superior à das placas com 16 e 18 furos. Os modelos com o defeito medial foram montados mantendo-se 2 mm de distância entre os bastões. Observou-se que após o contato entre os bastões, na placa reta em ponte houve redução da rigidez e na placa-onda houve aumento. Comparando-se a rigidez pós contato entre as duas montagens observou-se que a rigidez da placa-onda é quase o dobro daquela da placa em ponte. O autor conclui que nos testes com espaço entre os bastões (fraturas tipo C) a fixação com placa reta em ponte tem rigidez significativamente maior que a fixação com a placa-onda, e que na placa em ponte o aumento da distância entre os pontos de fixação reduz a rigidez. Conclui também que no modelo com a falha medial a placa-onda tem rigidez maior que a placa em ponte.

Gerber et al (2003) relatam seis pacientes portadores de pseudo-artrose da diáfise do úmero pós osteossíntese com haste intramedular tratadas com placa-onda. Os pacientes tinham em média 55 anos de idade e três eram do sexo masculino e três do feminino. As pseudo-artroses foram tratadas com a DCP 4,5 mm moldada na forma de onda, colocada na face anterior do úmero. A moldagem da placa tinha entre 5 e 10 mm de altura e com comprimento suficiente para fixação com pelo menos três parafusos para osso cortical proximal e distalmente. Em todos os casos foi colocado enxerto esponjoso sob a onda. Houve consolidação em todos os casos em média após 4 meses. A função do ombro era excelente em 5 pacientes (83%) e satisfatória em 1 (17%). O cotovelo tinha função similar ao contra-lateral em 5 pacientes (83%). Um paciente apresentou déficit do nervo radial com discreta perda de extensão dos dedos na avaliação final. Não houve nenhuma falha do implante ou infecção. Os autores concluem que, apesar da série pequena, a fixação

da pseudo-artrose do úmero com placa-onda e enxerto ósseo, sem a retirada da haste intramedular, é uma técnica segura e confiável.

Babhulkar et al (2005) avaliam retrospectivamente 113 pacientes portadores de pseudo-artrose da diáfise de ossos longos tratados entre 1987 e 2001, com seguimento mínimo de dois anos. O osso mais frequentemente acometido foi a tíbia em 32% dos pacientes, seguida do fêmur em 20% e do úmero em 18%, outras diáfises representaram 30%. Do total de 23 pseudo-artroses do fêmur, 16 eram assépticas e foram tratadas de várias formas: enxerto e osteossíntese com placa (dois casos), fresagem do canal e fixação com haste intramedular (nove casos) e fixador externo (cinco casos). Todos evoluíram para consolidação. A complicação mais freqüente foi a limitação do movimento do joelho, presente em 30% desses pacientes, seguida da consolidação viciosa em 17%. Os autores concluem que para obtenção de resultados satisfatórios no tratamento das pseudo-artrose das diáfises é importante a correta estabilização, o controle da infecção e a obtenção de ambiente osteogênico adequado.

Khan et al (2005) descrevem as quatro propriedades do enxerto ósseo:

- 1- osteogênese: células sobreviventes no enxerto ósseo mantém a capacidade de produção de osso novo,
- 2- osteoindução: proteínas presentes no enxerto como as proteínas morfogenéticas (BMP) dois, quatro e sete ou a família de fatores de crescimento (TGF) estimulam células mesenquimais que estão ao redor do sitio receptor a se diferenciarem em osteoblastos,
- 3- osteocondução: o enxerto serve de molde para a infiltração de vasos neoformados e adesão de células mesenquimais e
- 4- mecânica: capacidade do enxerto suportar cargas fisiológicas no sítio receptor.

O enxerto de osso esponjoso autólogo apresenta grande capacidade biológica mostrando neovascularização dentro do enxerto precocemente (dois dias) e

formação ativa de osso em quatro semanas. O enxerto autólogo de osso cortical, devido à sua densa arquitetura, apresenta uma revascularização mais lenta e a integração se inicia com atividade dos osteoclastos e não dos osteoblastos. Os autores relatam vários fatores que influenciam na incorporação do enxerto ósseo, dividindo-os em fatores locais e sistêmicos. Descrevem como fatores locais que influenciam negativamente a incorporação do enxerto: radiação prévia, instabilidade mecânica, desnervação e infecção. São descritos como fatores sistêmicos negativos à incorporação do enxerto o uso de corticóide, tabagismo, diabetes mellitus, mal nutrição e doenças metabólicas.

Kojima et al (2005) avaliam o resultado de 25 pacientes portadores de pseudo-artrose da diáfise do fêmur tratados com osteossíntese com placa-onda entre 1993 e 2002. A idade média dos pacientes era de 33 anos e 72% eram do sexo masculino. Após seguimento médio de 76 meses 88% dos casos evoluíram para consolidação. Os outros 12% necessitaram a troca da placa com nova colocação de enxerto ósseo e todos evoluíram para consolidação. A discrepância de membros inferiores foi observada em 32% dos pacientes com a média de 22 mm, 20% apresentou consolidação viciosa em varo e 28% limitação da função do joelho.

Jorge et al (2006) avaliam o resultado do tratamento de 25 pacientes com pseudo-artrose da diáfise do fêmur (julho de 1991 a outubro de 1998) com placa-onda e enxerto ósseo córtico-esponjoso. A idade média era de 26 anos e 19 (76%) eram do sexo masculino. Vinte e três pacientes (92%) apresentavam falha na cortical medial. As placas-onda foram moldadas com 10 mm de altura e segundo os autores com o comprimento mais curto possível. Houve consolidação da pseudo-artrose em 24 pacientes (96%), em média após cinco meses, variando entre cinco e 33 meses. Na avaliação final, seis pacientes (28%) apresentavam discrepância dos

membros inferiores, quatro (16%) consolidaram com deformidade angular. O joelho apresentava restrição do movimento em 4 pacientes (16%). Dois pacientes (8%) apresentaram falha do implante e dois (8%) desenvolveram infecção profunda. Os autores concluem que o tratamento da pseudo-artrose da diáfise do fêmur com a placa-onda tem bom resultado com alta taxa de consolidação (96%).

2. Objetivo

O objetivo desse estudo foi avaliar a influência do comprimento e da altura da onda na carga máxima e na rigidez da fixação com placa-onda de um modelo de cilindro de poliamida com falha medial e contato lateral, com e sem a colocação de bloco de poliamida sob a onda.

3. Material e métodos

Este trabalho foi realizado conjuntamente pelo departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo (DOT-SCM-SP) e o Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – da Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie (LMF-EE-UPM).

Foram utilizadas DCP retas de grandes fragmentos confeccionadas em aço inoxidável 316L, com 4,5 mm de espessura, 16 mm de largura, com 14, 16 e 18 furos ovais de auto-compressão, fabricadas de acordo com a norma internacional ISO 5832-1 pela Synthes Indústria e Comercio Ltda. (Rio Claro, SP).

As placas apresentavam 16,0 mm de distância entre os orifícios e no centro da placa a distância entre os orifícios era de 25,0 mm. As DCP com 14 furos (código 226.14) apresentavam 231,0 mm de comprimento. As com 16 furos (código 226.16) apresentavam 263,0 mm e as com 18 furos (código 226.18) 295,0 mm de comprimento.

As DCP retas foram moldadas para formar quatro diferentes tipos de placa-onda: placas com onda curta e baixa (CB), curta e alta (CA), longa e baixa (LB) e longa e alta (LA) (Fig. 1).

Para a moldagem das placas, foram mantidos um segmento com quatro orifícios em cada extremidade, iniciando a moldagem no quinto orifício. O comprimento da onda curta era de quatro orifícios, e a longa de seis. Nas placas baixas as ondas tinham 10,0 mm de altura e as altas 20,0 mm. Para as placas-onda CB foram utilizadas DCP de 14 furos, com segmento contendo quatro orifícios em cada extremidade e início da moldagem no quinto orifício. A formação da onda com 10,0 mm de altura iniciou partir do sexto orifício e o comprimento da onda foi equivalente a quatro orifícios. Para as placas-onda CA foram moldadas DCP de 16

furos, iniciando a moldagem também no quinto orifício a partir da extremidade, mas formando a onda a partir do sétimo orifício, conferindo 20,0 mm de altura. Estas também tinham quatro orifícios de comprimento da onda (Fig. 1).



FIGURA 1 – Fotografia das quatro moldagens da placa-onda (vista lateral e antero-posterior). A – placa-onda curta-baixa (CB) com quatro furos de comprimento e 10 mm de altura, B – placa-onda curta-alta (CA) com quatro furos de comprimento e 20 mm de altura, C – placa-onda longa-baixa (LB) com seis furos de comprimento e 10 mm de altura e D – placa-onda longa-alta (LA) com seis furos de comprimento e 20 mm de altura.

Foram utilizadas DCP de 16 furos para confeccionar as placas-onda LB, com início de moldagem da onda no quinto orifício a partir da extremidade e formação da onda de 10,0 mm no sexto. O comprimento da onda foi de seis furos. Para as placas-onda LA foram utilizadas DCP de 18 furos com moldagem da onda a partir do quinto orifício e formação da onda de 20,0 mm de altura a partir do sétimo furo, com comprimento de onda de seis furos (Fig. 1).

As placas foram fixadas em cilindros ocos de poliamida de 470,0 mm de comprimento, com 35,0 mm de diâmetro externo e 5,0 mm de espessura de parede.

Para simular a fratura tipo B da diáfise do fêmur segundo a classificação do Grupo AO-ASIF (Müller e cols., 1990), os cilindros foram cortados ao meio e retirado um triângulo isósceles de um dos lados e mantido 10,0 mm de cortical do outro, de forma que no final houvesse contato de 10,0 mm entre as duas metades (Fig. 2).

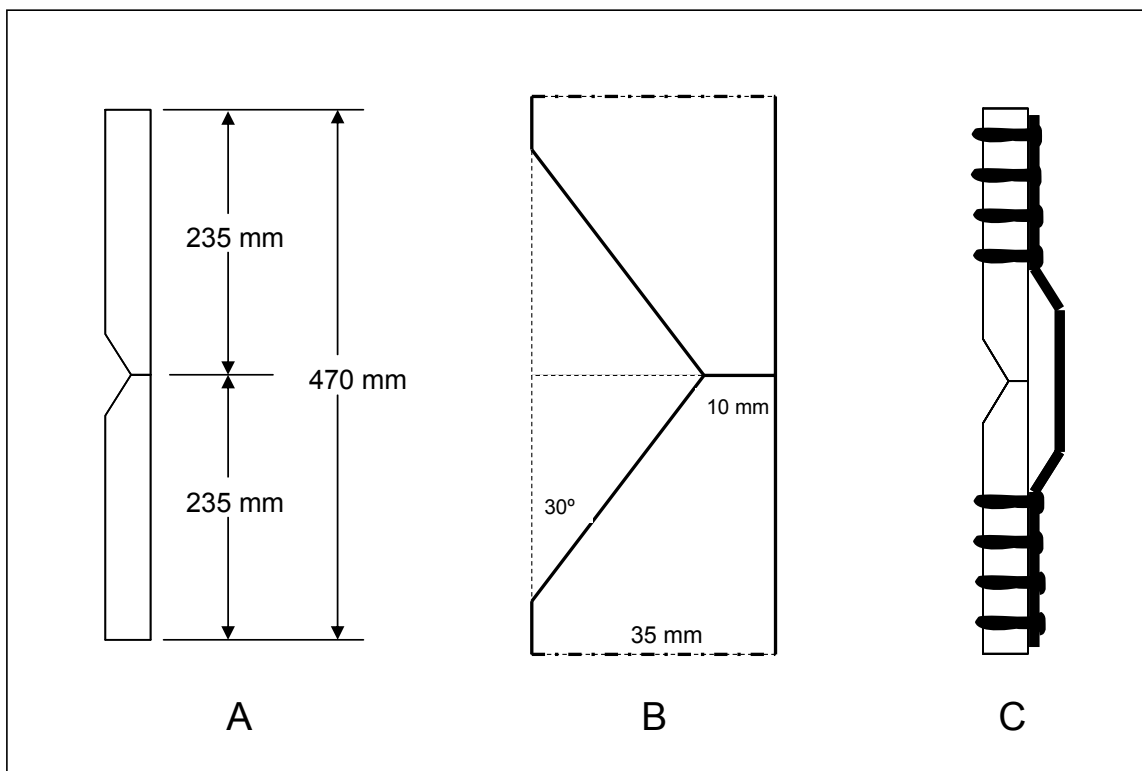


FIGURA 2 – Esquema da confecção dos cilindros de poliamida para utilização como corpo de prova. A – cilindro de poliamida com 470 mm de comprimento dividido em duas partes iguais, B- retirada de dois triângulos mantendo contato de 10 mm entre os dois fragmentos e C – montagem da placa-onda no cilindro de poliamida.

Foram estudadas a carga máxima e a rigidez das quatro moldagens de placas-onda (CB, CA, LB e LA), e as mesmas moldagens com a colocação de um

bloco de poliamida entre a placa e o cilindro, simulando a colocação de um bloco de enxerto tri-cortical de ílaco, denominadas como curta-baixa com enxerto (CB-E), curta-alta com enxerto (CA-E), longa-baixa com enxerto (LB-E) e a longa-alta com enxerto (LA-E). Os blocos de poliamida tinham 10,0 mm e 20,0 mm de altura para uma boa adaptação entre as placas baixas e altas e o cilindro (Fig. 3).

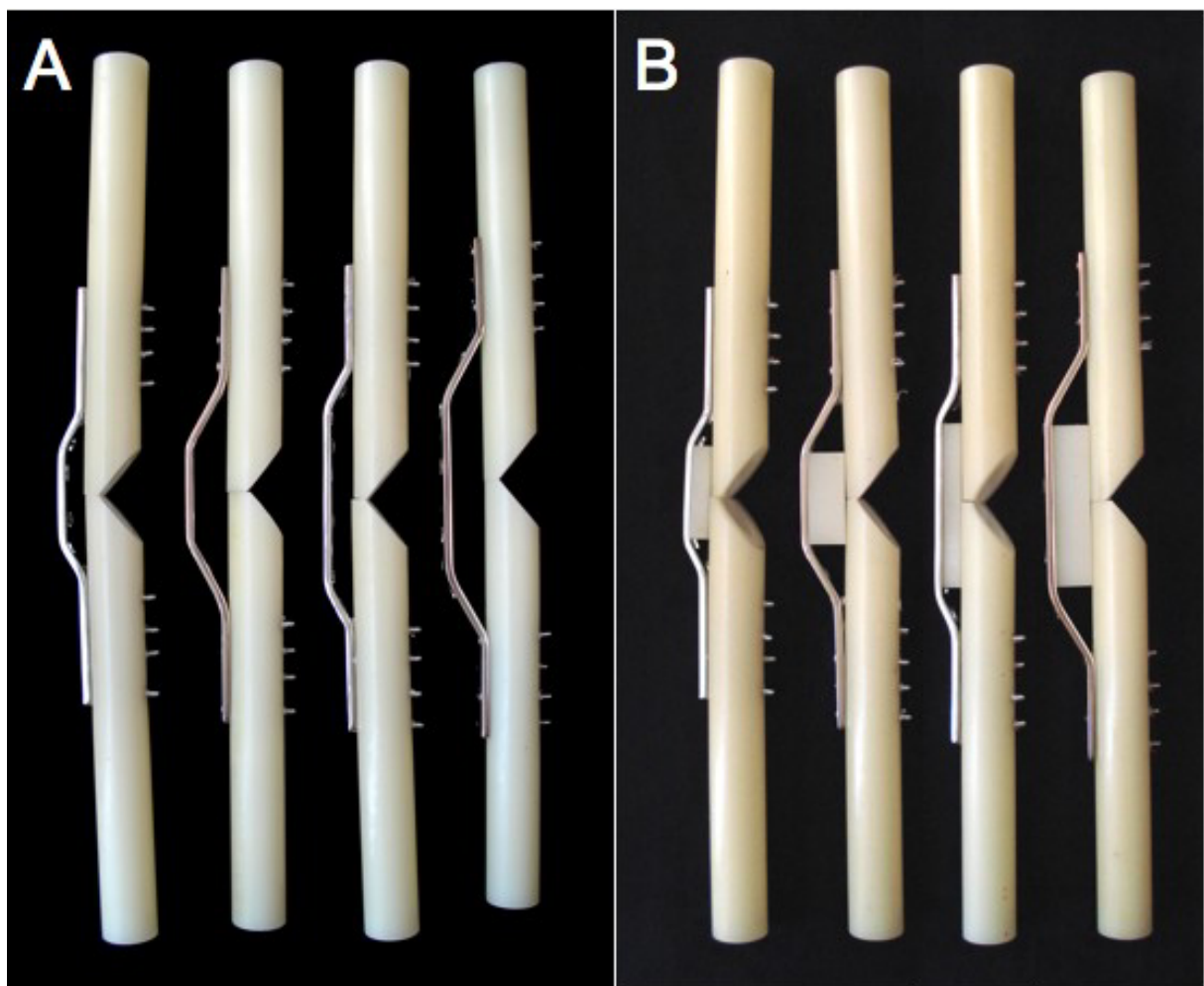


FIGURA 3 – Fotografia das placas-onda fixadas nos cilindros de poliamida sem (A) e com (B) a colocação de bloco de poliamida para simular o enxerto tri-cortical de osso ílaco sob a onda.

Cada um dos oito grupos de estudo foi composto de 11 corpos de prova.

Os corpos de prova foram montados com a fixação das placas-onda nas duas metades do cilindro de poliamida, com o contato de 10,0 mm entre eles abaixo da placa (Fig. 2). As placas foram fixadas com quatro parafusos para osso cortical de 4,5 mm em cada extremidade, utilizando-se a broca de 3,2 mm seguido da fresa de 4,5 mm.

Foram estudadas a carga máxima e a rigidez das moldagens, em testes de compressão axial na máquina universal de ensaios ZD 100 – PU (Fig. 4).



FIGURA 4 – Corpo de prova de poliamida com a placa-onda montada para teste mecânico na Máquina Universal de Ensaio Mecânico tipo ZD-100-PU.

Para melhor simulação das cargas fisiológicas que ocorrem no fêmur o corpo de prova foi instalado na ZD 100 – PU de forma que a carga axial gerasse uma carga excêntrica no modelo, com compressão do lado da falha (medial) e tração do lado da placa-onda (lateral).

Para gerar a carga excêntrica e simular a livre movimentação que ocorre na articulação do quadril, a extremidade superior do corpo de prova era adaptada a uma placa metálica direcionada para o lado medial, com uma esfera de aço de 10,0 mm de diâmetro soldada a 40,0 mm do eixo central do cilindro de poliamida. A extremidade inferior era fixada a outra placa metálica com uma esfera de 10,0 mm de diâmetro soldada no eixo central do cilindro para simular a adaptação que ocorre no joelho com a carga excêntrica ao eixo do fêmur (Fig. 5).

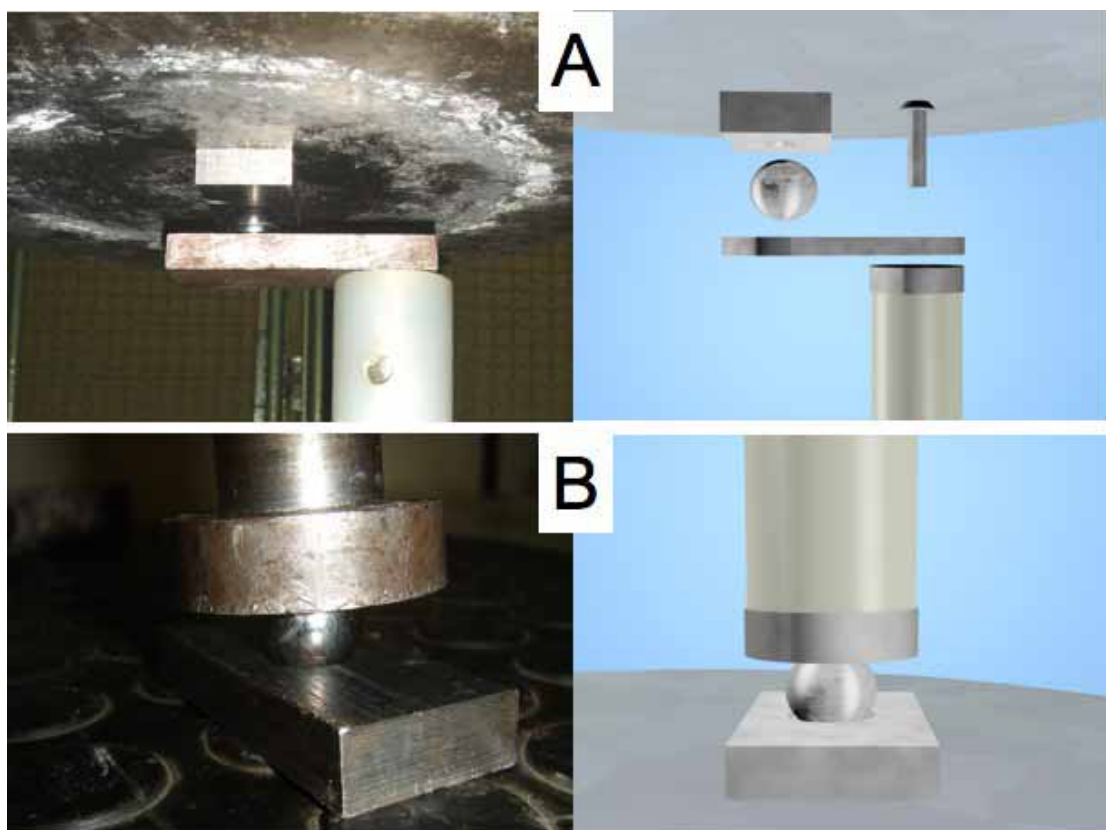


FIGURA 5 – Conexões especialmente confeccionadas para simular a carga excêntrica que ocorre no fêmur. A – conexão superior com uma placa metálica e uma esfera metálica soldada a 40 mm do eixo do cilindro de poliamida, permite movimentação livre em três planos. B – conexão inferior com esfera metálica para simular a adaptação que ocorre no joelho com a carga excêntrica.

Os ensaios mecânicos foram realizados com a aplicação de força de compressão axial com a velocidade de 100 Newtons por minuto (N/mm), e a deformação foi medida em milímetros (mm).

A carga máxima (Cmax) foi medida quando ocorreu a parada do aumento da aplicação da carga pela máquina (Fig. 6). Foram obtidos os gráficos de carga *versus* deformação para cada corpo de prova totalizando 88 testes (Fig. 7).



FIGURA 6 – Peça montada na Máquina Universal de Ensaio Mecânico ZD-100-PU. Final da aplicação da carga pela máquina, momento de medida da carga máxima suportada.

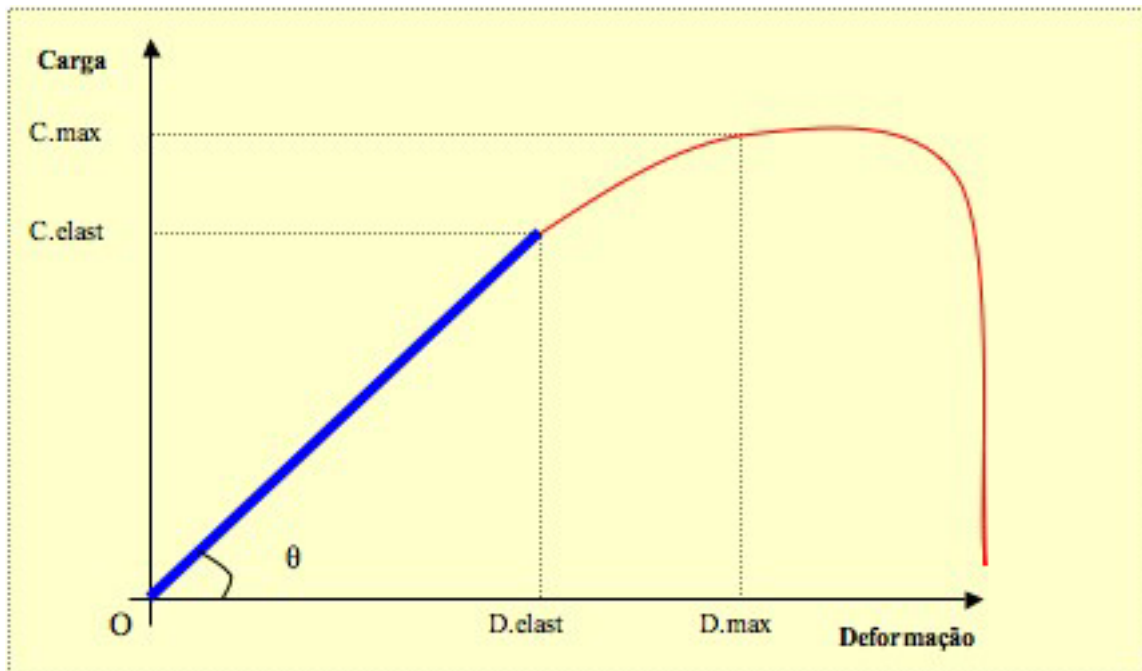


FIGURA 7 – Ilustração do tipo de gráfico carga-deformação obtido ao final do teste mecânico. Carga medida em Newtons (N) e a deformação em milímetros (mm).

A rigidez (R) foi obtida pelo cálculo da tangente ($\tan$) do ângulo θ , formado pela reta (cor azul no gráfico) que representa a inclinação da curva carga *versus* deformação, na região elástica.

Para cada grupo foi calculada a média, o desvio padrão e o erro padrão da média da carga máxima e da rigidez. Foram utilizados o teste não paramétrico da Análise da variância (ANOVA) e o teste t de Bonferroni para análise estatística (Neter et al, 1996), sendo considerado significativo o nível de probabilidade $p < 0,05$.

4. Resultados

Após a aplicação da compressão axial excêntrica nos corpos de prova com a velocidade de 100 Newtons por minuto (N/min) na máquina universal de ensaios ZD 100 – PU, a carga máxima em Newtons (N) obtida para as placas-onda sem a colocação dos blocos de poliamida simulando o enxerto ósseo foram em média as seguintes: CB 64,8 N $\pm$ 3,5; CA 62,4 N $\pm$ 3,4; LB 60,3 N $\pm$ 3,9 e LA 52,1 N $\pm$ 5,9 (Tab. 1 e Graf. 1). A avaliação estatística com a Análise de Variância (ANOVA), seguida das comparações múltiplas de Bonferroni não demonstrou diferença significativa das cargas máximas entre as quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de enxerto ($p > 0,05$).

TABELA 1- Resultado da carga máxima (N) das quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

Grupo	M	DP	m	min	Max
CB	64,8	3,5	65,8	57,9	68,2
CA	62,4	3,4	62,3	55,8	66,7
LB	60,3	3,9	61,4	51,2	64,7
LA	52,1	5,9	52,8	42,8	59,7

N = Newton, M = media, DP = desvio padrão, m = mediana, min = mínimo, Max = máximo, CB = curta-baixa, CA = curta-alta, LB = longa-baixa e LA = longa-alta.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

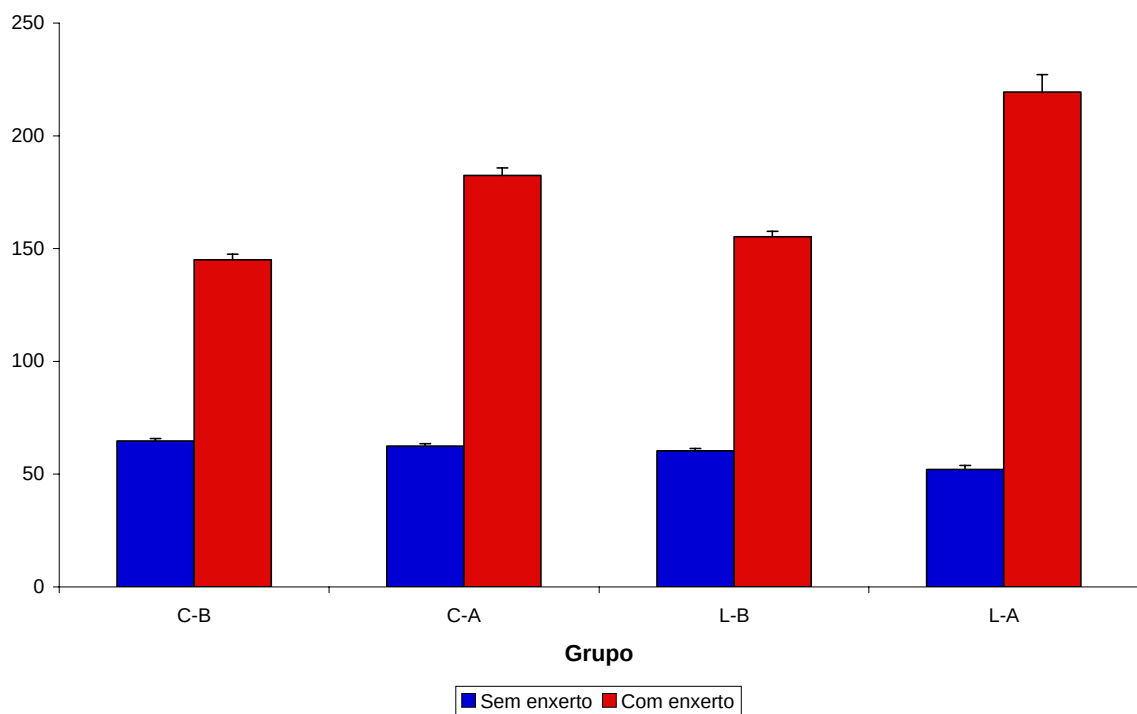


GRÁFICO 1 – Carga máxima das placas-onda submetidas a compressão axial excêntrica. CB = curta-baixa, CA = curta-alta, LB = longa-baixa e LA = longa-alta. Em azul as placas-onda sem a colocação do bloco sob a placa e em vermelho com a colocação do bloco.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

O comportamento mecânico das placas-onda sem enxerto, em relação à carga e deformação é demonstrado no Graf. 2.

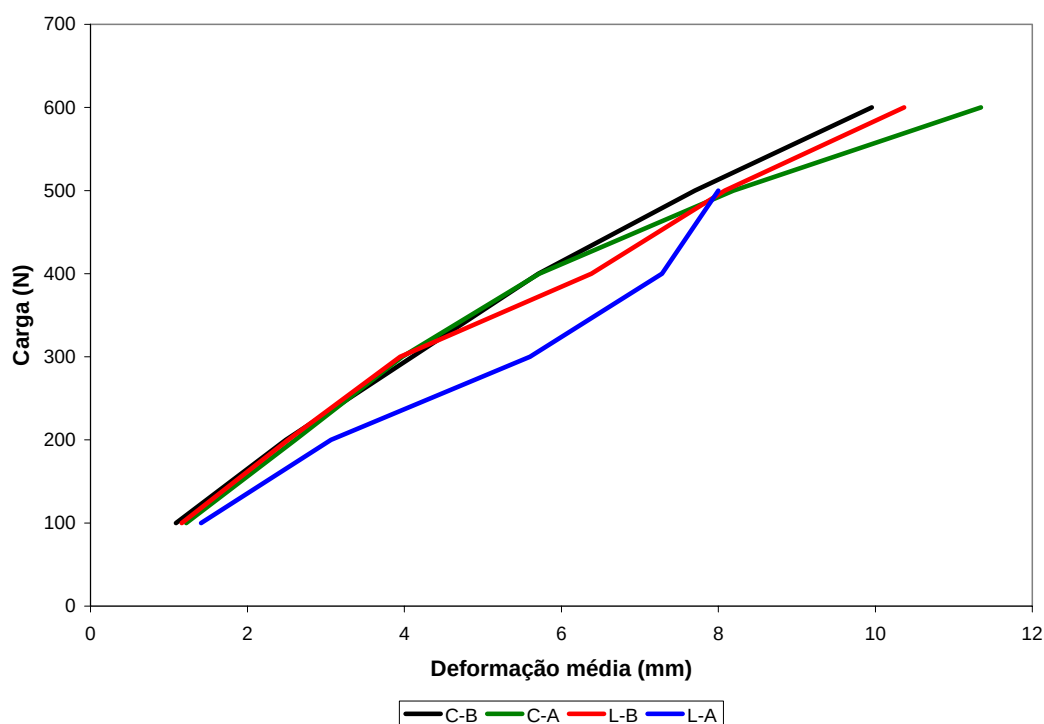


GRÁFICO 2- Gráfico carga-deformação (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de enxerto, submetidas a compressão axial excêntrica.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

A rigidez das placas-onda sem a colocação do bloco de poliamida está demonstrada nas Tab. 2 e Graf. 3. A avaliação estatística não mostrou diferença significativa da rigidez entre os quatro grupos ($p > 0,05$).

TABELA 2- Resultado da rigidez (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

Grupo	M	DP	m	min	Max
CB	56,3	11,8	54,3	42,4	77,7
CA	51,2	12,0	46,4	39,8	72,5
LB	56,5	15,4	50,4	43,5	94,1
LA	50,8	13,9	50,5	34,6	71,0

N = Newton, M = media, DP = desvio padrão, m = mediana, min = mínimo, Max = máximo, CB = curta-baixa, CA = curta-alta, LB = longa-baixa e LA = longa-alta.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

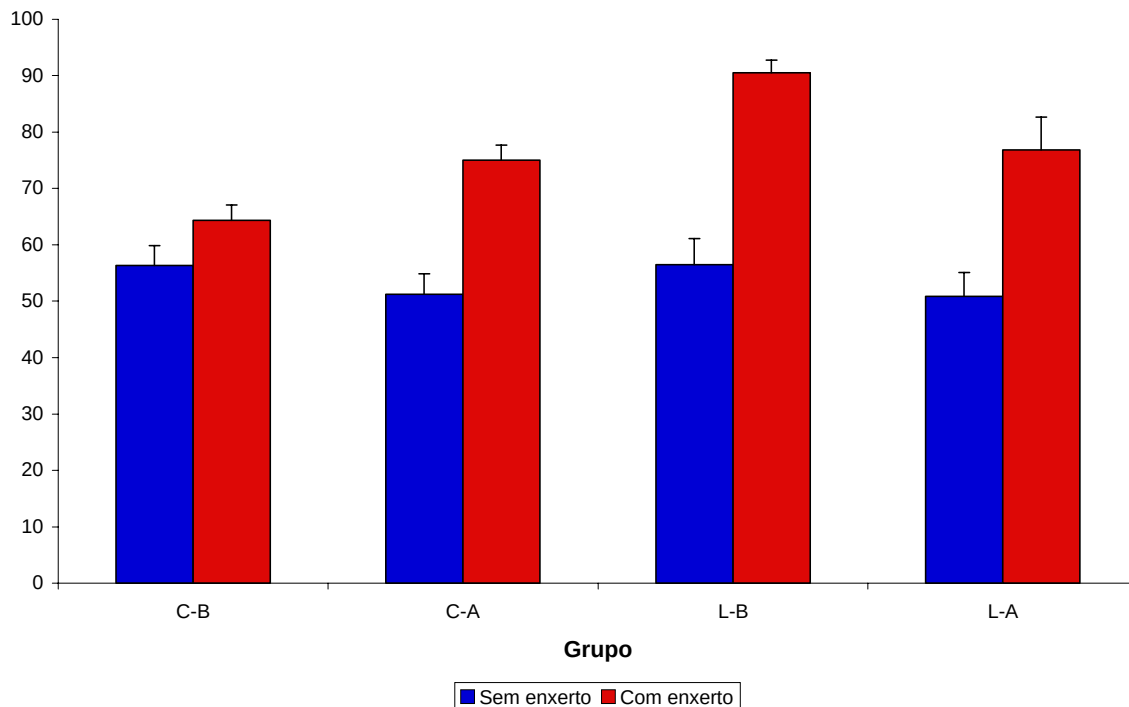


GRÁFICO 3 – Rigidez média das quatro moldagens da placa onda sem a colocação do bloco de poliamida simulando o enxerto ósseo (azul) e com a colocação do bloco (vermelho).

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

A carga máxima (N) das moldagens com a colocação do bloco de poliamida entre a onda da placa e o cilindro de poliamida foi em média de CB-E $145,0 \text{ N} \pm 8,5$; CA-E $182,4 \text{ N} \pm 10,9$; LB-E $107,8 \text{ N} \pm 48,9$ e LA-E $219,5 \text{ N} \pm 25,2$ (Tab. 3 e Graf. 1). A análise estatística mostrou que não há diferença significativa entre a carga máxima das moldagens CB-E, CA-E e LB-E ($p = 0,896$), mas a carga máxima da LA-E é estatisticamente superior à essas três moldagens ($p < 0,05$).

TABELA 3- Resultado da carga máxima (N) das quatro moldagens de placa-onda com a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

Grupo	M	DP	m	min	Max
CB-E	145,0	8,5	142,5	135,4	159,1
CA-E	182,4	10,9	178,1	172,0	199,9
LB-E	155,2	8,0	159,5	142,7	163,8
LA-E	219,5	25,2	208,9	187,6	252,4

N = Newton, M = media, DP = desvio padrão, m = mediana, min = mínimo, Max = máximo, CB-E = curta-baixa com bloco, CA-E = curta-alta com bloco, LB-E = longa-baixa com bloco e LA-E = longa-alta com bloco.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

O Graf. 4 mostra o gráfico carga-deformação das placas-onda com o bloco de poliamida entre a placa e o cilindro.

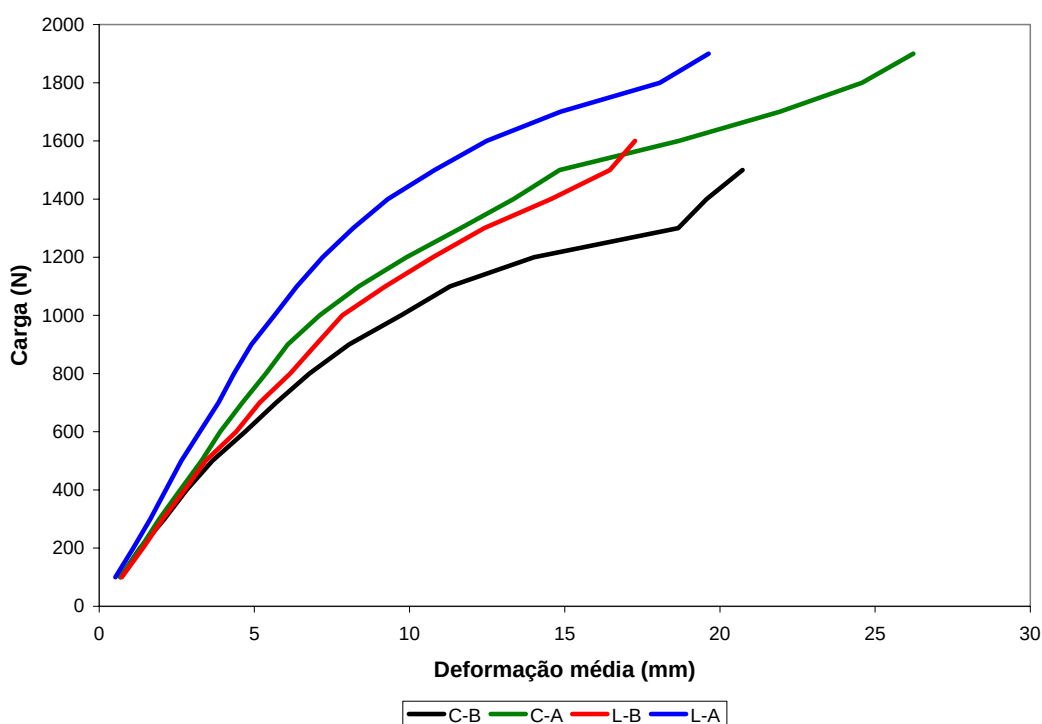


GRÁFICO 4- Gráfico carga-deformação (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda com a colocação do bloco de enxerto, submetidas a compressão axial excêntrica.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

O Graf. 5 mostra o comportamento mecânico dos oito grupos testados, quatro sem a colocação do bloco e quatro com o bloco sob a placa.

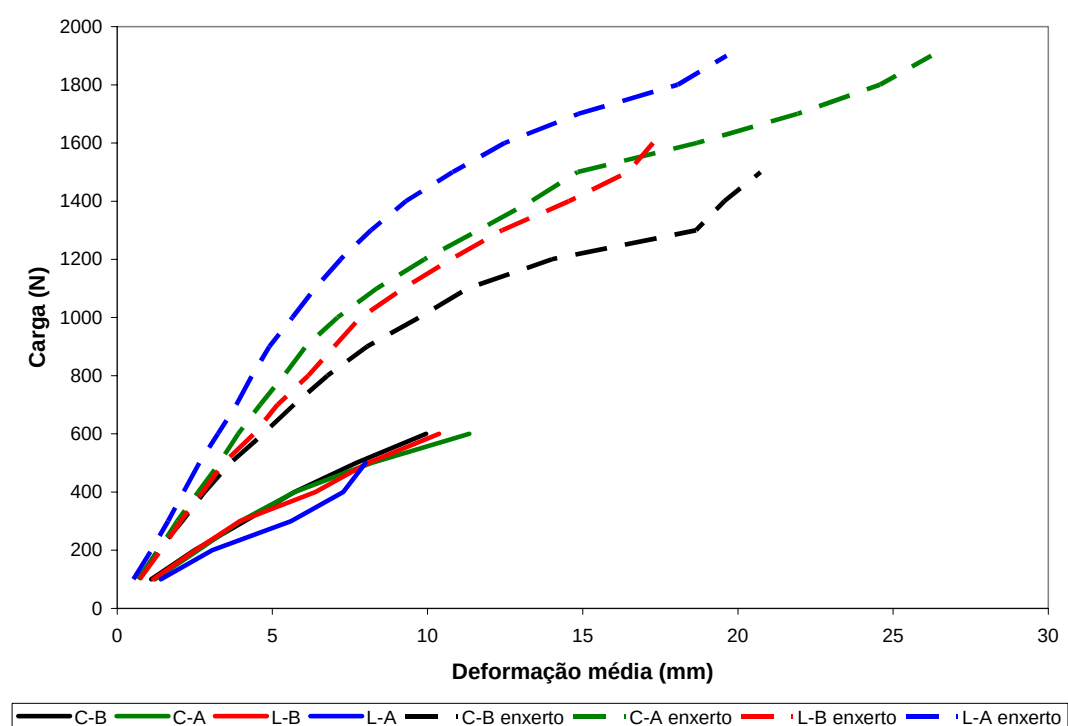


GRÁFICO 5- Gráfico carga-deformação (N/mm) das oito moldagens de placa-onda submetidas a compressão axial excêntrica (CB = curta-baixa, CA = curta-alta, LB = longa-baixa, LA = longa-alta, CB-E = curta-baixa com bloco, CA-E = curta-alta com bloco, LB-E = longa-baixa com bloco e LA-E = longa-alta com bloco).

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

A comparação estatística entre os grupos sem e com o bloco de poliamida simulando o enxerto sob a placa mostrou que todas as moldagens com a

colocação do bloco apresentam carga máxima superior às moldagens sem a colocação do bloco ($p < 0,05$).

A rigidez das montagens da placa-onda com o bloco estão demonstradas na Tab. 4 e no Graf. 3, e a avaliação estatística mostrou que não há diferença significativa entre as moldagens CB-E, CA-E e LA-E ($p > 0,05$). Entretanto, a moldagem LB-E apresentou rigidez estatisticamente superior às outras moldagens ($p < 0,001$).

TABELA 4 - Resultado da rigidez (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda com a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

Grupo	M	DP	m	min	Max
CB-E	64,3	9,1	62,9	53,8	78,0
CA-E	75,0	8,8	74,5	65,0	96,4
LB-E	90,5	7,5	92,4	80,3	98,5
LA-E	76,8	19,3	67,3	57,6	119,0

N = Newton, M = média, DP = desvio padrão, m = mediana, min = mínimo, Max = máximo, CB-E = curta-baixa com bloco, CA-E = curta-alta com bloco, LB-E = longa-baixa com bloco e LA-E = longa-alta com bloco.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

5. Discussão

O modelo mecânico utilizado nesse estudo, procurou simular as forças excêntricas que ocorrem fisiologicamente na diáfise do fêmur. O eixo anatômico do fêmur encontra-se a seis graus lateral em relação ao eixo mecânico formado pelo centro da cabeça do fêmur, o centro da articulação do joelho e o centro da articulação do tornozelo, e quando a força de compressão axial é aplicada na cabeça do fêmur, a transmissão da carga pela diáfise do fêmur cria compressão do lado medial e tração do lado lateral. Essa força excêntrica cria uma força de flexão no fêmur, que pode ultrapassar quatro vezes o peso corpóreo (Kyle, 1985), e cria um ambiente mecânico desfavorável à osteossíntese, pois ao sofrer esforço em flexão o implante está mais sujeito a fadiga e falha.

O esforço em flexão no implante é maior na osteossíntese com placa que com a haste intramedular, pois o momento de flexão que sofre o implante é proporcional à força aplicada e à sua distância do ponto de aplicação da força. Como a placa é fixada à cortical lateral do fêmur, a distância em relação ao eixo mecânico da carga é maior que a da haste, que é colocada no centro do canal medular.

Para a simulação de carga excêntrica nos modelos testados, foi criado um aparato de fixação da porção superior do cilindro de poliamida à máquina de ensaios mecânicos com uma esfera de 40 mm de diâmetro soldada a 40 mm do eixo do cilindro, criando um ângulo de aplicação de seis graus com o eixo do cilindro (Fig. 5-A). A forma esférica da conexão permitia movimento em todos os graus de liberdade, simulando a articulação da cabeça femoral e o acetábulo.

A fixação da porção distal do modelo à máquina de ensaios, com uma placa metálica com uma esfera soldada no eixo do cilindro (Fig. 5-B) teve como

objetivo simular a adaptação da articulação do joelho ao ser submetido a cargas excêntricas.

Dessa forma, com a aplicação da força de compressão axial pela máquina de ensaios mecânicos na porção superior do modelo, houve a geração de força de compressão do lado medial e força de tração do lado lateral no cilindro de poliamida, mecanicamente similar às forças na diáfise do fêmur.

Optou-se pela utilização do cilindro de poliamida para confecção dos corpos de prova para eliminar as variações de geometria e de resistência comuns em espécimes cadavéricos. Como o objetivo era a avaliação da resistência da placa e não da interface parafuso osso, a substituição do modelo cadavérico por modelos sintéticos elimina uma fonte de viés (Gardner et al, 2006; Fulkerson et al, 2006).

A pseudo-artrose é a falha do processo de consolidação da fratura, e é caracterizada pela persistência do traço de fratura e a falta de evolução dos sinais de consolidação na avaliação radiográfica. Está relacionada com vários fatores causais sistêmicos e locais. Dentre os fatores sistêmicos estão relacionados a deficiência nutricional, o politraumatismo, as doenças sistêmicas e o tabagismo. Dos fatores locais os mais relevantes são a exposição da fratura e a desvitalização dos tecidos moles e ósseo.

Segundo Weber e Cech, as pseudo-artroses podem ser classificadas em viáveis e inviáveis, segundo as condições de vitalidade dos fragmentos. As pseudo-artroses viáveis, que também são conhecidas como hipervasculares ou hipertróficas, apresentam rico suprimento sanguíneo na extremidade dos fragmentos e são capazes de reação biológica. Geralmente são ocasionadas por falta de estabilidade, que gera excesso de mobilidade no foco de fratura. São solucionadas com estabilização óssea, que pode ser obtida com placa, haste intramedular ou

fixador externo (Rosen,1979; Bellabarba et al, 2001; Finkemeier e Chapman, 2002; Patil, 2006).

A pseudo-artrose inviável é também conhecida como avascular ou atrófica, pois apresenta pobre suprimento sanguíneo nas extremidades dos fragmentos e baixa capacidade de resposta biológica. Consequentemente, além da osteossíntese estável é necessário agregar estímulo biológico local para produzir a consolidação. A fonte mais utilizada é o auto-enxerto retirado do osso ilíaco (Babhulkar et al, 2005).

As pseudo-artroses inviáveis podem ser subdivididas em quatro tipos: por cunha de torção, necrótica, por falha de segmento e atrófica. A por cunha de torção se caracteriza pela presença de um fragmento em cunha, que devido à vascularização deficiente apresenta consolidação a um dos fragmentos principais, mas não ao outro. A cominutiva apresenta um ou mais fragmentos intermediários desvascularizados, que não apresentam sinais de consolidação aos fragmentos principais. A pseudo-artrose por falha de segmento, que geralmente ocorre após fratura exposta ou trauma de alta energia, no início apresenta viabilidade dos fragmentos principais, entretanto não consolidam devido à falta do segmento ósseo, e com o decorrer do tempo as terminações tornam-se inviáveis. A do tipo atrófica geralmente é o resultado final de quando há perda ou absorção dos fragmentos intermediários, que são substituídos por tecido cicatricial sem potencial osteogênico.

Para esse estudo foi optado pela simulação da pseudo-artrose do tipo inviável subtipo em cunha, isto é, a que apresenta contato entre os fragmentos principais e há falha da consolidação por deficiência vascular do fragmento em cunha.

O tipo de fratura da diáfise que geralmente leva à esse tipo de pseudo-artrose é a fratura do tipo B da classificação AO (Müller et al, 1987), provocada por moderada a alta energia de trauma e, portanto, com maior comprometimento das partes moles. No único caso descrito por Blatter e Weber (1990) a fratura inicial era do tipo B, nos estudo de Jorge et al (2006) 60% das pseudo-artroses começaram como fratura tipo B e no de Kojima et al (2005) 32%. Em muitas situações o fragmento em cunha fica completamente desprovido de inserção de partes moles, portanto com deficiência no potencial de neoformação vascular e produção de osteoblastos (Stevenson, 1998). No fêmur, mesmo o fragmento apresentando alguma capacidade de resposta biológica de consolidação, se esta ocorrer lentamente, devido às altas cargas excêntricas no osso, o implante ficando submetido a forças cíclicas de flexão pode não suportar pelo tempo necessário para que a consolidação aconteça, ocasionando a quebra ou soltura do implante com instabilização do foco de fratura e evolução para pseudo-artrose.

Uma das opções para o tratamento da pseudo-artrose da diáfise do tipo inviável em cunha é a placa-onda (Blatter e Weber 1990, Ring et al, 1997, Ring et al, 2000, Gerber et al, 2003, Kojima et al, 2005, Jorge et al 2006).

Para confecção da placa-onda utiliza-se uma DCP 4,5 mm reta e longa, curvando-a na região central, com o moldador-de-mesa para placas para modelar a onda.

A moldagem da onda na placa faz com que haja o afastamento da placa em relação à cortical óssea, conferindo à osteossíntese vantagens biológicas e mecânicas. Do ponto de vista biológico o afastamento permite que a vascularização óssea do local da pseudo-artrose seja preservada (Blatter e Weber, 1990), ao contrário da DCP reta convencional, que para ter fixação eficiente é

necessário contato íntimo entre a placa e o osso, criando uma superfície de atrito entre ambos. A ausência do contato placa-osso permite a irrigação normal do osso cortical abaixo da placa, evitando as alterações isquêmicas advindas da pressão da placa contra a cortical (Klaue et al, 2000).

Outra vantagem biológica pode ser conseguida com a colocação de enxerto ósseo sob a onda, entre a placa e o osso. O enxerto pode ser de osso esponjoso, cortical ou misto córtico-esponjoso, e geralmente é retirado do osso ilíaco. Dependendo do tipo do enxerto, terá diferente capacidade de osteogênese, osteoindução, osteocondução e mecânica (Babhulkar et al, 2005).

O enxerto de osso esponjoso, por ter grande superfície de contato coberta por células vivas tem um potencial osteogênico maior que o de osso cortical, mas para manutenção desta característica deve ser retirado no momento mais próximo possível da utilização e deve ser manipulado com cuidado para evitar a morte das células. A osteoindução é dependente de fatores presentes no enxerto, que recrutam células mesenquimais que se diferenciam em células cartilaginosas ou ósseas. Esses fatores também estão em maior quantidade e mais disponíveis no enxerto esponjoso. A osteocondução é mais rápida no enxerto esponjoso, pois devido à sua característica porosa os vasos neoformados, osteoblastos e precursores de osteoblastos conseguem infiltrar os espaços mais facilmente. Conferir resistência mecânica ou estrutural é a única característica que o enxerto de osso cortical é superior ao esponjoso. É possível a utilização do enxerto córtico-esponjoso, com a retirada de duas ou três paredes do osso ilíaco envolvendo o osso esponjoso, desta forma obtendo a associação das características biológicas e mecânicas (Stevenson, 1998; Khan et al, 2005).

No tratamento da pseudo-artrose com a placa-onda a colocação de enxerto sob a placa é recomendada, visto que ela é indicada na do tipo inviável. A colocação de enxerto exclusivamente esponjoso propiciaria o estímulo à neoformação vascular e atração de células, mas não agregaria o reforço estrutural do enxerto cortical.

A presença da onda por si, sem a colocação de enxerto ou com a colocação de enxerto esponjoso (sem características estruturais) altera favoravelmente as condições biomecânicas no local da pseudo-artrose da diáfise. Normalmente no fêmur as forças de compressão passam pela cortical medial e a de tração pela lateral. Se houver falha na cortical medial, haverá um grande esforço em flexão na placa colocada na cortical lateral. A presença da onda afastando a placa do osso redireciona as forças no foco da pseudo-artrose, transferindo a força de compressão da cortical medial para a cortical lateral, e a placa passa a suportar força de tração e não flexão. Segundo Blatter e Weber (1990) a colocação de enxerto córtico-esponjoso (com capacidade estrutural) sob a onda aumenta ainda mais a resistência mecânica da fixação.

Vários estudos mostram o tratamento de pseudo-artrose da diáfise com a placa-onda, com bons resultados em relação à consolidação, mesmo em situações complexas do ponto de vista mecânico e biológico. Ring et al (1997) descrevem a consolidação de 41 de 42 pseudo-artroses complexas da diáfise do fêmur, Kojima et al (2005) 22 de 25 e Jorge et al (2006) 24 de 25 pseudo-artroses da diáfise do fêmur.

Em relação à fixação da placa-onda, tanto os estudos clínicos quanto os experimentais mecânicos recomendam a fixação com pelo menos quatro parafusos para osso cortical proximal e quatro distalmente (Blatter e Weber 1990,

Ring e cols, 1997, Karnezis 2000, Angelini 2001, Gerber et al, 2003, Jorge et al, 2006).

Avaliando-se a descrição das moldagens da onda nos vários estudos clínicos, observamos que não há precisão na descrição nem do comprimento e nem da altura da onda. Blatter e Weber (1990) utiliza uma placa angulada de 95° com uma onda com comprimento equivalente a 6 furos da placa. Ring et al (1997) descrevem a moldagem da onda nos seus 47 casos com altura entre cinco e dez milímetros, e o comprimento para ter a equivalência de um parafuso proximal e um distal à área de pseudo-artrose. Ring et al (2000) utilizam os mesmos parâmetros de altura e comprimento no tratamento da pseudo-artrose da diáfise do úmero. Kojima et al (2005) não descrevem a altura das ondas, mas descrevem que o comprimento variou de 45 mm a 118 mm, com a média de 75 mm. Jorge et al (2006) também não descrevem a altura da onda, somente o comprimento como sendo o mais curto possível desde que ultrapassasse a área de pseudo-artrose.

No planejamento pré-operatório é freqüente a dúvida de qual deve ser o comprimento e a altura ideal da onda a ser moldada, pois isso tem interferência no comprimento da DCP 4,5mm a ser utilizada e no tamanho do enxerto a ser retirado. Para a correta decisão é importante saber qual a diferença mecânica entre as diferentes moldagens da onda, isto é, ondas curtas ou longas e altas ou baixas. Após extensa busca na literatura não encontramos estudo que avaliasse a diferença mecânica das possíveis moldagens da placa-onda.

Nosso estudo avaliou as combinações possíveis de moldagem da onda, analisando o comportamento mecânico das moldagens curta-baixa, curta-alta, longa-baixa e longa-alta. A curta tinha o comprimento equivalente a quatro furos da placa DCP 4,5 mm larga, ou 60,0 mm. Essa é a moldagem mais curta possível, pois

o comprimento equivalente a dois furos torna a onda muito curta para a colocação de enxerto sob a placa e extremamente difícil de ser moldada. Além disso, como geralmente a área desvitalizada nas extremidades dos fragmentos não é pequena, a onda muito curta não teria utilidade. Como moldagem longa foi decidido o comprimento equivalente a seis furos da placa (90,0 mm), que somando a área de declive dos dois lados a onda tinha o total de 130,0 mm de comprimento. Acreditamos que seria muito rara a indicação de moldagem de onda mais longa que essa, pois para sua colocação seria necessária grande desvitalização tecidual e poderia comprometer as fixações proximal e distal por se aproximar demais das regiões meta-epifisárias.

Para a altura decidimos pela padronização de 10,0 mm para as baixas e 20,0 mm para as altas. Optou-se pela de 10,0 mm por ser a que tem descrição na literatura e a de 20,0 mm por acreditarmos ser difícil a utilização de placas com onda mais alta, por dificuldade de cobertura das partes moles.

Com esses padrões de comprimento e altura conseguiu-se a moldagem uniforme das placas-onda, realizadas mecanicamente e sempre iguais.

A decisão de se estudar o comportamento mecânico com e sem a colocação do bloco de poliamida sob a onda foi porque, apesar da recomendação dos idealizadores da placa-onda (Blatter e Weber, 1990) da necessidade da colocação do enxerto córtico-esponjoso, alguns cirurgiões optam pela colocação do enxerto exclusivamente esponjoso, que não tem propriedade estrutural. E também porque mais recentemente alguns autores passaram a considerar a utilização da placa-onda como forma de osteossíntese biológica em fraturas da diáfise do fêmur sem a colocação do enxerto sob a placa (Pires et al, 2006).

As placas-onda testadas sem a colocação do bloco de poliamida sob a onda simulando a colocação do enxerto córtico-esponjoso, não mostraram diferença significativa na carga máxima suportada (CB = $64,8 \text{ N} \pm 3,5$; CA = $62,4 \text{ N} \pm 3,4$; LB = $60,3 \text{ N} \pm 3,9$ e LA = $52,1 \text{ N} \pm 5,9$).

Durante a realização dos testes mecânicos sem a colocação do bloco de poliamida sob a onda foi observado que, iniciada a aplicação da carga axial excêntrica, a placa sofria deformação elástica em flexão, tendo como fulcro o ponto de contato entre os dois cilindros. Esse efeito foi descrito como a transferência da força de compressão da cortical medial para a cortical lateral e a força de tensão para a placa (Blatter e Weber, 1990). Com o aumento da carga, por não haver o bloco como anteparo entre o cilindro e a placa, ocorreu a deformação em flexão do corpo de prova, com o deslocamento do ponto de contato entre os cilindros em direção à placa (Fig. 6-B). Nesse momento havia parada no aumento da carga suportada, e esse foi o ponto que se considerou a carga máxima. A manutenção da aplicação da carga levava ao contato dos cilindros com a parte interna da onda e novamente aumento da carga, agora por transferência da força de flexão para a placa. Esse aumento não foi considerado, pois considerou-se falha do sistema com a queda ocorrida após a flexão do corpo de prova. Em nenhum teste ocorreu quebra da placa ou soltura dos parafusos.

Como a falha ocorreu por encurvamento no ponto de contato entre os cilindros, houve pouca influência do comprimento ou da altura da onda na resistência mecânica. Todavia, é possível observar uma tendência de redução da resistência máxima com as moldagens longas. Esse fenômeno deve ter tido relação com a área de trabalho da fixação.

Considerando-se a área de trabalho como a distância entre o ponto de contato entre os dois cilindros de poliamida e o primeiro parafuso de fixação de cada lado, vemos que as moldagens longas tem área de trabalho também mais longas, o que permite maior escape do cilindro, e explica porque essas mostraram resistência menor que as moldagens curtas.

A rigidez é uma propriedade de corpos com características elásticas e é definida como a força necessária para produzir uma certa quantidade de deformação (Baumgart, 2000). Os gráficos obtidos dos testes mostram que os corpos de prova da placa-onda sem o bloco de poliamida têm um comportamento elástico (Graf. 2). Avaliando comparativamente os resultados da rigidez ($CB = 56,3 \text{ N/mm} \pm 11,8$; $CA = 51,2 \text{ N/mm} \pm 12,0$; $LB = 56,5 \text{ N/mm} \pm 15,4$ e $LA = 50,8 \text{ N/mm} \pm 13,9$) com a Análise de Variância e o teste de Bonferroni observamos que não houve diferença estatisticamente significativa. Mas observa-se uma tendência das placas-onda baixas apresentarem rigidez maior que as altas, isto é, é necessário mais carga na placa-onda baixa para provocar a mesma deformação que a placa-onda alta. Em outras palavras, podemos dizer que as placas-onda baixas sem a colocação do bloco de poliamida tem uma tendência de serem mais rígidas, ou menos elásticas, que as placas-onda altas, ou seja, resistem mais à deformação plástica.

Frente a esses dados, quando a placa-onda for utilizada sem enxerto ou com enxerto esponjoso sem função estrutural, a moldagem curta e baixa, utilizando uma DCP de 14 furos com comprimento de onda equivalente a quatro furos e 10,0 mm de altura, suportaria maior carga e apresentaria maior rigidez. Não haveria nenhum ganho na utilização de placas-onda mais longas ou mais altas.

Confirmando as afirmações de Blatter e Weber (1990), a colocação do bloco de poliamida simulando um enxerto estrutural entre a placa e o cilindro aumentou a resistência em três a quatro vezes (Graf. 1). Todas as moldagens com o bloco mostraram carga máxima significativamente superior às moldagens sem o bloco ($\alpha < 0,05$).

Na análise desse aumento da resistência provocado pela colocação do bloco, deve-se levar em consideração que ele era confeccionado de poliamida maciço. Por ser sólido e homogêneo deve ter um comportamento biomecânico diferente do enxerto córtico-esponjoso, que é composto por osso esponjoso envolto por três paredes delgadas de osso cortical. Isso pode provocar valores maiores *in vitro* neste estudo, que quando comparado com a situação real *in vivo*.

A colocação do bloco de poliamida sob a onda aumentou a resistência mecânica do sistema por impedir a fuga do cilindro de poliamida para baixo da onda. Ao se aplicar a força axial, ela é inicialmente transferida como força de flexão na placa com fulcro no ponto de contato entre os cilindros. Com o aumento da carga o cilindro tenta se deformar para baixo da onda e pressiona o bloco, que transfere a força para placa como força de encurvamento, fazendo a placa trabalhar como uma banda de tensão. A falha ocorreu por deformação da placa.

A carga máxima suportada pela placa-onda LA-E ($219,5 \text{ N} \pm 25,2$) foi significativamente maior que as outras três moldagens (CB-E $145,0 \text{ N} \pm 8,5$; CA-E = $182,4 \text{ N} \pm 10,9$ e LB-E = $155,2 \text{ N} \pm 8,0$) ($\alpha < 0,05$). A placa LA-E apresentou resistência aproximadamente 20% maior que a placa-onda CA-E e aproximadamente 30% maior que as placas-onda CB-E e LB-E.

Observando o Graf. 1 vemos que a altura da onda teve relação com o aumento da resistência, pois a de maior resistência foi a LA-E e a segunda maior foi

a CA-E. Nessa situação o comprimento da onda também influenciou o resultado, sendo que a opção longa apresenta maior resistência. Nas placas baixas não houve diferença entre a placa mais longa e a mais curta.

Portanto, na situação de uso clínico da placa-onda com o enxerto tri-cortical sob a onda, se buscarmos uma moldagem de maior resistência devemos optar pelas moldagens com ondas longas e altas. Se por algum motivo, optarmos por ondas baixas, de 10,0 mm, o comprimento da onda não terá influência na resistência máxima, portanto podemos optar pela onda curta.

Analisando a rigidez vemos que a moldagem mais rígida foi a LB-E, isto é, ela é a moldagem que apresentou menor elasticidade. Se considerarmos que no tratamento da pseudo-artrose recomenda-se um sistema mais rígido, que permite menor movimento no foco, essa moldagem deve ser considerada.

Para o uso clínico, se levarmos em conta conjuntamente a resistência máxima e a rigidez das moldagens, se buscarmos um sistema de maior resistência, portanto de maior durabilidade, a melhor opção seria a placa-onda LA-E, pois é a que apresenta a maior resistência e alta rigidez. Utiliza-se uma DCP de 18 furos com moldagem a partir do quinto orifício de cada lado, formando uma onda de seis furos comprimento e 20,0 mm de altura. Entretanto devemos considerar que em alguns pacientes será difícil a utilização de ondas com 20,0 mm de altura, por exemplo pacientes de pequeno porte físico e pseudo-artrose do fêmur com associada deficiência de cobertura de partes moles. Nesse caso a opção seria pelas placas com ondas de 10 mm, que quanto à carga máxima não há diferença entre as placas curtas e longas, mas a rigidez da longa é significativamente maior que a da curta. Portanto, se utilizar a placa-onda baixa com enxerto sob a onda a opção de maior resistência seria a longa. A placa LB-E é obtida com a moldagem de uma DCP de 16

furos com moldagem da onda com 10,0 mm de altura e seis furos de comprimento a partir do quinto furo a partir de cada extremidade da placa.

Devemos levar em consideração também que além do papel mecânico, o enxerto tri-cortical, que é composto de três paredes corticais do osso ilíaco preenchido por osso esponjoso, também tem potencial osteogênico e osteoindutor. Ao liberar fatores e proteínas estimuladores da formação óssea, provoca neoformação vascular e a diferenciação de células mesenquimais para osteoblastos ou condroblastos (Khan et al, 2005). Esse processo leva à integração do enxerto, com sua gradual substituição por osso neoformado. Através da integração do enxerto os capilares neoformados têm condição de chegar ao osso cortical desvascularizado e com o tempo revascularizá-lo. O processo de integração do enxerto cortical é mais lento que o do esponjoso, e mais ainda do osso cortical necrótico (Stevenson 1998), pois inicia o processo com a ativação de osteoclastos e não dos osteoblastos.

A indicação clássica da placa-onda é no tratamento da pseudo-artrose da diáfise, mas ela também pode ser utilizada no tratamento de fraturas agudas como relatado por Pires et al (2006). O tratamento padrão atual para as fraturas da diáfise do fêmur é a fixação com haste intramedular bloqueada, que tem mostrado consolidação em mais de 95% dos casos (Kempf et al, 1985; Wiss et al, 1986; Sojbjerg et al, 1990; Rossetti et al, 1997), especialmente com a fresagem do canal que deposita elementos osteo-indutivos no foco da fratura e aumenta o fluxo sanguíneo periosteal local (Grundnes et al, 1994; Reichert et al, 1995).

Entretanto, ainda existe indicações para osteossíntese das fraturas do fêmur com placa, por exemplo em ossos com canal muito estreito, fratura ipsilateral do colo do fêmur, fratura ao redor de consolidação viciosa prévia e associada a

lesão vascular. Além dessas ainda podemos citar a falta da familiaridade com a técnica de inserção da haste intramedular, não disponibilidade da haste intramedular ou da fluoroscopia, e também a preferência do cirurgião pela fixação com a placa.

Nas fraturas multifragmentadas, se indicada a osteossíntese com placa, a melhor opção é a colocação da placa em ponte, submuscular, através de pequenas incisões, que preserva a vascularização da zona da fratura, que tem mostrado resultados semelhantes às fixações com haste intramedular bloqueada (Wenda et al, 1997; Shimabukuro et al, 1997; Orr et al, 2002).

A fratura de traço simples na diáfise, quando não fixada com haste intramedular, classicamente tem indicação de fixação com estabilidade absoluta, com a redução anatômica e a compressão do foco (Rüedi e Luscher, 1979; Geissler et al, 1995). A desvantagem desse método é a sua maior exigência técnica na realização e maior desvitalização óssea e de tecidos moles.

Na busca de uma opção com menor agressão, Pires et al (2006) descrevem em seu estudo transversal que há cirurgiões no Brasil utilizando a placa-onda como alternativa para o tratamento das fraturas de traço simples do fêmur. Apesar da comunicação pessoal de alguns autores da utilização da placa-onda nas fraturas recentes do fêmur não foi encontrado nenhum estudo clínico publicado.

Em relação ao comportamento mecânico da placa-onda em fraturas de traço simples, Karnezis (2000) avaliou a fixação de fraturas em modelos de compósitos de fêmur com traço simples, com fragmentação medial e com multifragmentação fixadas com DCP de 8 furos, placa-onda e placa em ponte. Os resultados foram comparados, em porcentagem, em relação aos mesmos testes feitos em um modelo compósito sem fratura. Em relação à fixação da fratura de traço simples todas as fixações apresentaram resistência à compressão axial acima

de 80% em relação ao osso intacto, com a DCP atingindo valor próximo a 100%. Nas fraturas tipo B com perda medial de 25 e 75%, mas com contato da cortical lateral, à resistência à compressão axial tanto a placa em ponte quanto a placa-onda ultrapassaram 80% do osso intacto. O teste com a simulação de uma fratura tipo C, aquela que não há contato entre o fragmento proximal e distal, a placa ponte manteve 80% de resistência à compressão axial, mas a DCP e a placa-onda caíram para menos de 30%. Se utilizarmos esses dados para decidir sobre a fixação da fratura aguda do fêmur, vemos que nas fraturas transversas tanto a placa ponte quanto a placa-onda conferem uma boa resistência. Nas fraturas tipo B seria indiferente, pois ambas apresentaram a mesma resistência. Porém nas fraturas sem contato entre os principais fragmentos (tipo C) a melhor opção seria a placa ponte, que oferece resistência superior à placa-onda.

Angelini (2001) comparou a rigidez da fixação de modelos de fraturas tipo B e C com placa reta em ponte e placa-onda. Nas fraturas tipo C obteve resultado semelhante ao de Karnezis (2000), com a placa ponte apresentando maior rigidez que a placa-onda. Seus resultados mostram que quanto mais longa a DCP utilizada para fixação em ponte menor a rigidez. Nos modelos simulando a fratura tipo B, com falha da cortical medial e após o contato da cortical lateral, a placa-onda apresentou maior rigidez. Portanto, segundo seus dados para a fixação da fratura tipo C também estaria melhor indicada a placa em ponte, porém na tipo B a placa-onda seria melhor.

Levando-se em consideração os estudos de Karnezis (2000), Angelini (2001) e os dados obtidos no nosso estudo, a melhor indicação para as fraturas recentes tipo B seria a placa-onda e não a placa em ponte. Como nessa situação não é utilizado o enxerto sob a placa, o comprimento e a altura da onda não terão

influência na resistência da placa-onda, portanto pode-se utilizar a placa-onda com onda curta e baixa. Já nas fraturas tipo C a placa em ponte parece ter melhor desempenho mecânico.

Felizmente com a evolução dos conceitos da osteossíntese, rumo à fixação biológica das fraturas, isto é, passando da estabilização absoluta das fraturas da diáfise para a fixação com estabilidade relativa com haste intramedular a incidência da pseudo-artrose reduziu de forma significativa (Wiss et al, 1986; Sojbjerg et al, 1990; Rosseti et al, 1997). Entretanto, elas ainda acontecem, seja por falha mecânica da fixação ou dano biológico provocado pelo trauma ou pela cirurgia.

Comparando os resultados do tratamento da pseudo-artrose do fêmur com a troca da haste intramedular com a fresagem do canal e a colocação de outra haste intramedular (Hak et al, 2000; Weresh et al, 2000; Finkemeier et al, 2002; Wu & Chen, 2002; Banaszkiewicz et al, 2003) e a manutenção da haste e osteossíntese com placa (Ueng et al, 1997; Choi e Kim et al, 2005) ou a retirada da haste e fixação com placa (Bellabarba et al, 2001), observamos que o tratamento com a placa obteve um índice de consolidação maior que a troca da haste, 96% contra 75%, respectivamente. O tempo para consolidação foi igual, mas a taxa de complicações pós troca da haste (27%) foi maior que após o tratamento com a placa (18%). Esses dados colocam a placa como uma excelente opção para o tratamento da pseudo-artrose do fêmur. E dentre as possibilidades de fixação com placa, a placa-onda tem seu espaço principalmente nos casos de pseudo-artrose com necrose segmentar e/ou falha da cortical medial.

Quanto a utilizar a placa-onda sem colocação de enxerto sob a onda, a moldagem curta ou longa, baixa ou alta não fará diferença significativa em relação à carga máxima e rigidez.

A colocação do bloco de enxerto torna qualquer moldagem mais resistente e com maior rigidez. A placa-onda LA-E (longa e alta com enxerto) é a que suportou maior carga axial e a LB-E (longa e baixa com enxerto) a maior rigidez.

6. Conclusões

Após a realização dos testes de compressão axial excêntrica nos modelos com as quatro diferentes moldagens da placa-onda, com e sem a colocação do bloco de poliamida sob a onda podemos concluir que:

1. sem a colocação do bloco de poliamida sob a onda, não houve diferença estatisticamente significativa na carga máxima e na rigidez entre as placas curtas e longas, baixas e altas;
2. a colocação do bloco de poliamida sob a onda produziu aumento significativo tanto da carga máxima quanto da rigidez, em todas as quatro moldagens e
3. a placa-onda que apresentou maior resistência à compressão axial foi a longa-alta com bloco de poliamida e a com maior rigidez foi a longa-baixa com bloco de poliamida.

7. Anexos

Anexo 7.1 – Classificação AO

Classificação AO (Müller et al, 1987): a fratura da diáfise dos ossos longos é dividida em três tipos, segundo o traço da fratura.

Tipo A: fratura de traço simples

Tipo B: fratura multifragmentada em cunha, com contato entre os fragmentos proximal e distal após a redução e fixação

Tipo C: fratura multifragmentada complexa, sem contato entre os fragmentos proximal e distal após a redução e fixação

Cada tipo é subdividido em três grupos, de acordo com o mecanismo de trauma ser por torção, flexão ou cisalhamento.

Grupo A1: fratura de traço simples helicoidal

Grupo A2: fratura de traço simples oblíqua

Grupo A3: fratura de traço simples transversa

Grupo B1: fratura com cunha de torção

Grupo B2: fratura com cunha de flexão

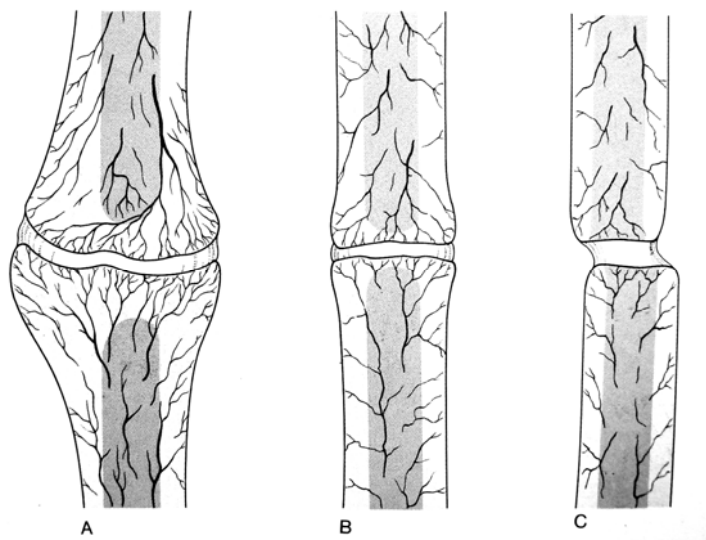
Grupo B3: fratura com cunha fragmentada

Grupo C1: fratura com mais de uma cunha de torção

Grupo C2: fratura segmentar

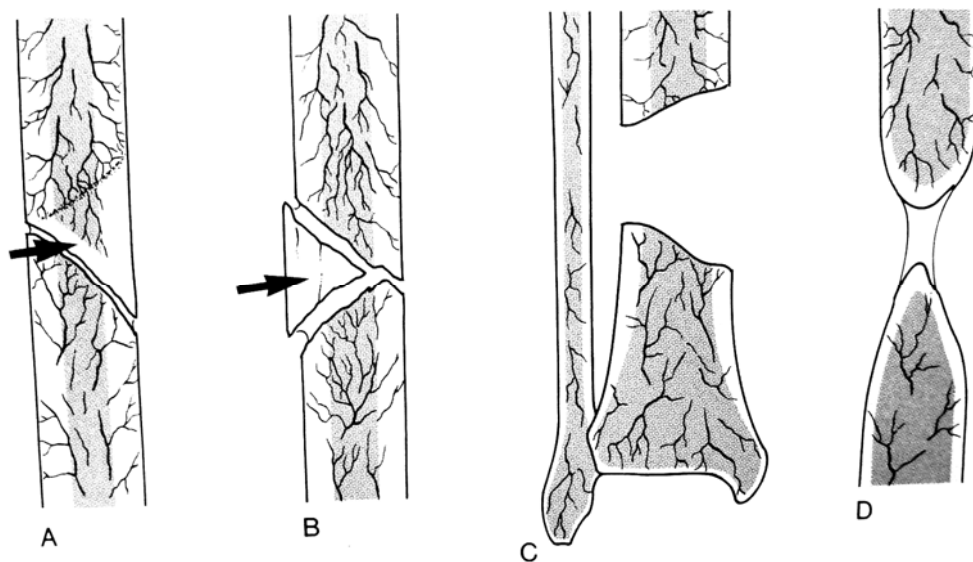
Grupo C3: fratura multifragmentar complexa

Anexo 7.2 – Esquema da classificação de Weber e Cech para as pseudo-artroses da diáfise dos ossos longos



Pseudo-artroses viáveis:

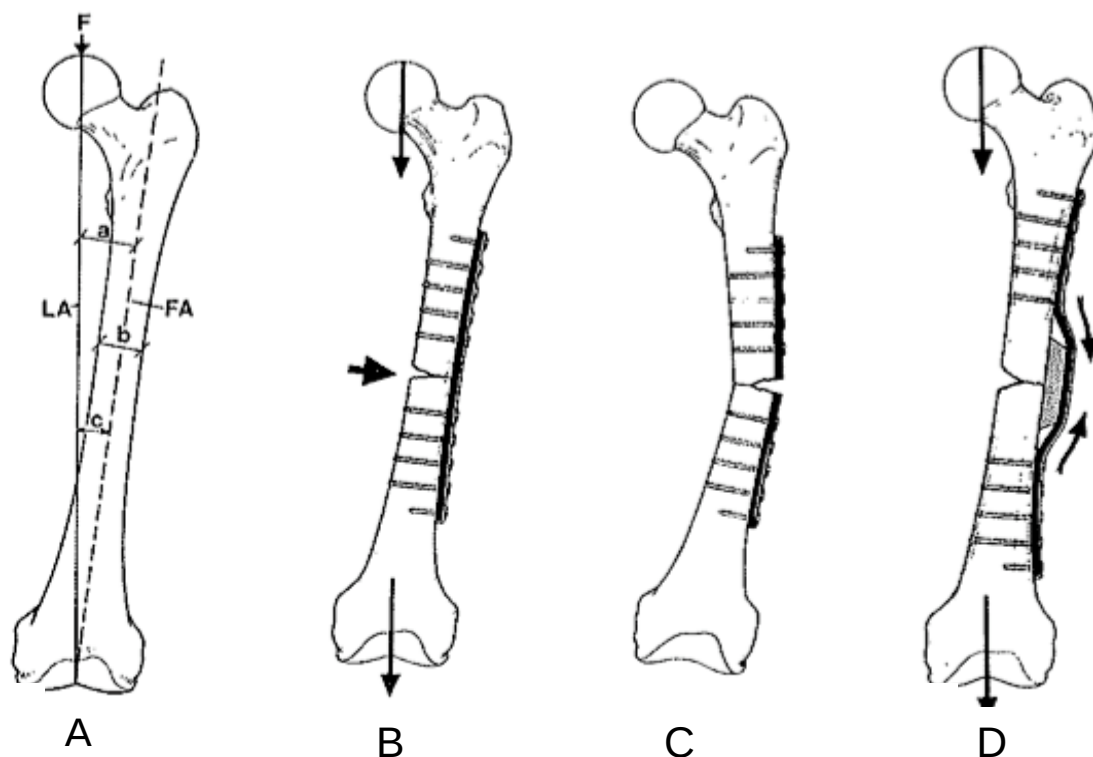
- A- pata de elefante
- B- casco de cavalo
- C- oligotrófica



Pseudo-artroses inviáveis:

- A- Com cunha
- B- Necrótica
- C- Por falha de segmento
- D- Atrófica

Anexo 7.3 – Esquema de funcionamento da placa-onda no fêmur (Blatter e Weber, 1990)



A – Esquema de forças que atuam no fêmur. F = força de compressão; LA = eixo mecânico; FA = eixo anatômico do fêmur; a = distância entre o eixo mecânico e o eixo anatômico; b = diâmetro da diáfise do fêmur; c = ângulo entre o eixo mecânico e o eixo anatômico.

B - Falha óssea na cortical medial da diáfise do fêmur, gera força de flexão na placa.

C – Quebra da placa por fadiga após um certo número de ciclos.

D – Com a aplicação da placa-onda com enxerto ósseo cortico-esponjoso abaixo da onda, a força de compressão antes suportada pela cortical medial, passa a ser suportada pela cortical lateral, e a placa-onda passa a absorver tensão e não flexão.

Anexo 7.4 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda curta-baixa (CB)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	1,5	1,4	1,2	0,9	1,2	0,7	0,9	1,0	1,1	0,8	1,3
200	2,9	3,0	2,6	1,9	3,5	1,6	2,1	2,6	2,5	1,8	2,9
300	4,7	5,2	4,2	3,0	4,8	2,5	3,7	4,7	4,8	3,1	4,4
400	7,0	7,7	6,2	4,2	6,3	3,5	4,8	6,1	6,6	4,2	6,2
500	9,8	10,7	8,4	5,8	8,2	4,8	5,6	9,2	8,4	5,7	8,1
600	12,9		11,7	8,7	10,8	7,2	7,8		10,7	9,2	10,6
700											
800											
Carga máxima (N)	682	579	677	679	648	658	634	587	662	663	657
Deformação (mm)	17,4	18,5	19,0	15,0	16,1	12,8	14,8	16,8	19,1	18,2	17,4

Anexo 7.5 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda curta-alta (CA)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	1,2	1,3	1,4	0,9	1,3	1,2	1,4	1,1	0,8	1,5	1,3
200	2,3	3,1	3,0	1,9	2,9	2,4	2,8	2,3	2,1	3,1	2,8
300	3,5	4,6	5,0	2,8	4,5	3,6	3,8	3,6	3,9	4,3	4,1
400	5,0	6,5	7,7	3,9	6,1	4,8	4,8	5,2	5,9	6,3	6,7
500	6,9	8,3	11,3	5,3	7,9	6,3	7,1	8,6	9,4	8,8	10,2
600	12,1	12,5		7,9	11,8	9,4		11,4	12,5	11,7	12,8
Carga máxima (N)	601	623	558	664	609	640	586	643	657	621	667
Deformação (mm)	14,4	15,2	17,2	13,5	14,7	14,9	16,4	15,7	17,3	15,8	14,4

Anexo 7.6 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda longa-baixa (LB)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	1,3	1,2	1,6	0,9	0,7	1,7	1,1	0,8	1,3	0,9	1,3
200	3,0	2,4	3,7	1,8	1,5	3,1	2,7	1,8	2,9	1,7	3,1
300	5,4	3,7	4,3	2,6	2,6	4,4	3,7	2,9	4,5	4,2	5,1
400	8,5	5,3	8,9	3,6	3,8	5,9	6,1	5,8	7,2	6,7	8,4
500	9,7	9,0	9,1	5,2	5,1	8,2	7,9	7,7	8,9	8,3	9,8
600	12,6		9,7		7,3	13,0	8,8	9,2	11,7	10,6	12,4
Carga máxima	614	512	623	586	642	625	597	633	572	647	587
Deformação (mm)	13,8	13,8	12,8	10,3	11,2	14,2	12,1	13,6	12,7	14,1	11,7

Anexo 7.7 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda longa-alta (LA)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	1,6	2,1	1,4	0,9	1,3	0,8	1,5	1,1	1,7	1,2	1,9
200	3,8	4,6	2,9	1,7	2,7	1,7	2,7	3,4	3,1	3,0	4,1
300	7,7	8,2	4,7	2,8	4,0	2,7	4,9	5,7	6,0	6,9	8,0
400	9,8	9,1	6,5	4,1	5,4	4,4	5,9	7,4	8,6	9,2	9,7
500			8,6	6,5	7,6	6,3	8,4	8,9	9,7		
600											
Carga máxima(N)	450	428	528	585	547	587	553	514	597	482	460
Deformação (mm)	15,9	16,8	14,3	13,1	11,8	11,6	13,7	15,4	16,3	14,8	15,8

Anexo 7.8 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda curta-baixa com bloco de polipropileno (CB-E)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	0,7	0,8	0,8	0,5	0,7	0,4	0,6	0,7	0,8	0,8	0,7
200	1,3	1,5	1,6	1,1	1,3	0,9	1,2	1,4	1,5	1,4	1,3
300	2,0	2,4	2,4	1,8	2,1	1,9	1,9	2,1	2,3	2,0	2,2
400	2,7	3,2	3,2	2,5	2,8	2,8	2,6	2,4	2,8	2,9	3,1
500	3,6	4,2	4,1	3,2	3,5	2,3	3,3	3,9	4,0	3,8	4,2
600	4,5	5,3	5,2	4,0	4,2	3,8	4,5	5,0	4,9	5,1	5,2
700	5,5	6,3	6,3	4,9	5,0	5,3	5,6	5,8	5,7	6,2	6,1
800	6,6	7,5	7,7	5,9	5,8	5,8	6,9	7,0	6,4	7,3	7,6
900	7,9	9,1	9,1	7,1	6,8	7,4	8,2	8,8	7,5	8,1	8,6
1000	9,7	11,0	11,0	8,6	9,9	8,1	8,8	9,7	10,5	10,3	9,4
1100	11,9	13,1	13,2	10,1	9,0	9,6	12,0	11,1	12,5	11,6	10,2
1200	15,4	16,3	16,7	12,6	10,5	11,8	13,5	14,3	15,2	14,7	13,1
1300	23,9	23,3	21,9	16,3	12,4	13,9	15,7	19,2	20,2	18,6	19,8
1400				21,8	15,0	15,2		20,3	22,5	20,1	22,1
1500					19,8	19,0			23,4		
Carga máxima (N)	1354	1360	1379	1440	1591	1562	1389	1425	1557	1412	1478
Deformação (mm)	33,0	37,0	34,3	34,8	33,6	28,0	31,2	35,5	32,6	34,1	31,4

Anexo 7.9 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda curta-alta com bloco de polipropileno (CA-E)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	0,7	0,6	0,4	0,5	1,1	0,5	0,7	0,8	0,4	0,7	1,1
200	1,2	1,2	0,9	1,5	1,9	1,2	1,5	1,5	0,8	1,4	1,5
300	1,8	1,8	1,3	2,3	2,5	1,7	2,2	2,2	1,1	2,0	2,4
400	2,4	2,4	1,6	3,0	3,1	2,1	2,9	2,8	1,5	2,7	3,2
500	2,9	2,9	2,0	3,8	3,8	2,8	3,5	3,5	1,8	3,4	3,8
600	3,7	3,8	2,9	4,2	4,2	3,8	4,0	3,9	4,1	4,1	4,2
700	4,5	4,6	3,7	4,9	4,9	4,9	4,7	4,2	4,7	4,6	5,0
800	5,1	5,5	4,5	5,7	5,4	5,6	5,5	5,1	5,8	5,2	5,7
900	5,6	5,8	5,2	6,2	5,9	6,1	6,3	6,6	6,5	6,3	6,3
1000	6,3	6,0	6,7	7,9	6,9	7,6	7,0	7,2	7,7	7,4	7,4
1100	7,6	7,3	8,1	8,5	7,6	9,1	8,9	8,9	8,6	8,5	8,9
1200	8,9	8,2	9,8	10,1	9,7	10,4	10,1	11,0	10,6	9,7	10,4
1300	9,7	9,9	11,6	11,8	11,8	12,1	11,7	12,3	12,9	11,9	12,4
1400	12,1	11,4	12,1	13,2	13,6	14,2	12,9	14,4	15,0	14,7	13,2
1500	13,3	12,3	13,8	15,6	14,4	16,8	14,0	15,5	16,2	17,3	14,0
1600	18,6	17,9	16,3	18,9	19,9	18,2	18,7	19,0	19,2	20,2	18,6
1700	22,5		18,9	23,4	22,8	20,7	22,1	23,7	22,8		20,4
1800			24,6			23,6	25,4		24,7		
1900			25,7			26,4			26,6		
Carga Máxima (N)	1720	1781	1976	1726	1769	1985	1832	1784	1999	1767	1728
Deformação (mm)	27,8	29,4	28,1	30,0	29,8	33,7	31,2	30,0	27,8	34,9	22,7

Anexo 7.10 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda longa-baixa com bloco de polipropileno (LB-E)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	0,7	0,6	0,7	0,5	0,8	0,7	0,6	1,1	0,7	0,7	0,9
200	1,4	1,2	1,3	1,2	1,6	1,4	1,2	1,9	1,3	1,3	1,7
300	2,1	1,8	1,9	1,7	2,4	1,9	1,8	2,5	1,9	2,0	2,5
400	2,8	2,5	2,5	2,4	3,1	2,5	2,4	3,1	2,9	2,7	3,4
500	3,4	3,3	3,1	3,0	3,8	3,1	3,1	3,8	3,5	3,4	4,2
600	4,9	4,6	4,0	4,2	4,6	3,9	3,7	4,5	4,2	4,3	5,6
700	5,6	5,1	4,9	4,8	5,2	4,3	4,2	5,1	5,7	5,1	6,8
800	6,9	6,1	5,8	5,7	6,4	5,7	5,1	5,9	6,2	6,2	7,7
900	7,6	6,9	6,2	6,4	7,2	6,9	6,6	6,8	6,9	6,8	8,6
1000	8,2	7,4	6,9	7,1	8,7	7,6	7,5	8,4	7,4	7,5	9,5
1100	9,4	9,8	8,9	9,7	9,2	8,9	8,7	9,2	8,8	8,7	10,1
1200	10,2	11,5	10,8	11,6	11,9	10,7	10,9	10,8	9,8	9,6	11,5
1300	11,8	13,7	12,7	13,3	12,3	11,9	12,4	11,7	12,2	11,7	12,8
1400	12,7	15,6	14,6	15,3	14,8	13,5	13,7	15,3	14,7	15,6	14,3
1500	13,7	17,0	17,1	17,7		14,5			16,8	18,4	
1600	16,8					16,7			18,3		
Carga Máxima (N)	1607	1638	1595	1579	1473	1637	1450	1427	1603	1595	1468
Deformação (mm)	22,0	30,0	33,0	28,7	33,0	29,6	28,0	37,0	27,7	31,1	38,0

Anexo 7.11 – Quadro com os resultados da carga máxima (N) e da deformação (mm) dos 11 testes realizados com a placa-onda longa-alta com bloco de polipropileno (LA-E)

Carga (N)	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
100	0,5	0,4	0,8	0,5	0,4	0,4	0,5	0,6	0,4	0,7	0,5
200	1,0	1,2	1,5	0,9	0,8	0,7	0,9	1,1	1,4	1,5	1,1
300	1,5	1,7	2,1	1,3	1,1	1,1	1,9	1,7	1,9	2,1	1,7
400	2,1	2,2	2,7	1,6	1,5	1,5	2,6	2,0	2,3	2,7	2,4
500	2,7	2,8	3,3	2,0	1,9	1,8	3,2	2,6	2,8	3,1	2,9
600	3,4	3,5	4,0	2,3	2,4	2,2	4,0	3,1	3,6	3,8	3,4
700	4,1	4,1	4,7	2,7	3,1	2,6	4,8	3,7	4,1	4,0	4,4
800	4,7	4,8	5,4	3,0	3,3	2,9	5,2	4,2	4,7	4,5	5,1
900	5,5	5,6	6,2	3,4	3,7	3,3	5,6	4,8	5,1	5,3	5,5
1000	6,4	6,5	7,1	3,8	4,2	3,7	6,8	5,3	6,1	6,0	6,2
1100	7,4	7,4	8,0	4,3	4,8	4,1	7,5	5,7	7,1	6,9	6,9
1200	8,5	8,5	9,1	4,7	5,3	4,6	8,4	6,2	8,4	8,1	7,4
1300	9,9	9,8	10,3	5,2	5,9	5,0	9,2	6,8	10,2	9,5	8,2
1400	11,7	11,6	11,8	5,8	6,5	5,6	10,5	7,2	11,4	11,1	9,1
1500	13,6	14,0	13,7	6,3	7,3	6,1	12,8	8,4	13,1	13,8	9,8
1600	16,3	18,0	14,7	7,0	8,2	6,7	14,5	9,0	15,4	17,2	10,3
1700	20,4	21,9	18,4	7,8	9,1	7,4	18,2	9,6	19,1	20,7	10,9
1800	27,8	31,1	24,0	8,8	10,4	8,3	24,6	10,3	21,3	20,7	11,4
1900	31,1			9,9	11,9	9,3	28,1	11,7	27,6	25,9	12,1
2000				11,1	13,5	10,5		12,5	31,4		13,4
2100				12,2	15,5	11,8		14,6			13,9
2200				13,9	18,1	13,5		15,2			14,7
2300				16,5	22,0	15,6					16,4
2400				20,9		18,5					
2500				31,0		21,9					
Carga Máxima (N)	1985	1804	1863	2526	2374	2585	1986	2237	2019	1946	2356
Deformação (mm)	35,0	36,3	36,4	41,6	32,3	32,7	37,4	39,5	38,1	35,2	38,6

Anexo 7.12 – Quadro com as comparações múltiplas da carga máxima entre todos os grupos estudados. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$ *)

Comparação	Diferença média	Erro Padrão	p
CB vs CA	2,34	4,686	>0,999
CB vs LB	4,44	4,686	>0,999
CB vs LA	12,68	4,686	0,233
CB vs CB-E	-80,19	4,686	<0,001*
CB vs CA-E	-117,65	4,686	<0,001*
CB vs LB-E	-90,42	4,686	<0,001*
CB vs LA-E	-154,75	4,686	<0,001*
CA vs LB	2,10	4,686	>0,999
CA vs LA	10,35	4,686	0,844
CA vs CB-E	-82,53	4,686	<0,001*
CA vs CA-E	-119,98	4,686	<0,001*
CA vs LB-E	-92,76	4,686	<0,001*
CA vs LA-E	-157,08	4,686	<0,001*
LB vs LA	8,25	4,686	>0,999
LB vs CB-E	-84,63	4,686	<0,001*
LB vs CA-E	-122,08	4,686	<0,001*
LB vs LB-E	-94,86	4,686	<0,001*
LB vs LA-E	-159,18	4,686	<0,001*
LA vs CB-E	-92,87	4,686	<0,001*
LA vs CA-E	-130,33	4,686	<0,001*
LA vs LB-E	-103,10	4,686	<0,001*
LA vs LA-E	-167,43	4,686	<0,001*
CB-E vs CA-E	-37,46	4,686	<0,001*
CB-E vs LB-E	-10,23	4,686	0,896
CB-E vs LA-E	-74,56	4,686	<0,001*
CA-E vs LB-E	27,23	4,686	<0,001*
CA-E vs LA-E	-37,10	4,686	<0,001*
LB-E vs LA-E	-64,33	4,686	<0,001*

Anexo 7.13 – Quadro com as comparações múltiplas da rigidez entre todos os grupos estudados. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$ *)

Comparação	Diferença média	Erro Padrão	p
CB vs CA	5,07	5,45	>0,999
CB vs LB	-0,17	5,45	>0,999
CB vs LA	5,44	5,45	>0,999
CB vs CB-E	-8,02	5,45	>0,999
CB vs CA-E	-18,71	5,45	0,026*
CB vs LB-E	-34,20	5,45	<0,001*
CB vs LA-E	-20,56	5,45	0,009*
CA vs LB	-5,24	5,45	>0,999
CA vs LA	0,37	5,45	>0,999
CA vs CB-E	-13,09	5,45	0,521
CA vs CA-E	-23,78	5,45	0,001*
CA vs LB-E	-39,27	5,45	<0,001*
CA vs LA-E	-25,63	5,45	<0,001*
LB vs LA	5,61	5,45	>0,999
LB vs CB-E	-7,85	5,45	>0,999
LB vs CA-E	-18,55	5,45	0,029*
LB vs LB-E	-34,03	5,45	<0,001*
LB vs LA-E	-20,39	5,45	0,010*
LA vs CB-E	-13,46	5,45	0,437
LA vs CA-E	-24,15	5,45	0,001*
LA vs LB-E	-39,64	5,45	<0,001*
LA vs LA-E	-26,00	5,45	<0,001*
CB-E vs CA-E	-10,70	5,45	>0,999
CB-E vs LB-E	-26,18	5,45	<0,001*
CB-E vs LA-E	-12,54	5,45	0,670
CA-E vs LB-E	-15,49	5,45	0,159
CA-E vs LA-E	-1,84	5,45	>0,999
LB-E vs LA-E	13,64	5,45	0,400

8. Referências bibliográficas

Angelini AJ. Ensaio mecânico de compressão estática comparada entre placas retas e pré-moldadas em onda. Tese (Mestrado). Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2001.

Babhulkar S, Pande K, Babhulkar S. Nonunion of the diaphysis of long bone. Clin Orthop. 2005;431:50-6.

Banaszkiewicz PA, Sabboubeh A, McLeod, et al. Femoral exchange nailing for aseptic non-union: not the end to all problems. Injury. 2003;34(5):349-56.

Baumgart E. Stiffness – an unknown world of mechanical science? Injury. 2000;31(suppl 2):S-B14-23.

Bellabarba C, Ricci WM, Bolhofner BR. Results of indirect reduction and plating of femoral shaft nonunions after intramedullary nailing. J Orthop Trauma. 2001;15(4):254-63.

Blatter G & Weber BG. Wave plate osteosynthesis as a salvage procedure. Arch Orthop Trauma Surg. 1990;109:330-3.

Choi YS & Kim KS. Plate augmentation leaving the nail in situ and bone grafting for non-union of femoral shaft fractures. Int Orthop. 2005;29(5):287-290.

Finkemeier CG & Chapman MW. Treatment of femoral diaphyseal nonunions. Clin Orthop. 2002;398:223-34.

Fulkerson E, Egol KA, Kubiak EN et al. Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. J Trauma. 2006;60:830-5.

Gardner MJ, Griffith MH, Demetrakopoulos D et al. Hybrid locked plating of osteoporotic fractures of the humerus. J Bone Joint Surg. 2006;88A(9):1962-7.

Gerber A, Marti R, Júpiter J. Surgical management of diaphyseal humeral nonunion after intramedullary nailing: wave-plate fixation and autologous bone grafting without nail removal. J Shoulder Elbow Surg. 2003;12:309-13.

Geissler WB, Powell TE, Blickenstaff KR et al. Compression plating of acute femoral shaft fractures. Orthopedics. 1995;18(7):655-60.

Grundnes O, Utvag SE, Reikeras O. Effects of graded reaming on fracture healing. Blood flow and healing studied in rat femurs. Acta Orthop Scand. 1994;65(1):32-6.

Hak DJ, Lee SS, Goulet JA, et al. Success of exchange reamed intramedullary nailing for femoral shaft nonunion or delayed union. J Orthop Trauma. 2000;14(3):178-82.

Jorge SRN, Cocco LF, Kawano C, Fernandes HJA, Reis FB. The wave plate method in non union femoral shaft fractures treatment. Acta Ortop Bras. 2006; 14(1):17-21.

Karnezis IA. Biomechanical considerations in "biologic" femoral osteosynthesis: an experimental study of the "bridging" and "wave" plating techniques. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2000;20:272-5.

Kempf I, Grosse A, Beck G. Close locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur. *J Bone Joint Surg.* 1985; 67A(5):709-20.

Khan SN, Cammisa FP, Sanhu HS, Diwan AD, Girardi FP, Lane JM. The biology of bone grafting. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13:77-86.

Klaue K, Fengels I, Perren SM. Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates. *Injury.* 2000;31(suppl 2):B51-62.

Kojima KE, Hungria Neto JS, Mercadante MT, Christian RW, Hungria JOS, Santa Cruz AR, Barreto SL, Jorge PB. Tratamento de 25 pseudo-artroses da diáfise do fêmur com placa-onda. In: 37º Congresso Brasileiro de Ortopedia e Traumatologia; 2005; Vitória (ES). Anais do Congresso.

Kyle RF. Biomechanics of intramedullary fracture fixation. *Orthopedics.* 1985;8(11):1356-9.

Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, Wasserman W. Applied linear statistical models. 4 ed. Illinois: Richard D. Irwing, 1408p., 1996.

Orr ER, Paschoal JP, Giordano V, Franklin CE, Amaral NP. Fixação biológica das fraturas multifragmentárias da diáfise do fêmur pela técnica de placa em ponte. *Rev Bras Ortop.* 2002;37(1):31-8.

Patil S. Management of complex tibial and femoral nonunion using the Ilizarov technique, and its cost implications. *J Bone Joint Surg.* 2006;88B(7):928-32.

Reichert IL, McCarthy ID, Hughes SP. The acute vascular response to intramedullary reaming. Microsphere estimation of blood flow in the intact ovine tibia. *J Bone Joint Surg.* 1995;77B(3):490-3.

Pires RES, Fernandes HJA, Belloti JC, Balbachevsky D, Faloppa F, Reis FB. Como são tratadas as fraturas diafisárias fechadas do fêmur no Brasil? Estudo transversal. *Acta Ortop Bras.* 2006;14(3):165-9.

Ring D, Jupiter JB, Sanders RA, Quintero J, Santoro VM, Ganz R, Marti, RK. Complex nonunion of the fractures of the femoral shaft treated by wave-plate osteosynthesis. *J Bone Joint Surg.* 1997;79B(2):289-94.

Ring D, Jupiter JB, Quintero J, Sanders RA, Marti RK. Atrophic ununited diaphyseal fractures of the humerus with a bony defect: treatment by wave-plate osteosynthesis. *J Bone Joint Surg.* 2000;82B (6):867-71.

Rosen H. Compression treatment of long bone pseudarthroses. Clin Orthop. 1979;138:154-66.

Rossetti AC, Ricco Jr LF, Moraes M, Magalhães RM, Suzuki I. Tratamento das fraturas complexas da diáfise do fêmur com "interlocking nail". Rev Bras Ortop. 1997;32(6):453-8.

Rüedi TP & Luscher JN. Results after internal fixation of comminuted fractures of the femoral shaft with DC plates. Clin Orthop. 1979;(138):74-6.

Shimabukuro EH, Tucci Neto PF, Choffi M, Reis FB, Di Giovanni JF. Estudo comparativo do emprego da placa-ponte e da haste intramedular bloqueada nas fraturas diafisárias cominutivas do fêmur. Rev Bras Ortop. 1997;32(3):221-8.

Sojbjerg JO, Eiskjaer S, Moller-Larsen F. Locked nailing of comminuted and unstable fractures of the femur. J Bone Joint surg. 1990;72B(1):23-5.

Stevenson S. Enhancement of fracture healing with autologous and allogenic bone grafts. Clin Orthop. 1998;355:239-46.

Ueng SW, Chao EK, Lee SS, et al. Augmentative plate fixation for the management of femoral nonunion after intramedullary nailing. J Trauma. 1997;43(4):640-4.

Wenda K, Runkel M, Degreif J et al. Minimally invasive plate fixation in femoral shaft fractures. Injury. 1997;28(suppl 1):A13-9.

Weresh MJ, Hakanson R, Stover MD, et al. Failure of exchange reamed intramedullary nails for ununited femoral shaft fractures. J Orthop Trauma. 2000;14(5):335-8.

Wiss DA, Fleming CH, Matta JM et al. Comminuted and rotationally unstable fractures of the fêmur treated with an interlocking nail. Clin Orthop. 1986;212:35-47.

Wu CC & Chen WJ. Exchange nailing for aseptic nonunion of the femoral shaft. Int Orthop. 2002;26(2):80-4.

Fontes consultadas

Sociedade Brasileira de Anatomia. Terminologia Anatômica. São Paulo: Manole; 2001.

Rüedi TP, Murphy WM, coordenadores. AO Principles of Fracture Management. Stuttgart: Thieme; 2000.

Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H, editores. Manual of Internal Fixation. 3ª ed. Berlin: Springer; 1990.

Rockwood and Green's Fractures in Adults. 6ª ed. Philadelphia: Lippincott-Williams-Wilkins; 2006.

Houaiss A, editor. Webster's Dicionário Inglês-Português. 16ª ed. Rio de Janeiro: Record; 2006.

Ferreira ABH. Novo Dicionário da Língua Portuguesa. 3ª ed. Curitiba: Positivo; 2004.

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA SANTA CASA DE SÃO PAULO. Normatização para apresentação de dissertações e teses. São Paulo: Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo. Pós-graduação; 2004.

Canale ST. Campbell's Operative Orthopaedics. 10ª ed. Saint Louis: Mosby; 2003.

Browner DB, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG, editores. Skeletal Trauma: Basic Science Management and Reconstruction. 3ª ed. Philadelphia: Elsevier; 2003.

Müller ME, Nazarian S, Koch P. Classification AO des Fractures. Paris: Springer-Verlag; 1987.

National Library of Medicine Index Medicus. List of Journal indexed in Index Medicus. [on line] Maryland: National Library of Medicine; 2002. Disponível em: <ftp://nlppubs.nlm.nih.gov/online/journals/ljiweb>.

Kapandji IA. Fisiologia articular. Esquemas comentados de mecânica humana. 5ª ed. São Paulo: Manole; 1987.

Resumo

Avaliação *in vitro* da influência mecânica do comprimento e da altura da onda na osteossíntese com a placa-onda. Autor: Kodi Edson Kojima. Tese de Doutorado, 2007.

INTRODUÇÃO: A placa-onda é utilizada no tratamento da pseudo-artrose da diáfise dos ossos longos. Não há padronização da moldagem da placa em relação ao comprimento e à altura ideal da onda. O objetivo deste estudo foi comparar as características mecânicas de quatro diferentes moldagens de placa-onda, com e sem a colocação de um bloco de poliamida sob a placa, simulando o enxerto tricortical. **MATERIAL E MÉTODOS:** Foram avaliados quatro grupos diferentes de moldagens: 1- curta-baixa (CB) – extensão de quatro furos de comprimento e 10 mm de altura, 2- curta-alta (CA) – extensão de quatro furos de comprimento e 20 mm de altura, 3- longa-baixa (LB) – extensão de seis furos de comprimento e 10 mm de altura e 4- longa-alta (LA) – extensão de seis furos de comprimento e 20 mm de altura, montadas em dois cilindros de poliamida, com contato de apenas um terço da circunferência, com e sem a colocação de bloco de poliamida abaixo da onda, entre a placa e o cilindro, simulando a colocação de enxerto córtico-esponjoso. Cada grupo era composto de 11 peças, totalizando 88 testes mecânicos. Foi aplicada carga axial excêntrica na velocidade de 100 N/min. **RESULTADOS:** Sem a colocação do bloco de poliamida as quatro moldagens da onda apresentaram carga máxima sem diferença estatisticamente significativa: CB $64,8 \text{ N} \pm 3,5$; CA $62,4 \text{ N} \pm 3,4$; LB $60,3 \text{ N} \pm 3,9$ e LA $52,1 \text{ N} \pm 5,9$. Essas quatro moldagens também apresentaram rigidez semelhante. Com a colocação do bloco de poliamida entre a placa-onda e o cilindro, todas foram superiores às moldagens sem o bloco. A carga máxima da placa LA-E ($219,5 \text{ N} \pm 25,2$) foi significativamente maior que as outras moldagens. A placa que mostrou maior rigidez foi a LB-E ($90,5 \text{ N/mm} \pm 7,5$). **CONCLUSÃO:** Concluímos que sem a colocação do bloco de poliamida, a alteração no comprimento ou na altura da onda não produziram alteração significativa na carga máxima ou na rigidez, e que com a colocação do bloco todas moldagens apresentam carga máxima e rigidez superior às sem o bloco. A placa com maior carga máxima foi a LA-E e a com maior rigidez a LB-E.

Abstract

Kojima, KE. In vitro evaluation of the influence of the wave length and height in the wave plate osteosynthesis. [Thesis], 2007.

INTRODUCTION: The wave plate is indicated in long bones shafts nonunion. There are no standardization of the wave length and height. The aim of this study is to compare the mechanical characteristics of four different moldings of the wave plate, with and without a poliamida bloc under the plate simulating the cortico-cancellous bone graft. **MATERIAL AND METHODS:** Four different wave plate were analyzed: 1- short-low (SL) – wave length of four holes and 10 mm height, 2- short-height (SH) – four hole length and 20 mm height, 3- long-low (LL) – six hole length and 10 mm height and 4- long-height – six hole length and 20 mm height. The plate was assembled in a poliamida cylinder simulating a type B diaphyseal fracture, with the contact of one third of the diameter, with and without a poliamida bloc under the plate, submitted to an application of an eccentric axial load (100 N/min). **RESULTS:** Without the poliamida bloc under the plate there were no statistical difference between the wave plates: SL $64,8 \text{ N} \pm 3,5$; SH $62,4 \text{ N} \pm 3,4$; LL $60,3 \text{ N} \pm 3,9$ e LH $52,1 \text{ N} \pm 5,9$. There were no differences in the stiffness as well. All four different moldings of the wave plates tested with the poliamida bloc showed higher maximum strength compared without the bloc the wave plate LH-E ($219,5 \text{ N} \pm 25,2$).. The highest maximum strength was achieved by the plate with highest stiffness was the LB-E ($90,5 \text{ N/mm} \pm 7,5$). **CONCLUSIONS:** We concluded that without the usage of the poliamida bloc under the plate changing the length or the height didn't changed neither the maximum strength nor the stiffness. With the poliamida bloc the maximum strength and the stiffness were significant higher. The wave plate LH-E showed the higher maximum strength and the LL-E the highest stiffness.

Lista e apêndice

FIGURAS

FIGURA 1 – Fotografia das quatro moldagens da placa-onda. A – placa-onda curta-baixa (CB) com quatro furos de comprimento e 10 mm de altura, B – placa-onda curta-alta (CA) com quatro furos de comprimento e 20 mm de altura, C – placa-onda longa-baixa (LB) com seis furos de comprimento e 10 mm de altura e D – placa-onda longa-alta (LA) com seis furos de comprimento e 20 mm de altura.

FIGURA 2 – Esquema da confecção dos cilindros de poliamida para utilização como corpo de prova. A – cilindro de poliamida com 470 mm de comprimento dividido em duas partes iguais, B- retirada de dois triângulos mantendo contato de 10 mm entre os dois fragmentos e C – montagem da placa-onda no cilindro de poliamida.

FIGURA 3 – Fotografia da placa-onda com a colocação de bloco de poliamida para simular o enxerto tri-cortical de osso ilíaco sob a onda. A – placa-onda curta-baixa com enxerto (CB-E) e B – placa-onda longa-alta com enxerto (LA-E).

FIGURA 4 – Corpo de prova de poliamida com a placa-onda montada para teste mecânico na Máquina Universal de Ensaio Mecânicos tipo ZD-100-PU.

FIGURA 5 – Conexões especialmente confeccionadas para simular a carga excêntrica que ocorre no fêmur. A – conexão superior com uma placa metálica e uma esfera metálica soldada a 40 mm do eixo do cilindro de poliamida, permite movimentação livre em três planos. B – conexão inferior com esfera metálica para simular a adaptação que ocorre no joelho com a carga excêntrica.

FIGURA 6 – Peça montada na Máquina Universal de Ensaio Mecânicos ZD-100-PU. A- início da aplicação da carga e B – final da aplicação da carga pela máquina, momento de medida da carga máxima suportada.

FIGURA 7 – Ilustração do tipo de gráfico carga-deformação obtido ao final do teste mecânico. Carga medida em Newtons (N) e a deformação em milímetros (mm).

GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – Carga máxima das placas-onda submetidas a compressão axial excêntrica. CB = curta-baixa, CA = curta-alta, LB = longa-baixa e LA = longa-alta. Em azul as placas-onda sem a colocação do bloco sob a placa e em vermelho com a colocação do bloco.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

GRÁFICO 2 - Gráfico carga-deformação (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de enxerto, submetidas a compressão axial excêntrica.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

GRÁFICO 3 – Rigidez média das quatro moldagens da placa onda sem a colocação do bloco de poliamida simulando o enxerto ósseo (azul) e com a colocação do bloco (vermelho).

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

GRÁFICO 4 - Gráfico carga-deformação (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda com a colocação do bloco de enxerto, submetidas a compressão axial excêntrica.

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

GRÁFICO 5 - Gráfico carga-deformação (N/mm) das oito moldagens de placa-onda submetidas a compressão axial excêntrica (CB = curta-baixa, CA = curta-alta, LB = longa-baixa, LA = longa-alta, CB-E = curta-baixa com bloco, CA-E = curta-alta com bloco, LB-E = longa-baixa com bloco e LA-E = longa-alta com bloco).

FONTE - Laboratório de Metrologia de Força – Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie, 2006.

TABELAS

TABELA 1- Resultado da carga máxima (N) das quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

TABELA 2- Resultado da rigidez (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda sem a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

TABELA 3- Resultado da carga máxima (N) das quatro moldagens de placa-onda com a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

TABELA 4 - Resultado da rigidez (N/mm) das quatro moldagens de placa-onda com a colocação do bloco de poliamida, submetidas a compressão axial excêntrica. Avaliação estatística pela Análise de Variância (ANOVA) e teste de Bonferroni ($\alpha < 0,05$)*.

IRMANDADE DA SANTA CASA DE MISERICÓRDIA DE SÃO PAULO

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

Rua Dr. Cesário Mota Júnior, 112 Santa Cecília CEP 01277900 São Paulo –SP

PABX (11) 32240122 Ramais: 5502/5710 – Fax- 3226.7041 E-mail: etica@iscmsp.org.br

São Paulo, 24 de fevereiro de 2005.

Projeto nº030/05

Informe este número para identificar
seu projeto no CEP

Ilmo.(a).Sr.(a).

Dr.(a).Kodi Edson Kojima

Departamento de Ortopedia

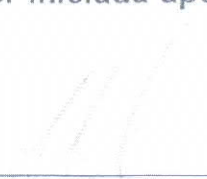
O Comitê de Ética em Pesquisa da ISCMSP, reunido no dia **23/02/05** e no cumprimento de suas atribuições, após revisão do seu projeto de pesquisa

“Avaliação mecânica de diferentes moldagens da placa em onda”

emitiu parecer enquadrando-o na seguinte categoria:

- ☒ **Aprovado inclusive o TCLE;**
- ☐ **Com pendência** modificações ou informação relevante a serem atendidas em 60 dias (enviar as alterações em duas cópias)
- ☐ **Retirado**, por não ser reapresentado no prazo determinado;
- ☐ **Não aprovado:** e

☐ **Aprovado** inclusive TCLE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido), e encaminhado para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – MS -CONEP, a qual deverá emitir parecer no prazo de 60 dias. **Informamos, outrossim, que, segundo os termos da Resolução 196/96 do Ministério da Saúde a pesquisa só poderá ser iniciada após o recebimento do parecer de aprovação da CONEP.**



Prof. Dr. Daniel R. Muñoz
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa
ISCMSP

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)